



HAL
open science

Intérêt de l'évaluation isocinétique en traumatologie sportive : de la prévention primaire à la réhabilitation

Joffrey Drigny

► **To cite this version:**

Joffrey Drigny. Intérêt de l'évaluation isocinétique en traumatologie sportive : de la prévention primaire à la réhabilitation. Education. Normandie Université, 2023. Français. NNT : 2023NORMC295 . tel-04522107

HAL Id: tel-04522107

<https://theses.hal.science/tel-04522107>

Submitted on 26 Mar 2024

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

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

THÈSE

Pour obtenir le diplôme de doctorat

Spécialité **SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITES PHYSIQUES ET SPORTIVES**

Préparée au sein de l'**Université de Caen Normandie**

**Intérêt de l'évaluation isocinétique en traumatologie sportive:
de la prévention primaire à la réhabilitation.**

Présentée et soutenue par
JOFFREY DRIGNY

Thèse soutenue le 19/12/2023

devant le jury composé de :

M. ARNAUD DUPEYRON	Professeur des universités PraticienHosp - Université de Montpellier	Rapporteur du jury
M. NICOLAS OLIVIER	Maître de conférences HDR - UNIVERSITE LILLE 2 DROIT ET SANTE	Rapporteur du jury
M. FRANCIS DEGACHE	Docteur - UNIVERSITE SAINT ETIENNE JEAN MONNET	Membre du jury
MME MARIE-MARTINE LEFEVRE	Maître de conférences, praticien hosp. - UNIVERSITE PARIS CITE	Membre du jury
MME PATRICIA THOREUX	Professeur des universités PraticienHosp - UNIVERSITE PARIS 4 PARIS-SORBONNE	Président du jury
M. ANTOINE GAUTHIER	Professeur des universités - Université de Caen Normandie	Directeur de thèse

Thèse dirigée par **ANTOINE GAUTHIER** (Mobilités : vieillissement, pathologie, santé - COMETE)

RESUMÉ

Objectif : L'évaluation isocinétique de la fonction musculaire en traumatologie sportive est souvent limitée à la mesure de la force musculaire avec une applicabilité clinique restreinte. Le but de ce travail est d'étudier l'utilisation de l'évaluation isocinétique pour la mesure des paramètres de la fonction musculaire (force, propriétés passives et proprioception) en traumatologie sportive. Nous proposons l'étude de deux situations cliniques fréquentes de la prévention primaire à la prévention tertiaire.

Le cadre théorique rappelle les bases anatomiques ainsi que les propriétés du complexe musculo-tendineux et leurs modalités d'évaluation, en insistant sur l'évaluation isocinétique. Ensuite, nous présentons en quoi l'évaluation isocinétique présente un intérêt en traumatologie sportive.

La première partie étudie la validité de l'évaluation isocinétique des muscles rotateurs d'épaule dans la prévention des blessures d'épaule dans 2 sports « overhead », l'un bilatéral et l'autre unilatéral, caractérisés par des exigences biomécaniques différentes : la natation et le badminton. Dans ces sports, un ratio fonctionnel < 2:3 mesuré lors du bilan pré-saison est associé à un risque 2 à 4,5 fois supérieur de se blesser au cours de la saison sportive. L'utilisation d'une vitesse rapide est plus discriminante qu'une vitesse lente pour identifier le risque de blessure dans le badminton. Le ratio fonctionnel diminue avec le nombre d'années de pratique sportive dans ces 2 sports, et donc augmente le risque de blessure.

La seconde partie aborde l'évaluation isocinétique réalisée dans le suivi d'une reconstruction du ligament croisé antérieur (R-LCA) afin d'optimiser l'analyse de la fonction musculaire. Tout d'abord, pour l'analyse de la force, nos travaux valident des critères décisionnels pour le bilan du 4^{ème} mois. Un indice de symétrie $\geq 60\%$ pour les extenseurs et $> 72\%$ pour les fléchisseurs du genou sont associés à la symétrie optimale au 8^{ème} mois, au retour à la performance sportive à 2 ans et au risque d'une nouvelle blessure grave du genou (opéré et controlatéral) avec un suivi moyen de 3 ans. Par ailleurs, nous démontrons que l'analyse du profil force-vitesse via une méthode à 2 points est faisable, sensible et applicable dans le processus décisionnel du retour au sport, sans ajouter de mesure au bilan isocinétique habituel. Ensuite, une étude des paramètres passifs du complexe musculo-tendineux des fléchisseurs du genou en isocinétisme montre une diminution de la raideur du côté opéré, comparée avec le côté controlatéral et un groupe contrôle. Ceci pourrait être associé à une altération des propriétés biomécaniques et proprioceptives du genou opéré. Enfin, deux études évaluent les propriétés proprioceptives, l'une étude méthodologique identifie les paramètres de proprioception associés avec les tests fonctionnels du genou dans une population saine tandis qu'une étude prospective dans le suivi d'une R-LCA montre que la dominance exerce une influence sur la proprioception du genou au 4^{ème} mois postopératoire, elle-même associée au statut psychologique du sportif.

Conclusion : En utilisant des situations cliniques fréquentes en prévention primaire/secondaire et tertiaire, nos résultats montrent que l'évaluation isocinétique présente un intérêt clinique dans l'évaluation de la fonction musculaire en traumatologie sportive, au-delà de la seule mesure de force.

Mots clés (MeSH): Muscle Strength Dynamometer, Athletic Injuries, Shoulder Pain, Anterior Cruciate Ligament Reconstruction

ABSTRACT

Objective: Isokinetic testing of muscle function in sports traumatology is often limited to the measurement of muscle strength with restricted clinical applicability. The purpose of this work is to study the use of isokinetic dynamometry for measuring parameters of muscle function (strength, passive properties, and proprioception) in sports traumatology. We propose the study of two common clinical situations from primary to tertiary prevention.

The theoretical framework reviews anatomical basics and properties of the muscle-tendon complex and their assessment, with a focus on isokinetic testing. Then, we present how isokinetic testing of muscle functions is of interest in sports traumatology.

The first part examines the validity of isokinetic testing of shoulder rotator muscles in the prevention of shoulder injuries in two «overhead» sports, one bilateral and the other unilateral, characterized by different biomechanical demands: swimming and badminton. In these sports, a functional ratio $< 2:3$ measured during preseason assessment is associated with a 2 to 4.5 times higher risk of injury during the sports season. The use of fast angular velocity is more discriminating than slower velocities in identifying the risk of shoulder injury in badminton. The functional ratio decreases with the number of years of sports practice in these two sports, thus increasing the risk of injury.

The second part addresses isokinetic testing conducted in the follow-up of anterior cruciate ligament reconstruction (ACL-R) to optimize the analysis of muscle function. Firstly, for the strength analysis, our work validates decision criteria for the assessment at the 4th month. A symmetry index $\geq 60\%$ for knee extensors and $>72\%$ for flexors is associated with optimal symmetry at the 8th month, return to sports performance at 2 years, and the risk of a new serious knee injury (operated and contralateral sides) with an average follow-up of 3 years. Next, we demonstrate that the analysis of the force-velocity profile using a 2-point method is feasible, sensitive, and applicable in the decision-making process for returning to sports without adding measurements to the usual isokinetic testing. A study of the passive parameters of knee flexors using isokinetics shows a decrease in muscle-tendon stiffness on the operated side compared to the contralateral side and a control group. This could be associated with an alteration of the biomechanical and proprioceptive properties of the operated knee. Finally, two studies evaluate proprioceptive properties. One methodological study identifies proprioception parameters associated with knee functional tests performance and symmetry in a healthy population, while a prospective study in the follow-up of ACL-R shows that limb dominance influences knee proprioception at the 4th postoperative month, itself associated with the athlete's psychological status.

Conclusion: Our results show that isokinetic testing has clinical relevance in assessing muscle function, beyond the sole measurement of strength, in primary/secondary/tertiary prevention of common sports injuries.

Keywords (MeSH): Muscle Strength Dynamometer, Athletic Injuries, Shoulder Pain, Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.

REMERCIEMENTS

À mon Jury

Je souhaite premièrement remercier mon directeur de thèse, **Monsieur le Pr Antoine GAUTHIER**, Professeur des Universités à l'UFR STAPS - Université de Caen Normandie, de m'avoir accompagné tout au long de cette aventure. Son expérience, ses connaissances et son expertise dans le domaine ont fortement contribué à la réalisation de ma thèse.

À mes rapporteurs

Monsieur le Pr **Arnaud DUPEYRON**

C'est un grand honneur de vous compter parmi le jury de ce travail. Merci infiniment d'avoir accepté d'être le rapporteur de cette thèse et d'avoir ainsi apporté votre avis expert au jugement de ce travail. Veuillez trouver ici le témoignage de mon plus profond respect et de toute ma reconnaissance.

Monsieur le Dr **Nicolas OLIVIER**

Merci infiniment d'avoir accepté de porter sur ce travail votre regard d'expert reconnu dans le domaine de l'isocinétisme appliqué aux situations sportives et d'avoir accepté d'en être rapporteur. Soyez assuré de mon respect sincère et de ma reconnaissance.

À mes examinateurs

Madame le Dr **Marie-Martine LEFÈVRE-COLAU**

C'est un grand plaisir de vous compter parmi ce jury et je vous remercie pour l'intérêt que vous avez porté en examinant cette thèse et pour votre avis expert sur mes travaux. Je vous remercie également pour votre soutien bienveillant et vos conseils précieux dans mon parcours universitaire au sein de la spécialité. Veuillez trouver ici le témoignage de mon plus profond respect et de toute ma reconnaissance.

Madame le Pr **Patricia THOREUX**

Merci infiniment d'avoir accepté de juger ce travail et d'avoir pris de votre temps précieux pour apporter votre regard d'expert reconnu dans le domaine de la médecine et traumatologie du sport. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de ma profonde gratitude et de mon plus sincère et profond respect.

Monsieur le Dr **Francis DEGACHE**

Merci infiniment d'avoir accepté de porter sur ce travail votre regard d'expert reconnu dans le domaine de l'isocinétisme appliqué aux situations sportives. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de ma plus profonde considération et de mon plus sincère et profond respect.

Je souhaite adresser également tous mes sincères remerciements à mon **Comité de Suivi Individualisé** pour l'écoute attentive, les conseils précieux et le soutien que j'ai pu avoir au cours de ces 5 années de thèse.

Toute ma gratitude à Mme le Pr **Christelle MONTEIL**, M. le Dr **Hubert DE BOYSSON**, M. le Pr **Pascal ÉDOUARD** et M. le Dr **Philippe SOSNER**

À ceux qui ont participé à ces travaux

Monsieur le Dr Emmanuel REBOURSIERE, chef de service du service de médecine du sport, collègue, ami et compagnon de karaokés improvisés. Tout d'abord, ce travail n'aurait pu exister sans la motivation et le dynamisme dont tu as fait preuve pour structurer le service de médecine du sport. Aussi, ton soutien comme chef de service, tes compétences et ta convivialité comme collègue et ton écoute comme ami m'ont été très précieux au cours de ces années.

Monsieur le Dr Henri GUERMONT, collègue et adapte d'un sport de raquette le plus rapide au monde, qui a participé à une grande partie de ces travaux et à la réflexion pertinente et rigoureuse qui a accompagné ces projets.

Monsieur Dr Bruno SESBOÛÉ, merci pour cotre confiance et votre soutien Chef

Madame le Dr Clémence FERRANDEZ, ton amitié est précieuse et je te souhaite de t'épanouir dans tous tes projets

Madame le Dr Marine ROLLAND, merci pour ton enthousiasme à participer aux différents projets de recherche

Mes collègues de médecine du sport, Marion, Anaëlle, Quentin, Benjamin, Hélène, Mathis, techniciennes et agents administratifs

Le service de chirurgie orthopédique, et principalement le **Pr Christophe HULET** ; je vous remercie pour ces collaborations fructueuses, pour votre regard et avis expert sur nos travaux communs. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de ma plus ma profonde gratitude.

Au membres de la **Fédération Française de Natation** et de l'**INSEP**

À ceux qui ont inspiré ces travaux

Monsieur le Pr Vincent GREMEAUX, si ce travail existe et si mon parcours est celui-ci, c'est évident que tu n'y es pas étranger. Cette année de M2 à Montréal a été d'une immense richesse pour la suite de ma vie professionnelle et personnelle. Mes remerciements ne seront jamais assez forts pour te témoigner toute ma reconnaissance. Je te souhaite de t'épanouir dans tous tes projets.

Monsieur le Pr Pascal ÉDOUARD, c'est à travers des connaissances communes, et la lecture passionnée de nombreux articles que j'ai eu le plaisir de te connaître. Depuis, tu m'as apporté de précieux conseils, accordé ta confiance à travers différentes missions d'enseignement, et fait l'honneur de participer à mon comité de suivi de thèse. Trouve dans ce travail le témoignage de ma profonde considération et de mon plus sincère et profond respect.

À mes collègues de Médecine Physique et de Réadaptation

Monsieur Pr François LEROY, puis le **Dr Alexis RUET**, chefs de service, qui m'ont accueilli comme interne, CCA puis PH et m'ont soutenu mes projets hospitalo-universitaires. Alexis, je te souhaite le meilleur dans tes projets H-U.

À mes collègues, Antoine, Pierre, Constance, Vincent, aux internes de MPR, à l'ensemble des thérapeutes, AMA

À mes amis que la natation m'a offerts ; l'équipe du 63 dont mes amis précieux Arthur et Allan.

À ma famille

À ma mère, Merci pour ton amour, ton soutien dans tous mes projets, et les valeurs précieuses que tu m'as inculquées. Je te dois tant.

Je te souhaite du bonheur, des moments heureux en famille et des projets enthousiasmants.

À toute ma famille, vous êtes une force précieuse, vous me manquez souvent.

À ma belle-famille, vous m'avez accueilli les bras ouverts et chaque moment partagé est précieux.

Mariève,

Ma chérie, tu as parcouru cette aventure à mes côtés, et tu m'as toujours soutenu. malgré les contraintes que ces travaux ont pu générer sur notre temps précieux.

En refermant ce chapitre, je veux profiter pleinement de chaque instant avec toi.

Des instants pleins, du bonheur partagé, tout simplement, je t'aime.

Armand

Notre petit ange, tu as donné un autre sens à notre vie, certainement le plus beau

J'ai tout appris de toi, écrivait Aragon, et j'apprends chaque jour.

Je ne sais pas si tu liras cette thèse, un jour, mais je te souhaite aussi des projets passionnés.

Je te souhaite d'être heureux, je serai là pour t'aider à l'être, je t'aime.

- ' - Les gens ont des étoiles qui ne sont pas les mêmes ... Toi, tu auras des étoiles comme personne n'en a...
- Que veux-tu dire ?
- Quand tu regarderas le ciel, la nuit, puisque j'habiterai dans l'une d'elles, puisque je rirai dans l'une d'elles, alors ce sera pour toi comme si riaient toutes les étoiles. Tu auras, toi, des étoiles qui savent rire ! '

À mon père.

PRODUCTION SCIENTIFIQUE EN RAPPORT AVEC LA THESE

Publications :

Cette thèse a été construite autour de plusieurs travaux ayant abouti à la rédaction de 8 articles publiés ou soumis dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture et indexées :

Articles publiés

1. **Drigny J**, Gauthier A, Reboursière E, Guermont H, Gremeaux V, Edouard P. Shoulder Muscle Imbalance as a Risk for Shoulder Injury in Elite Adolescent Swimmers: A Prospective Study. *J Hum Kinet.* 2020 Oct 31;75:103-113. doi: 10.2478/hukin-2020-0041. PMID: 33312299; PMCID: PMC7706667.
2. **Drigny J**, Ferrandez C, Gauthier A, Guermont H, Praz C, Reboursière E, Hulet C. Knee strength symmetry at 4 months is associated with criteria and rates of return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. *Ann Phys Rehabil Med.* 2022 Jun;65(4):101646. doi: 10.1016/j.rehab.2022.101646. Epub 2022 Apr 30. PMID: 35167984.
3. **Drigny J**, Guermont H, Reboursière E, Gauthier A. Shoulder Rotational Strength and Range of Motion in Unilateral and Bilateral Overhead Elite Athletes. *J Sport Rehabil.* 2022 Apr 29;31(8):963-970. doi: 10.1123/jsr.2021-0342. PMID: 35487574.
4. Guermont H, Mittelheisser G, Reboursière E, Gauthier A, **Drigny J**. Shoulder muscle imbalance as a risk factor for shoulder injury in elite badminton players: A prospective study. *Phys Ther Sport.* 2023 May;61:149-155. doi: 10.1016/j.ptsp.2023.04.002. Epub 2023 Apr 6. PMID: 37062162.
5. **Drigny J**, Calmès A, Reboursière E, Hulet C, Gauthier A. Changes in the Force- Velocity Relationship of Knee Muscles After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using the Isokinetic 2-Point Model. *Int J Sports Physiol Perform.* 2023 Sep 6:1-9. doi: 10.1123/ijsp.2023-0108. Epub ahead of print. PMID: 37673416.

Article en cours de modifications mineures après révision :

6. **Drigny J**, Reboursière, Praz C, Guermont H, Hulet C, Gauthier A, Changes in passive knee flexors stiffness after primary anterior cruciate ligament reconstruction: A prospective study comparing healthy controls *Clinical Biomechanics*

Article soumis pour publication :

7. **Drigny J**, Bouchereau Q, Gauthier A, Ferrandez C, Guermont H, Reboursière E, Hulet C Knee strength symmetry at 4 months and reinjury risk after primary anterior cruciate ligament reconstruction with a minimum 2-year follow-up *Ann Phys Rehabil Med.*
8. **Drigny J**, Rolland M, Gauthier A Influence of knee proprioception on functional lower-limb symmetry in healthy individuals *Gait and Posture*

Durant ce travail de thèse, la réalisation de travaux portant sur des thématiques proches (adaptations de la force musculaire aux sollicitations sportives, suivi du patient opéré d'une chirurgie du genou) a également conduit à l'écriture d'articles publiés ou soumis dans les revues à comité de lecture

9. Mussigmann T, Lagniaux F, Trouveroy G, **Drigny J**, Quesada C, Edouard P
Association between sensorimotor function and shoulder injury: Prospective pilot study in a cohort of handballers
Journal de Traumatologie du Sport Volume 37, Issue 1, March 2020, Pages 10-19
10. Pamart N, **Drigny J**, Azambourg H, Remilly M, Macquart M, Lefèvre A, Lahjaily K, Parienti JJ, Rocamora A, Guermont H, Desvergée A, Ollitrault P, Tournoux F, Saloux E, Normand H, Reboursière E, Gauthier A, Hodzic A.
Effects of a 20-Week High-Intensity Strength Training Program on Muscle Strength Gain and Cardiac Adaptation in Untrained Men: Preliminary Results of a Prospective Longitudinal Study.
JMIR Form Res. 2023 Oct 24;7:e47876. doi: 10.2196/47876.
11. Tripon M, Praz C, Ferreira A, **Drigny J**, Reboursière E, Hulet C
Clinical outcome of iterative meniscal suture after ACL reconstruction at a minimum 2 years' follow-up *Orthop Traumatol Surg Res 2023 Nov 9:103754. doi: 10.1016/j.otsr.2023.103754.*
12. **Drigny J** and Gauthier A
Should we consider the isokinetic eccentric-to-concentric strength ratio of shoulder rotator muscles to identify risk factors for shoulder injuries in competitive swimmers? *Scandinavian Journal of Medicine & Science In Sports 2024 Jan;34(1):e14547. doi: 10.1111/sms.14547*

Communications

Communication affichée dans un congrès international

- Juin 2021 : Virtual International Society of Physical and Rehabilitation Medicine World Congress (ISPRM)
Early postoperative isokinetic assessment to predict strength symmetry for return to sport after primary anterior cruciate ligament reconstruction
J. Drigny, C. Ferrandez, A. Gauthier, H. Guermont, C. Praz, E. Reboursiere, C. Hulet

Communication orale sur invitation dans un congrès national

- Nov. 2022 : 96ème Congrès de la Société Française de Chirurgie Orthopédique & Traumatologique, Paris, France
Bilan clinique et isocinétique pré et postopératoire d'une instabilité antérieure de l'épaule : revue de la littérature

Communications orales dans un congrès national

- Sept. 2018 : 11ème Congrès de la Société Française de Médecine de l'Exercice et du Sport (SFMES) à Marseille, France

Déséquilibre musculaire chez les nageurs et incidence des pathologies de l'épaule : présentation du protocole et premiers résultats

Drigny J. (Caen), Gremeaux V. (Dijon), Sesboué B. (Caen), Reboursière E. (Caen)

- Sept. 2019 : 12ème Congrès de la Société Française de Médecine de l'Exercice et du Sport (SFMES) à Reims, France

Bilan musculaire isocinétique après ligamentoplastie du LCA: Étude des facteurs prédictifs de déséquilibre musculaire

J. Drigny (Caen), H. Guermont (Caen), I. Ajarrai (Caen), C. Goupil (Hérouville Saint Clair), C. Hulet (Caen), E. Reboursière (Caen)

- Sept. 2021 : 14ème Congrès de la Société Française de Médecine de l'Exercice et du Sport (SFMES) à Montrouge, France (2 communications orales)

Raideur des ischio-jambiers après une reconstruction primaire du ligament croisé antérieur (LCA): étude prospective et comparaison avec des témoins sains

Joffrey Drigny (Caen)

Étude comparative de l'amplitude articulaire et de la force des rotateurs d'épaule entre des athlètes élités de sport unilatéral vs bilatéral

Joffrey Drigny (Caen)

- Oct. 2021 : 36ème Congrès National de Médecine Physique et de Réadaptation à Lille, France

Étude de la corrélation entre les tests fonctionnels du genou et l'évaluation isocinétique de la force musculaire et de la proprioception, une étude pilote.

- Déc. 2022 : 37ème Congrès National de Médecine Physique et de Réadaptation à Rennes, France

Évolution de la raideur des muscles ischio-jambiers après une première reconstruction du Ligament Croisé Antérieur : une étude prospective et comparative avec des individus sains

- Oct. 2023 : 38ème Congrès National de Médecine Physique et de Réadaptation à Le Havre, France

Modification de la relation force-vitesse des muscles fléchisseurs et extenseurs du genou après reconstruction du Ligament Croisé Antérieur : utilisation du modèle isocinétique à 2 vitesses

Communication affichée dans un congrès national

- Sept. 2021 : 14ème Congrès de la Société Française de Médecine de l'Exercice et du Sport (SFMES) à Montrouge, France

Effets d'un programme court de 6 semaines ciblant le renforcement des muscles rotateurs latéraux d'épaule sur la force musculaire des rotateurs d'épaule de nageurs adolescents compétiteurs

Joffrey Drigny (Caen)

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	1
Cadre théorique	5
1 Anatomie et physiologie du muscle strié squelettique	5
1.1 Structure des muscles striés squelettiques	5
1.1.1 La fibre musculaire	6
1.1.2 Organes sensoriels du muscle strié squelettique	7
1.2 Propriétés du muscle squelettique	9
1.2.1 Excitabilité	9
1.2.2 Contractilité.....	9
1.2.3 Elasticité	10
1.2.4 Extensibilité	12
1.2.5 Plasticité	13
1.3 Modélisation du comportement musculaire	13
1.4 Caractéristiques de la contraction musculaire	15
1.4.1 Modalités de contraction	15
1.4.2 Propriétés Mécaniques du Muscle en Contraction	17
1.4.3 Fonctions sensorimotrices	22
2 Évaluation des propriétés musculaires.....	25
2.1 Principes généraux	25
2.2 Dynamométrie isocinétique.....	27
2.2.1 Concept et principes généraux	27
2.2.2 Modalités de mesure de la force musculaire	30
2.2.3 Mesure des propriétés passives du complexe musculo-tendineux.....	34
2.2.4 Mesure de la fonction sensorimotrice.....	36
3 L 'approche analytique en traumatologie sportive	39
3.1 Quelques notions de traumatologie.....	39
3.2 Prévention primaire/secondaire	40
3.3 Prévention tertiaire.....	42
3.4 Hypothèse de travail	45

PARTIE 1 : Prévention primaire : Blessures d'épaule du sportif overhead	47
4 Anatomie et biomécanique de l'épaule.....	49
4.1 Rappels anatomiques de l'épaule	49
4.2 Biomécanique de l'épaule	53
4.2.1 Un complexe articulaire extrêmement mobile	53
4.2.2 Une articulation exposée au risque d'instabilité	59
5 Particularités des sports «overhead»	61
5.1 Généralités sur les sports overhead.....	61
5.2 Biomécanique de l'épaule dans les sports overhead	62
5.3 Caractéristiques des blessures d'épaule.....	65
5.4 Physiopathologie, concepts actuels	68
5.5 Facteurs de risque de blessure d'épaule.....	70
6 Place de l'évaluation isocinétique en traumatologie d'épaule des sports overhead, état de l'art.	75
6.1 Modalité de l'évaluation isocinétique de l'épaule.....	75
6.2 L'évaluation isocinétique comme outils de prévention des blessures	77
6.3 Hypothèse de travail (Partie 1).....	83
7 Contribution personnelle	85
7.1 Methodologie commune.....	85
7.1.1 Mesure de la force musculaire isocinétique	85
7.1.2 Amplitudes articulaires.....	88
7.1.3 Blessures d'épaule	88
7.2 Étude 1: Shoulder Rotational Strength and Range of Motion in Unilateral and Bilateral Overhead Elite Athletes.....	89
7.2.1 Résumé	89
7.2.2 Article publié	93
7.3 Étude 2: Shoulder muscle imbalance as a risk factor for shoulder injury in elite badminton players: A prospective study.....	103
7.3.1 Résumé	103
7.3.2 Article publié	106
7.4 Étude 3: Shoulder Muscle Imbalance as a Risk for Shoulder Injury in Elite Adolescent Swimmers: A Prospective Study.....	115
7.4.1 Résumé	115
7.4.2 Article publié	118
7.5 Discussion de la Partie 1	131
7.5.1 Résumé des principaux résultats	131
7.5.2 Limites	133
7.5.3 Applications pratiques / Perspectives.....	134
7.6 Conclusion de la Partie 1	135

PARTIE 2 : Prévention secondaire/tertiaire : Suivi après reconstruction du ligament croisé antérieur (LCA)	137
8 Anatomie et biomécanique du LCA.....	139
8.1 Anatomie du LCA.....	139
8.2 Biomécanique du genou, place du LCA	141
9 Traumatologie du LCA	146
9.1 Epidémiologie des lésions	147
9.2 Mécanisme de lésion	147
9.3 Facteurs de risques	148
10 Traitement des ruptures du LCA.....	150
10.1.1 Techniques intra articulaires	150
10.1.2 Plasties extra articulaires associée	153
11 Suivi après reconstruction du LCA (R-LCA).....	155
11.1 Place de la rééducation dans la chirurgie de R-LCA	155
11.2 Complications et évènements indésirables après R-LCA.....	158
11.3 Retour au sport après R-LCA.....	160
11.3.1 Quelques chiffres.....	160
11.3.2 Processus de retour au sport après R-LCA.....	160
12 Place de l'évaluation isocinétique dans le suivi après R-LCA	167
12.1 Principes généraux du suivi	167
12.2 Évaluation isocinétique dans l'évaluation de la force musculaire après R-LCA	168
12.3 L'évaluation isocinétique dans l'évaluation des autres paramètres musculaires.....	170
12.3.1 Propriétés passives	170
12.3.2 La proprioception	171
12.4 Hypothèse de travail (partie 2)	177
13 Contribution personnelle.....	181
13.1 Méthodologie commune.....	181
13.1.1 Suivi des patients après R-LCA	181
13.1.2 Protocole d'évaluation isocinétique de la force musculaire	182
13.1.3 Protocole d'évaluation isocinétique de la raideur musculaire	185
13.1.4 Protocole d'évaluation isocinétique de la proprioception	187
13.2 Étude 4: Knee strength symmetry at 4 months is associated with criteria and rates of return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction.	191
13.2.1 Résumé	191
13.2.2 Article publié	195
13.3 Étude 5: Knee strength symmetry at 4 months and reinjury risk after primary anterior cruciate ligament reconstruction with a minimum 2-year follow-up.....	207

13.3.1	Résumé	207
13.3.2	Article soumis	211
13.4	Étude 6: Changes in the force-velocity relationship of knee muscles after ACL reconstruction using the isokinetic two-point model.	219
13.4.1	Résumé	219
13.4.2	Article publié	224
13.5	Étude 7: Changes in passive knee flexors stiffness after primary anterior cruciate ligament reconstruction: A prospective study comparing healthy controls.....	235
13.5.1	Résumé	235
13.5.2	Article en révision	242
13.6	Étude 8: Influence of knee proprioception on functional lower-limb symmetry in healthy individuals	255
13.6.1	Résumé	255
13.6.2	Article soumis	260
13.7	Étude 9: Parameters associated with knee proprioception after anterior cruciate ligament reconstruction.....	267
13.7.1	Résumé	267
13.7.2	Article soumis	272
13.8	Discussion de la Partie 2	281
13.8.1	Résumé des principaux résultats	281
13.8.2	Limites	286
13.8.3	Applications pratiques / Perspectives	288
13.9	Conclusion de la Partie 2	291
14	DISCUSSION / CONCLUSION GÉNÉRALE	293
14.1.1	Synthèse générale.....	293
15	BIBLIOGRAPHIE.....	297

TABLE DES FIGURES

Figure 1	Structure du muscle squelettique strié (adapté de Lieber & Binder-Markey, 2021).....	5
Figure 2	Structure du sarcomère (adapté de Hwang & Sykes, 2015).....	6
Figure 3	Circuit neuromusculaire spinal et récepteurs proprioceptifs dans le muscle (Badiola-Mateos et al., 2022).....	8
Figure 4	Représentation de la course tension passive- déformation du complexe musculo-tendineux (adapté de J. H.-C. Wang, 2006).....	10
Figure 5	Représentation schématique des structures participants au comportement élastique à différentes échelles du muscle squelettique (adaptée de Lieber & Binder-Markey, 2021).....	11
Figure 6	Représentation du modèle élastique du comportement musculaire par Hill 1913 (A. V. Hill, 1913).....	14
Figure 7	Représentation du modèle à 3 composantes adapté de Shorten, 1987 (Goubel & Lensele-Corbeil, 2003).....	15
Figure 8	Caractéristiques de la contraction excentrique, adaptée et traduit de l'anglais depuis Hody et al., 2019.....	17
Figure 9	A. Relation force longueur à l'échelle du sarcomère. B. Force en fonction de l'espacements des myofilaments et en fonction de la longueur du sarcomère. Adapté de (Williams et al., 2013).....	18
Figure 10	Représentation de la courbe force-longueur intégrant les paramètres de tension active et passive du muscle.	19
Figure 11	Représentation de la relation force-vitesse et puissance-vitesse adaptée de Hill (A. V. Hill, 1950) (Lindstedt, 2016).....	20
Figure 12	Travaux de Hill, 1922 sur la relation force-vitesse lors d'une tâche de flexion du coude, adapté de (Alcazar et al., 2019).....	21
Figure 13	Classification des différents sens musculaires selon Henri (Henri, 1898).....	23
Figure 14	Représentation graphique de la force développée lors d'une contraction isocinétique correspondant à la capacité maximale de production de force sur l'ensemble de la course angulaire (Hislop & Perrine, 1967).....	28
Figure 15	Représentation graphique des paramètres Force-vitesse via l'évaluation isocinétique..	34
Figure 16	Exemple d'une courbe moment de force-angle au cours d'une mouvement passif en flexion-extension de cheville (Drigny et al., non soumis).....	36
Figure 17	Représentation de la matrice de Haddon illustrant les facteurs et leur inter-relation en traumatologie sportive (Runyan, 1998).....	41
Figure 18	Application du modèle Biopsychosocial au retour au sport après blessure sportive, traduit et adapté de Ardern et al. 2016.....	43

Figure 19 Les deux couches concentriques de la scapulo-humérale. (d'après Dufour et al., 2017)...	51
Figure 20 Muscles thoraco-scapulaires (d'après Dufour et al., 2017).....	52
Figure 21 Décomposition de la force d'appui du deltoïde moyen sur le tubercule majeur (d'après Dufour et al., 2017).....	53
Figure 22 Exemple de la coordination entre le rythme scapulo-huméral et scapulo-thoracique au cours du mouvement d'élévation latérale. (D'après Dufour et al., 2017).....	54
Figure 23 Les centres instantanés de rotation (CIR) lors du mouvement d'abduction (d'après Dufour et al., 2017).....	56
Figure 24 Les différentes forces concourant au bon centrage de la tête humérale lors du mouvement d'abduction (d'après Dufour et al., 2017).....	57
Figure 25 Ratios moyens de stabilité supérieure et antérieure des muscles péri-articulaires de l'articulation de l'articulation scapulo-humérale pendant l'abduction et la flexion.....	60
Figure 26 Représentation des exigences biomécaniques du complexe de l'épaule selon le type de sport en fonction du geste technique et de leur degré de contact. La taille de chaque cercle reflète la prévalence relative des blessures d'épaule dans chaque sport. Adapté de Schwank et al., 2022....	65
Figure 27 Proposition de méthodologie d'évaluation isocinétique des rotateurs d'épaule selon la position de Davies modifié d'après Edouard et Degache, 2016.....	76
Figure 28 Installation sur le dynamomètre isocinétique pour l'évaluation des rotateurs d'épaule selon la position de Davies modifiée.	86
Figure 29 Méthodologie de mesure des amplitudes articulaire en rotation d'épaule.....	88
Figure 30 Corrélation entre les paramètres de force musculaire (moment de force et ratio) en fonction du nombre d'années de pratique, avec les différences entre les sports (n=42).....	91
Figure 31 'Contour plot' représentant la probabilité prédictive du GIRD et du ratio mixte dans la survenue des blessure d'épaule au cours de la saison sportive (n=19).....	104
Figure 32 Diagramme en barre représentant l'évolution des ratio agoniste-antagoniste au cours de la saison sportive (n=13).....	116
Figure 33 Représentation du comportement des faisceaux du LCA selon la position du genou de l'extension à la flexion d'après Sonnery-Cottet & Chambat, 2007.	140
Figure 34 Représentation de la biomécanique du genou comme un système à 4 barres liées par les ligaments croisés.....	142
Figure 35 Modèle global de causalité des blessures selon Bahr et Krossaug, traduit et adapté pour la lésion du LCA.....	148
Figure 36 Dessin de E.W. Hey-Groves présentant sa technique de reconstruction du LCA en utilisant le tendeur du fascia lata.	151
Figure 37 Continuum du retour au sport appliqué à la reconstruction du LCA (traduit et adapté d'après Meredith et al., 2020).....	162
Figure 38 Part relative d'utilisation des critères décisionnels de la reprise sportive après reconstruction dans la littérature internationale entre 1986 et 2018 (Burgi et al. 2019)	163
Figure 39 Installation pour la mesure de la sensibilité avec exemple de calcul de l'Erreur Absolue.	172

Figure 40	Schéma du 'Parcours LCA' dans le service de médecine du sport (CHU Caen)	181
Figure 41	Installation lors de l'évaluation isocinétique des muscles fléchisseurs/extenseurs du genou.....	183
Figure 42	Exemple de modèle de régression linéaire obtenu à partir des données de force et de vitesse lors de mouvements concentrique d"extension du genou à 60°/s et 240°/s.	184
Figure 43	Courbe moment-angle (a) lors d'un mouvement d'extension passif et (b) après correction du moment gravitationnel.....	186
Figure 44	Evaluation isocinétique de la proprioception.....	187
Figure 45	Taux de retour à la performance sportive à 2 ans en fonction des seuils de symétrie musculaire isocinétique à 4 mois	193
Figure 46	Exemple de modèle de régression linéaire obtenu à partir des données de force et de vitesse lors de mouvements concentrique d"extension du genou à 60°/s et 240°/s.	209
Figure 47	Modèles de régression linéaire obtenus à partir des données de la relation force- vitesse des muscles extenseurs du genou à 4 mois (A) et 8 mois (C) et fléchisseurs du genou à 4 mois (B) et 8 mois (D). Les lignes pleines et les lignes en pointillés représentent respectivement la jambe opérée et la jambe non-opérée.	222
Figure 48	Représentation de la courbe moment-angle lors de l'extension passive du genou	238
Figure 49	Illustration des 3 tests de sauts monopodaux ou Hop tests	256
Figure 50	Impact de la dominance sur la proprioception (AE, en °) du genou opéré et non-opéré avec étude de l'interaction dominance*jambe (opérée vs. non-opérée) (n=30)	269
Figure 51	Un modèle de retour au sport décrivant la progression graduelle des environnements contrôlés vers l'incertitude non maîtrisée traduit et adapté de Gokeler, Grassi, et al., 2022.	285

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1	Classification des lésions les plus courantes dans les blessures/douleurs aiguës et chroniques chez les sportifs «overhead».	66
Tableau 2	Synthèse des résultats de méta-analyses identifiant les facteurs de risque de blessures d'épaules du sportif «overhead»	72
Tableau 3	Description et résultats des études incluses dans la revue de littérature de Bagordo et al (2020) sur l'association entre le bilan musculaire isocinétique et les blessures d'épaule du sportif «overhead»	78
Tableau 4	Synthèse des résultats de la revue systématique de Bagordo et al. (2020) selon la méthodologie d'étude.	81
Tableau 5	Risque relatif de blessure d'épaule en fonction des ratio agoniste-antagonistes pré-saison (n=13)	117
Tableau 6	Avantages et inconvénients des autogreffes au tendon rotulien ou au ischio-jambiers	153
Tableau 7	Objectifs et critères de rééducation après reconstruction du ligament croisé antérieur selon les phases postopératoires.	156
Tableau 8	Protocole d'évaluation isocinétique du genou dans le suivi des R-LCA	183
Tableau 9	Caractéristiques des participants (n=150)	208
Tableau 10	Caractéristiques générales des participants (n=103)	220
Tableau 11	Caractéristiques des participants (n=122, Groupe LCA n=88, Groupe Contrôle n=44)	237
Tableau 12	Analyse des corrélations entre a) les performances aux tests de saut et les tests de force isocinétique et de proprioception et b) la symétrie lors des tests de saut et les tests de force isocinétique et de proprioception (n=20, 40 jambes).	258
Tableau 13	Proprioception du genou opéré et non-opéré après reconstruction primaire du LCA (n=30).	269

TABLE DE LECTURE SYNTHETIQUE

<i>Lecture synthétique 1 : Anatomie et physiologie du muscle strié squelettique</i>	24
<i>Lecture synthétique 2 : Évaluation des propriétés musculaires</i>	38
<i>Lecture synthétique 3 : Approche analytique en traumatologie sportive</i>	44
<i>Lecture synthétique 4 : Anatomie / biomécanique de l'épaule</i>	60
<i>Lecture synthétique 5 : Particularités des sports « overhead »</i>	73
<i>Lecture synthétique 6 : Évaluation isocinétique et pathologie d'épaule du sportif « overhead »</i>	82
<i>Lecture synthétique 7: Anatomie et biomécanique du LCA</i>	145
<i>Lecture synthétique 8: Traumatologie du LCA</i>	149
<i>Lecture synthétique 9: Traitement des ruptures du LCA</i>	154
<i>Lecture synthétique 10: Suivi après reconstruction du LCA (R-LCA)</i>	166
<i>Lecture synthétique 11: Isocinétisme après reconstruction du LCA (R-LCA)</i>	175

GLOSSAIRE

AE: absolute error

AEAP: anterolateral extra-articular procedures

ACL: anterior cruciate ligament (*cf* LCA)

ACL-R: anterior cruciate ligament reconstruction (*cf* R-LCA)

ACL-RSI: Anterior Cruciate Ligament - Sport and Injury

CC : composante contractile

CEP : composante élastique parallèle

CES : composante élastique série

CIR : centres instantanés de rotation

Con : concentrique

DIDT : droit interne-demi tendineux

EA : erreur absolue

Exc ; excentrique

F0 : force maximale théorique

FAM / FPL : faisceau antéro-médial / faisceau postéro-latéral

FNM : fuseau neuromusculaire

F-V : force-vitesse

HAS : Haute Autorité de Santé

GIRD : déficit de rotation interne scapulo-huméral (glenohumeral internal rotation deficit)

JPS : joint position sense

LAL : ligament antérolatéral

LCA ; ligament croisé antérieur

LSI : limb symmetry index (index de symétrie)

MFM : moment de force maximal

OTG : organe tendineux de Golgi

RE : rotateurs externes (muscles)

RF : ratio fonctionnel

RI : rotateurs internes (muscles)

R-LCA ; reconstruction du ligament croisé antérieur

RTP: return to participation.

RTS: return to sport.

TDPM: threshold to detection of passive movement

INTRODUCTION

L'évaluation est une démarche opératoire fondamentale, notamment en sciences médicales et précisément en Médecine Physique et de Réadaptation, puisqu'elle permet de porter un jugement de valeur de la performance (ou de la compétence) d'un individu selon des attentes spécifiques. Ces évaluations peuvent être plus ou moins ciblées et avoir pour objet une déficience précise, ou bien un construit plus complexe. Plusieurs adages soutiennent l'importance de l'évaluation en affirmant que « tout est susceptible d'être mesurable et à terme soumis à évaluation » et que « sans évaluation, il n'y a ni efficacité ni progrès ». Cependant, pour être utilisable cette évaluation doit être pertinente avec des critères précis, objectifs et vérifiables.

La traumatologie du sport est un champ de la médecine sportive où l'évaluation a une place importante afin d'identifier les patients à risque de se blesser, caractériser la gravité des blessures sportives, et apprécier les capacités d'un individu pour guider son retour progressif au sport après une blessure en évitant le risque de récurrences. Grâce aux progrès technologiques, la gestion des blessures sportives est devenue plus efficace et efficiente. Ces situations concernent un nombre important d'individus, notamment du fait de l'augmentation du nombre de pratiquants qui entraîne, mathématiquement, une augmentation des blessures liées au sport ou survenant chez des sportifs. En effet, le baromètre national des pratiques sportives pour 2022 montrait une hausse des pratiquants réguliers avec 60 % des Français de 15 ans et plus qui pratiquaient une activité physique et sportive en moyenne une fois par semaine. Ainsi, concevoir des évaluations pertinentes et définir des critères mesurables qui seront applicables en traumatologie sportive représente un enjeu important pour la santé des sportifs.

La dynamométrie isocinétique est une technologie qui s'est progressivement imposée comme un outil de référence pour évaluer la fonction musculaire, avec de nombreux intérêts en traumatologie sportive. La principale application de l'isocinétisme comme outil d'évaluation est de mesurer la force dynamique, de manière fiable et objective, en tenant compte des caractéristiques du muscle en contraction. A ce titre, la Haute Autorité de Santé caractérisait comme indications principales de l'évaluation isocinétique la quantification des déficits musculaires au niveau du genou (instabilité ou lésion ligamentaire), et de l'épaule (pathologie de coiffe et instabilité). Certains auteurs ont également utilisé la dynamométrie isocinétique pour évaluer d'autres paramètres de la fonction motrice mais leurs implications cliniques sont limitées, et actuellement ne sont pas appliqués dans la pratique courante.

Cette thèse propose de caractériser et valider l'utilisation de l'évaluation isocinétique dans la mesure de différents paramètres de la fonction motrice en traumatologie sportive, et son application à des situations cliniques fréquentes depuis la prévention primaire jusqu'à la prévention tertiaire.

Dans le cadre de la prévention primaire/secondaire, une première partie abordera la place de l'évaluation isocinétique dans la prévention de pathologies d'épaule du sportif « overhead ». Le terme «overhead» regroupe un nombre important de disciplines dont le geste sportif principal est caractérisé par l'utilisation du bras au-dessus de la tête (par ex. sports d'armes-lancer, sports de raquettes, sports de propulsion). Dans cette thèse nous garderons la dénomination anglo-saxonne, plus facile d'utilisation et également fréquemment utilisée dans le vocabulaire sportif francophone. Au-delà de présenter des similitudes dans le geste sportif, ces sports sont caractérisés par des incidences importantes de pathologies d'épaule, qui sont invalidantes et récidivantes. Une des hypothèses principales est l'existence d'un déséquilibre musculaire des rotateurs d'épaule favorisant les pathologies de conflit et d'instabilité. Si l'évaluation isocinétique est un outil validé pour mesurer la force et l'équilibre agoniste-antagoniste des rotateurs d'épaule, la littérature actuelle est hétérogène concernant son applicabilité clinique, principalement en lien avec des méthodologies diverses et l'absence de critères consensuels. De plus, si les sports «overhead» présentent des caractéristiques, communes, il existe des différences importantes dans la biomécanique globale de ces sports. Nos travaux vont tenter de caractériser les paramètres isocinétiques associés au risque de pathologie d'épaule au sein d'études prospectives et de caractériser les différences selon les exigences biomécaniques spécifiques liées au sport.

Dans le cadre de la prévention tertiaire, la seconde partie s'intéressera aux modalités de l'évaluation isocinétique après une reconstruction du ligament croisé antérieur (R-LCA) dans le processus de retour au sport. Ce processus est un considéré comme continuum au sein duquel l'utilisation de critères objectifs et mesurables permet de caractériser l'évolution de l'individu afin de lui permettre une reprise adaptée de ses activités sportives en évitant le risque de blessure secondaire. Ainsi, selon les recommandations pour la pratique de la dynamométrie isocinétique dans le suivi en Médecine Physique et de Réadaptation des ligamentoplasties, les patients vont bénéficier d'une première évaluation musculaire isocinétique au 4^{ème} mois (entre 3-4 mois) postopératoire correspondant au stade théorique de la reprise des activités légères puis une seconde au 7-8^{ème} mois (entre 6-8 mois) postopératoire pour envisager le retour au sport. Si la littérature internationale est abondante sur les critères décisionnels lors de la phase du retour au sport, il existe peu de données et de recommandations pratiques sur l'évaluation réalisée à un stade précoce (4^{ème} mois). De plus, d'autres paramètres de la fonction motrice peuvent être évalués comme les propriétés mécaniques passives, dont la raideur du complexe musculo-tendineux, et

des mesures de proprioception qui sont importantes dans la biomécanique du genou et impliquent le LCA. Nos travaux vont tenter de valider des critères cliniquement pertinents et utilisables pour l'évaluation isocinétique au 4^{ème} mois après R-LCA, et étudier la faisabilité et l'applicabilité de protocoles utilisant l'évaluation isocinétique pour l'étude de la fonction musculaire « au-delà » de la force.

CADRE THÉORIQUE

1 ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE DU MUSCLE STRIE SQUELETTIQUE

1.1 STRUCTURE DES MUSCLES STRIES SQUELETTIQUES

L'anatomie macroscopique du muscle squelettique révèle une structure complexe et hautement organisée qui lui permet de remplir efficacement son rôle dans la génération de mouvements, la force et la stabilité. L'aspect strié du muscle squelettique est lié à l'organisation anatomique et l'architecture du système musculaire à l'échelle macroscopique mais aussi de l'ultrastructure de la fibre musculaire qui sont, en grande partie, prédictives de la fonction musculaire (Frontera & Ochala, 2015).

Les muscles sont organisés en faisceaux de fibres musculaires ces dernières étant disposées en parallèle et en série, ce qui permet d'optimiser la fonction mécanique du muscle en optimisant les variations de longueur et les transmissions de force (Figure 1). Cette organisation hiérarchique est permise par un ensemble de couches de tissu conjonctif qui définissent l'architecture macroscopique du muscle. L'endomysium entoure chaque fibre musculaire, le périmysium assemble les différentes fibres musculaires en faisceau de fibres musculaires et l'épimysium recouvre l'ensemble du muscle. Le tissu conjonctif joue plusieurs rôles importants, notamment dans la protection du tissu musculaire et dans l'optimisation de ses insertions osseuses par l'intermédiaire de tendons. Également, ce tissu conjonctif intervient dans le comportement musculaire et principalement dans les propriétés passives du muscle par ses propriétés élastiques.

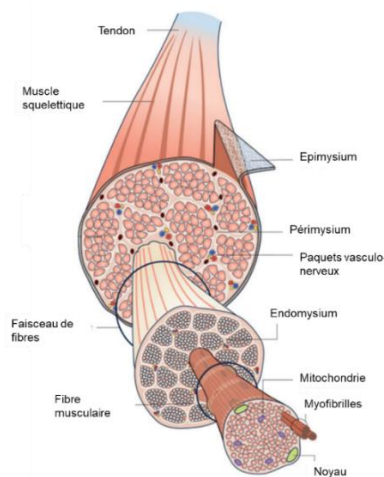


Figure 1 Structure du muscle squelettique strié (adapté de Lieber & Binder-Markey, 2021)

Au sein de la fibre musculaire, l'organisation et la structure des protéines contractiles confère un aspect strié à la cellule. Les myofibrilles correspondent à des structures cylindriques disposées de manière parallèle et formées de myofilaments contractiles organisés en unités contractiles, les sarcomères organisés en série et en parallèle (Figure 2). À cette échelle aussi, la structuration et la disposition des sarcomères va influencer le comportement mécanique du muscle dans ses propriétés actives comme passives. En effet le sarcomère est composé de nombreuses protéines de structure et de soutien qui assurent sa stabilité et sa conformation, mais aussi interviennent dans le comportement musculaire (Hwang & Sykes, 2015).

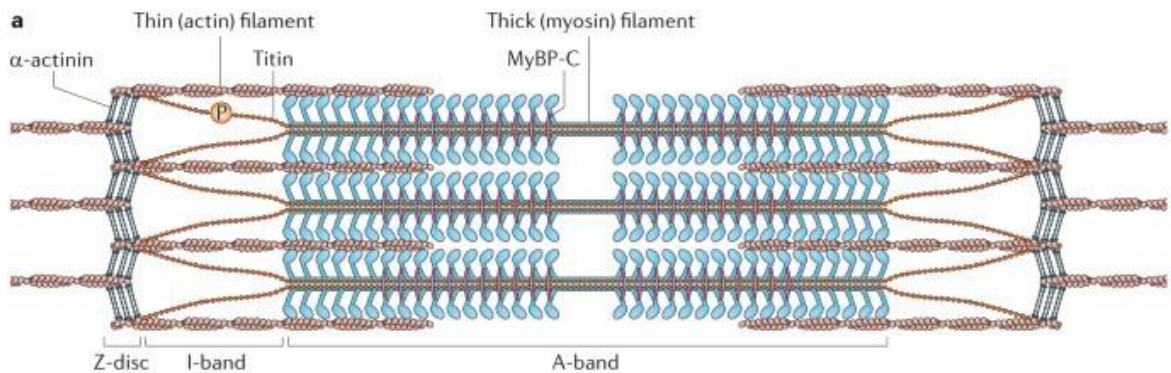


Figure 2 Structure du sarcomère (adapté de Hwang & Sykes, 2015)

1.1.1 La fibre musculaire

La fibre musculaire est l'unité fondamentale du tissu musculaire squelettique, jouant un rôle central dans la génération de mouvements, la force et la fonction globale du corps humain. C'est une cellule cylindrique longue et mince, de 10-100 μ m de diamètre et pouvant mesurer de quelques millimètres à plusieurs centimètres de longueur. Chaque fibre musculaire est entourée par une membrane extérieure appelée sarcolemme, qui maintient l'intégrité de la cellule et contrôle les échanges de substances avec son environnement (D. A. Jones et al., 2005).

Les fibres musculaires sont multinucléées, correspondant à la fusion de cellules musculaires individuelles pendant le développement. Situés en périphérie de la cellule, les noyaux n'interfèrent pas avec les capacités mécaniques de la cellule et assurent la gestion métabolique et la régénération des fibres musculaires. Chaque fibre musculaire est contrôlée par un motoneurone, mais un motoneurone va innover un ensemble de fibres musculaires, correspondant à une unité

motrice. Le recrutement moteur se produit lorsque les motoneurones envoient des signaux électriques aux fibres musculaires, activant ainsi leur contraction.

Les fibres musculaires sont recrutées en fonction de la force nécessaire à la tâche. La typologie des fibres musculaires se réfère aux différentes caractéristiques de contraction, les divers métabolismes énergétiques et le matériel enzymatique des cellules, chacune ayant des caractéristiques qui déterminent leur fonction et leurs performances. Deux types principaux de fibres musculaires sont largement reconnus : les fibres à contraction lente (ou de type I) et les fibres à contraction rapide (ou de type II) :

- Fibres à Contraction Lente (Type I) : Ces fibres musculaires sont riches en mitochondries, ce qui leur permet de produire de l'énergie par des filières aérobies. Elles sont caractérisées par une résistance importante à la fatigue et une faible force de contraction. Elles ont un seuil d'activation bas et les activités de faible intensité sollicitent principalement les fibres de type I (Tesch & Karlsson, 1985).

- Fibres à Contraction Rapide (Type II) : Les fibres de type II se divisent en deux sous-catégories (IIa et IIb/IIx). Ces fibres sont caractérisées par la capacité à générer une force importante et rapidement, mais aussi moins résistantes à la fatigue et sont mobilisées lors de tâches ayant une composante de résistance importante (Trappe et al., 2015).

La proportion relative de ces types de fibres musculaires varie selon le type de muscle, notamment sa fonction, et est influencée par des facteurs tels que la génétique et le type d'entraînement. Cette variabilité dans la typologie des fibres joue un rôle essentiel dans la détermination des performances sportives et des capacités physiques individuelles.

1.1.2 Organes sensoriels du muscle strié squelettique

Le muscle est également considéré comme un organe sensoriel via des mécanorécepteurs qui interviennent dans le contrôle sensorimoteur et permettent d'optimiser la réalisation et la coordination des mouvements (Prochazka, 2015). Deux principaux mécanorécepteurs sont impliqués dans la fonction sensorielle et proprioceptive du muscle, les fuseaux neuro-musculaires (FNM) et les organes neurotendineux de Golgi (OTG) (Figure 3).

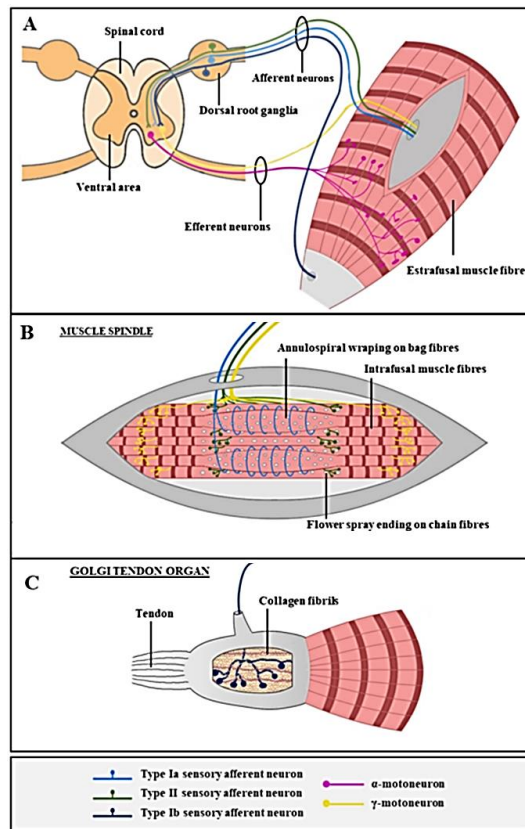


Figure 3 Circuit neuromusculaire spinal et récepteurs proprioceptifs dans le muscle (Badiola-Mateos et al., 2022).

Les fuseaux neuromusculaires (FNMs)

Au sein du tissu musculaire, les FNMs jouent un rôle crucial dans la perception de la longueur et de la tension musculaire et sont impliqués dans la fonction proprioceptive du muscle (Hunt, 1990). Ces mécanorécepteurs sont des capsules fusiformes composées de fibres musculaires spéciales appelées fibres intrafusales et disposées parallèlement aux fibres du muscle. Les fibres intrafusales contiennent des récepteurs sensibles à l'étirement musculaire appelés fibres sensorielles primaires et fibres sensorielles secondaires. Les fibres primaires, ou fibres Ia, sont sensibles aux changements rapides dans la longueur musculaire et sont responsables de la détection des mouvements brusques. Les fibres secondaires, ou fibres II, détectent les changements lents et constants de la longueur musculaire. Les informations recueillies par les FNMs sont utilisées pour déclencher le réflexe myotatique. Lorsque différents muscles sont impliqués dans un mouvement, les FNMs aident à ajuster la tension et la longueur des muscles en temps réel, garantissant un mouvement coordonné.

Les organes neurotendineux de Golgi (OTG)

Ces mécanorécepteurs localisés à la jonction myotendineuse sont constitués de terminaisons nerveuses disposées entre les fibrilles de collagène du tendon (Jami, 1992). Les OTG sont spécifiquement sensibles à la tension du muscle, notamment de la force produite par la contraction du muscle.

Ces deux mécanorécepteurs sont susceptibles de s'adapter après la réalisation d'une tâche motrice et des adaptations ont été observées après des efforts physiques, principalement sportifs, avec des modifications aiguës et chroniques pouvant impacter le comportement musculaire et la performance (Hutton & Atwater, 1992)

1.2 PROPRIETES DU MUSCLE SQUELETTIQUE

1.2.1 Excitabilité

L'excitabilité du muscle strié est sa capacité à répondre aux stimuli électriques ou chimiques en générant un potentiel d'action et une contraction musculaire. Cette propriété permet au muscle squelettique de répondre à la stimulation du neurone moteur par la production de phénomènes électriques, appelés potentiels d'action musculaires, par l'intermédiaire de produits chimiques. Ces phénomènes se déroulent principalement au niveau de la jonction neuromusculaire (D. A. Jones et al., 2005). L'électromyographie permet d'enregistrer le potentiel d'action résultant de la dépolarisation de l'ensemble des unités motrices sollicitées appelé aussi onde M, et dont les paramètres représentent une bonne quantification de l'excitabilité musculaire, notamment utilisée dans l'évaluation de la fatigue neuro-musculaire (Lepers et al., 2000; Paillard et al., 2005)

1.2.2 Contractilité

La contractilité du muscle strié, correspond à la propriété essentielle du muscle de se contracter lorsque stimulé par un signal nerveux. Cette propriété fondamentale permet au muscle squelettique de générer une force ou tension. La contractilité du muscle strié est la pierre angulaire de sa fonction. C'est cette capacité à se contracter qui permet au muscle de répondre aux commandes du système nerveux en générant une force ou tension et assurer la fonction mécanique active du

muscle. Pour tester la contractilité, l'utilisation d'un dynamomètre permet de mesurer la tension résultant d'une contraction qui peut être volontaire ou imposée par stimulation (Paillard et al., 2005).

1.2.3 Elasticité / Raideur

L'élasticité du muscle strié correspond à sa capacité à retrouver sa forme et sa longueur d'origine après avoir été soumis à une contrainte de déformation, principalement en étirement. Cette propriété confère au muscle une modification de sa tension passive lors de l'étirement, ou raideur qui caractérise la résistance à la déformation élastique d'un corps. La loi de Hooke modélise le comportement des solides élastiques soumis à des contraintes (Hooke, 1678). L'élasticité des tissus biologique est décrite par une courbe tension-déformation qui n'est pas purement linéaire pour la plupart des tissus, notamment le complexe musculo-tendineux avec des implications importantes en traumatologie sportive (Kelc et al., 2013). L'allure typique d'une courbe tension-déformation (étirement) est curviligne, où la région linéaire de la courbe correspond aux propriétés élastiques (Figure 4).

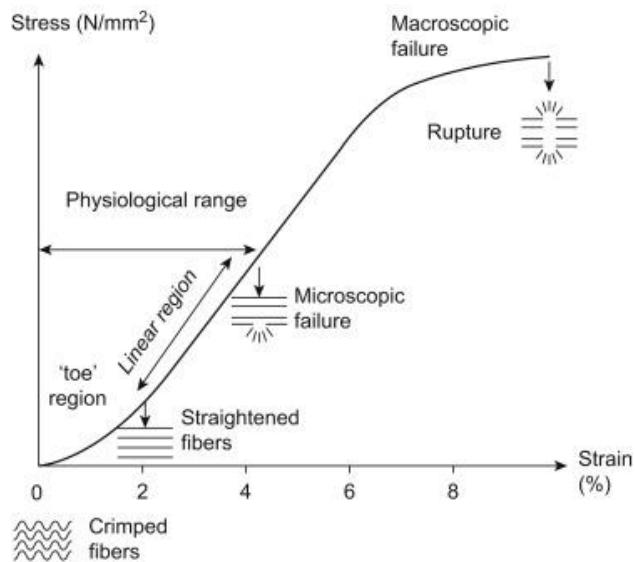


Figure 4 Représentation de la course tension passive- déformation du complexe musculo-tendineux (adapté de J. H.-C. Wang, 2006)

Ce comportement correspond aux propriétés viscoélastiques qui combinent les caractéristiques de viscosité (résistance au glissement) et d'élasticité (capacité de reprendre sa forme d'origine après avoir été déformé). Dans le contexte du muscle strié (muscle squelettique), la viscoélasticité fait référence à sa capacité à démontrer à la fois des comportements visqueux et élastiques en réponse à une force ou à une déformation externe. La composante élastique est principalement liée aux

éléments conjonctifs, les protéines de soutiens et l'interaction des myofilaments à l'échelle du sarcomère mais aussi des différents composants du conjonctif intramusculaire (Figure 5).

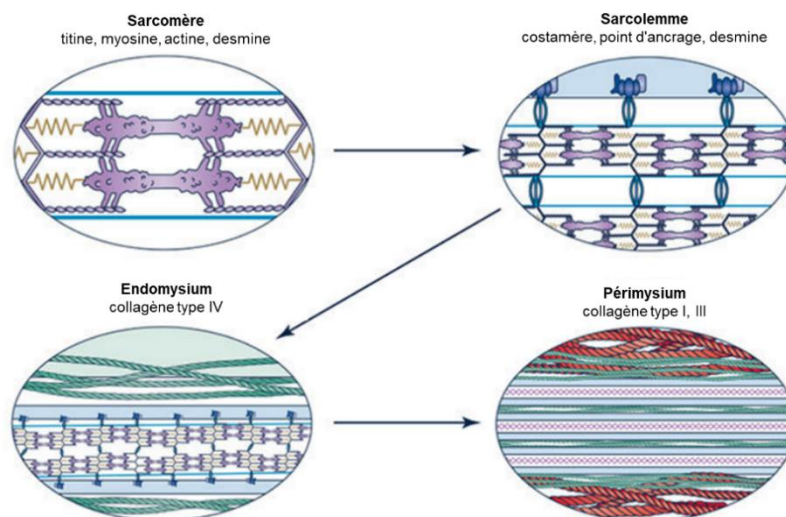


Figure 5 Représentation schématique des structures participant au comportement élastique à différentes échelles du muscle squelettique (adaptée de Lieber & Binder-Markey, 2021)

Le comportement visqueux provient à la fois à la cinétique des ponts actines-myosine et à l'amortissement mécanique des structures passives (Meyer et al., 2011). Ainsi, il est plus juste de considérer le complexe musculo-tendineux lorsque l'on aborde l'aspect biomécanique du comportement élastique puisque le tendon possède davantage de propriété élastique, en comparaison avec le tissu musculaire, en raison de sa composante essentiellement conjonctive.

La propriété viscoélastique du complexe musculo-tendineux se reflète également dans le phénomène d'hystérésis caractérisant la différence entre la tension emmagasinée lors de la phase d'étirement qui est supérieure à la tension restituée lors du relâchement (Kelc et al., 2013). Cette différence correspond à la dissipation d'énergie dans le complexe musculo-tendineux, et qui permet de limiter les contraintes liées à une tension excessive sur les éléments musculaires et les insertions tendineuses. Ces phénomènes se retrouvent également lors de l'application d'une méthode de relaxation de contrainte sur le couple muscle tendon. Lorsque l'on impose un mouvement avec une contrainte en étirement maintenu dans le temps, la tension met un certain temps à atteindre sa valeur finale par dissipation d'énergie du fait du caractère viscoélastique du complexe musculo-tendineux.

Plusieurs méthodes permettent de mesurer les propriétés élastiques du couple muscle tendon. L'approche mécanique permet de mesurer la tension lors d'une contrainte en déformation avec variation de longueur du complexe musculo-tendineux. Au niveau du muscle, les techniques d'élastographie ultra sonore permettent de quantifier la vitesse de propagation des ondes de cisaillement dans le muscle en condition statique ou dynamique, et permettent une mesure quantitative de l'élasticité tissulaire (Davis et al., 2019). La myotonométrie permet également de quantifier diverses propriétés viscoélastiques du muscle en appliquant une impulsion mécanique. L'impulsion mécanique provoque la réponse du muscle par une oscillation naturelle atténuée qui est enregistrée par un accéléromètre sous la forme d'un signal d'accélération (Bizzini & Mannion, 2003). L'utilisation de la dynamométrie isocinétique appliquée pour étudier ces paramètres sera détaillée plus tard dans le manuscrit.

1.2.4 Extensibilité

Si l'élasticité et l'extensibilité sont des propriétés qui explorent le comportement passif du muscle soumis à un étirement, leurs interprétations sont différentes et complémentaires. L'extensibilité du muscle strié se réfère à sa capacité à s'étirer et à allonger sans subir de dommages ou contraintes excessives. Les muscles striés sont conçus pour résister à des forces d'étirement modérées sans subir de lésions. Les fibres musculaires et les structures associées, comme les tendons et les aponévroses, sont flexibles et élastiques, ce qui permet aux muscles de s'étirer lorsqu'ils sont soumis à une force externe. L'extensibilité permet de maintenir la mobilité articulaire et la souplesse musculaire, ce qui est essentiel pour réaliser des mouvements de grandes amplitudes sans générer de contrainte traumatique (Gajdosik, 2001).

Les tests cliniques visant à explorer l'extensibilité musculaire vont mesurer une amplitude articulaire lors de l'étirement maximal toléré. Cependant ces techniques sont limitées par la participation d'autres structures anatomiques (ostéoarticulaire, ligamentaire...) dans la limitation de l'amplitude et des biais de standardisation de mesure. La longueur musculaire peut aussi être mesurée par des outils d'imagerie, principalement l'échographie et apprécier les variations de longueur du complexe musculo-tendineux lors d'une mobilisation articulaire.

1.2.5 Plasticité

La plasticité du muscle squelettique, également appelée adaptabilité musculaire, caractérise la capacité du muscle de s'adapter et de changer en réponse à des stimuli environnementaux tels que l'entraînement, l'inactivité, le vieillissement et les blessures (Flück & Hoppeler, 2003). Cette plasticité peut se considérer à l'échelle de l'ultrastructure et de la structure de la fibre musculaire en réponse à des stimulations spécifiques. Aussi, cette plasticité peut s'apprécier sur le plan biomécanique voire fonctionnel en appréciant les modifications de performance lors de tests spécifiques. Cependant moins la tâche est spécifique, plus il est difficile d'attribuer les changements à la seule plasticité musculaire.

1.3 MODELISATION DU COMPORTEMENT MUSCULAIRE

Les modèles rhéologiques du muscle permettent de rendre compte du comportement musculaire, et donc de ses propriétés, à travers les composantes élastiques de l'ensemble musculo-tendineux et les éléments contractiles du muscle, générateurs de force. La caractérisation et la modélisation du comportement mécanique du muscle squelettique jouent un rôle essentiel dans la compréhension de la manière dont les muscles produisent des forces, subissent des déformations et se contractent en réponse à des signaux nerveux. Ces approches combinent des concepts de la biomécanique, de la physiologie et de la mécanique pour créer des modèles expérimentaux qui permettent de décrire et de prédire le comportement mécanique complexe des muscles squelettiques (Dao & Tho, 2018).

Dès le XVII^{ème} siècle et les travaux de G.A. Borelli et N. Stenon ont été pionniers en envisageant une relation mathématique entre données de nature physiologique issues de l'observation et en appliquant cette approche au muscle squelettique (T. Festa, 2022). Au milieu du XIX^{ème} siècle, le concept de muscle se comportant comme un ressort a été développé. Ce sont, notamment, les travaux de Johannes Muller puis Edward Weber qui ont assimilé un muscle à un ressort étiré et dont les propriétés élastiques diffèrent s'il est soumis à une stimulation (Barclay, 2023). Selon ce modèle élastique, le muscle contenait une énergie potentielle élastique disponible pour la contraction et prédisait que l'énergie disponible pour effectuer un travail était établie au début d'une contraction.

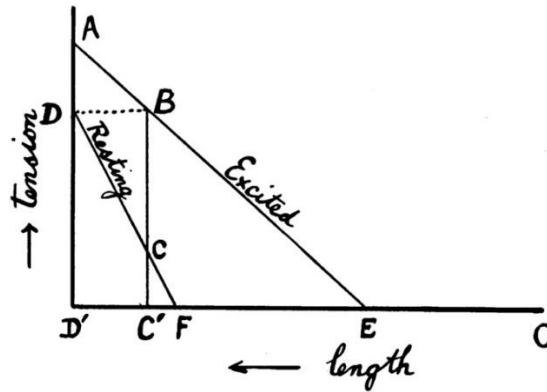


Figure 6 Représentation du modèle élastique du comportement musculaire par Hill 1913 (A. V. Hill, 1913)

C'est en 1922 que A.V. Hill modifie ce modèle simple en ajoutant un élément visqueux en parallèle pour traduire l'influence de la vitesse de contraction (A. V. Hill, 1922). En 1927, Levin et Wyman complexifient ce modèle de Hill en ajoutant une composante élastique en série traduisant l'influence du tendon sur le comportement mécanique du complexe musculo-tendineux (Levin & Wyman, 1927).

En 1938, A. V. Hill a réalisé des expériences qui ont définitivement réfuté le modèle élastique en soutenant les conclusions de Fenn postulant que l'énergie nécessaire pour effectuer un travail n'est disponible que lorsque ce travail est effectué (Fenn, 1923). Hill modifie son précédent modèle et introduit une composante contractile (CC) couplée à une composante élastique série (CES) (A. V. Hill, 1938). En 1951, A. V. Hill enrichit son modèle en y ajoutant une composante élastique parallèle (CEP), correspondant principalement au tissu conjonctif interne du muscle qui joue un rôle important dans la résistance à l'étirement passif (A. V. Hill, 1951). Ce modèle à 3 composantes a été réactualisé en s'appuyant sur la théorie des filaments glissants (Huxley, 1957) en apportant des ajustements au modèle de Hill en décomposant la CES en une partie active et une partie passive (Shorten, 1987) (Figure 7).

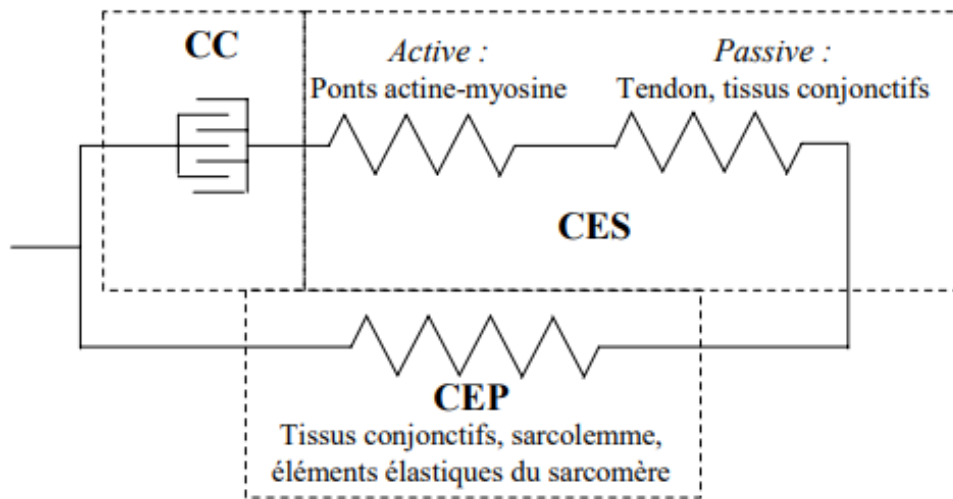


Figure 7 Représentation du modèle à 3 composantes adapté de Shorten, 1987 (Goubel & Lensele-Corbeil, 2003)

De nombreux modèles musculaires ont été construits à partir de ce modèle allant de modèles linéaires simples à une variété de modèles non linéaires complexes (Wakeling et al., 2023). Ce modèle à trois composantes permet de simplifier la complexité du comportement mécanique des muscles en mettant en évidence les aspects clés qui influencent la force. En outre, ces modèles présentent une bonne concordance dans des conditions similaires aux études princeps, c'est-à-dire pour de petits muscles se contractant dans des conditions stables et contrôlées. Cependant, des études récentes ont révélé que ces modèles sont moins précis pour reproduire les comportements locomoteurs naturels in vivo (Wakeling et al., 2023).

1.4 CARACTERISTIQUES DE LA CONTRACTION MUSCULAIRE

1.4.1 Modalités de contraction

Les contractions musculaires peuvent être décrites en fonction de deux variables : la longueur et la tension.

Lors d'une contraction isométrique, la longueur du muscle ne change pas. Cependant, les fibres musculaires génèrent une force sans déplacement significatif, une modalité impliquée par exemple pour maintenir une position ou stabiliser une articulation. À l'opposé, les contractions qui

s'accompagnent d'une modification de longueur musculaire, pouvant générer un mouvement sont appelées dynamique (ou anisométriques).

Les contractions concentriques sont caractérisées par un raccourcissement du muscle lors de la contraction musculaire. La tension musculaire développe une force supérieure à la charge ou une résistance externe, on parle de travail positif. Au contraire, les contractions excentriques caractérisent les contractions musculaires associées à un allongement musculaire. Ici le travail est appelé négatif car la résistance externe opposée est supérieure à la force développée. A l'échelle de la fibre musculaire, ce type de contraction va donner un allongement des sarcomères avec le maintien d'une interaction entre les protéines contractiles ce qui permet de contrôler la résistance tout en ralentissant le mouvement.

Ces modalités de contraction s'alternent de manière dynamique et harmonieuse entre muscles agonistes et antagonistes pour permettre la réalisation coordonnée de mouvement harmonieux et éviter les contraintes tissulaires. Ainsi, la plupart des mouvements et des activités impliquent une combinaison de ces types de contractions. Les exercices en modalité excentrique possèdent des caractéristiques et adaptations métaboliques et neurophysiologiques, qui en font une modalité de choix dans les protocoles de rééducation (Isner-Horobeti et al., 2013). Ces avantages sont détaillés dans la Figure 8 (Hody et al., 2019).

En traumatologie sportive, l'exercice excentrique offre une modalité d'entraînement avantageuse pour améliorer les performances et optimiser la rééducation des blessures chez les athlètes, notamment les pathologies tendino-musculaires. Dans la rééducation des pathologies sportives, la modalité excentrique permet davantage de gain de force et de puissance et d'amélioration des propriétés élastiques musculaires et tendineuses en comparaison avec les protocoles de renforcement standards en concentrique ou isométrique (LaStayo et al., 2003).

Ces adaptations structurelles et physiologiques reposent sur une augmentation de la masse musculaire, de la longueur des faisceaux musculaires, du nombre de sarcomères et de la surface transversale des fibres de type II (Vogt & Hoppeler, 2014).

Caractéristiques de la contraction excentrique

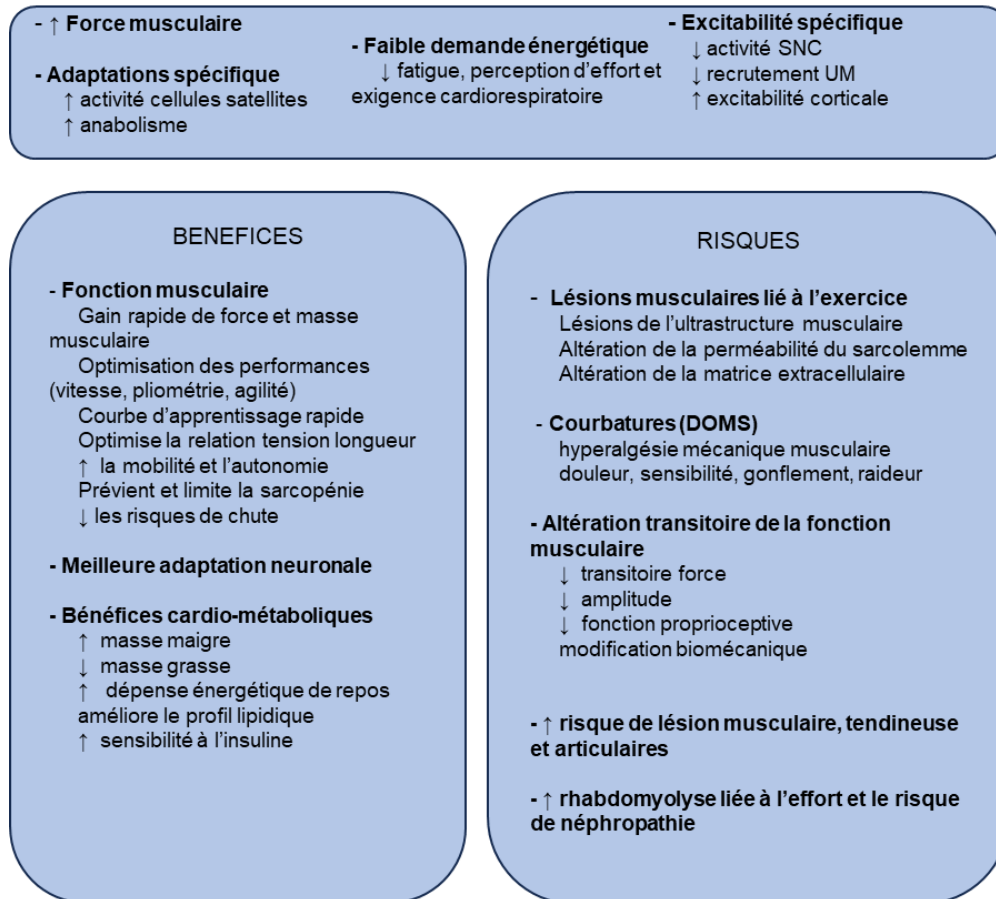


Figure 8 Caractéristiques de la contraction excentrique, adaptée et traduit de l'anglais depuis Hody et al., 2019

1.4.2 Propriétés Mécaniques du Muscle en Contraction

1.4.2.1 Relation force - longueur

La relation tension-longueur est un concept fondamental en physiologie musculaire qui décrit comment la force de contraction d'un muscle squelettique varie en fonction de sa longueur initiale (Gordon et al., 1966). Lorsqu'un muscle se contracte, sa force de contraction dépend en partie de

la longueur à laquelle il commence la contraction. La relation tension-longueur montre que la force de contraction est généralement maximale lorsque le muscle est à une longueur intermédiaire. Si le muscle est trop étiré ou trop raccourci au départ, sa capacité à générer une force optimale est réduite.

L'explication de cette relation peut être attribuée à la manière dont les filaments de myosine et d'actine interagissent à différentes longueurs musculaires (Bagni et al., 1988; Bressler & Clinch, 1975). À une longueur intermédiaire, le contact entre les filaments est optimal, ce qui permet une interaction maximale entre les protéines contractiles, et donc le nombre de ponts d'actine-myosine formés avec une capacité de production de force de contraction maximale. Si le muscle est étiré ou raccourci de manière excessive, le chevauchement peut être compromis, ce qui limite la force générée (Figure 9A). De plus, lorsque le muscle se raccourcit, son épaisseur augmente pour maintenir son volume constant et cette augmentation entraîne un écartement entre les têtes de myosine et le filament d'actine, réduisant ainsi le nombre d'interactions électrostatiques entre les protéines contractiles (Williams et al., 2013) (Figure 9B).

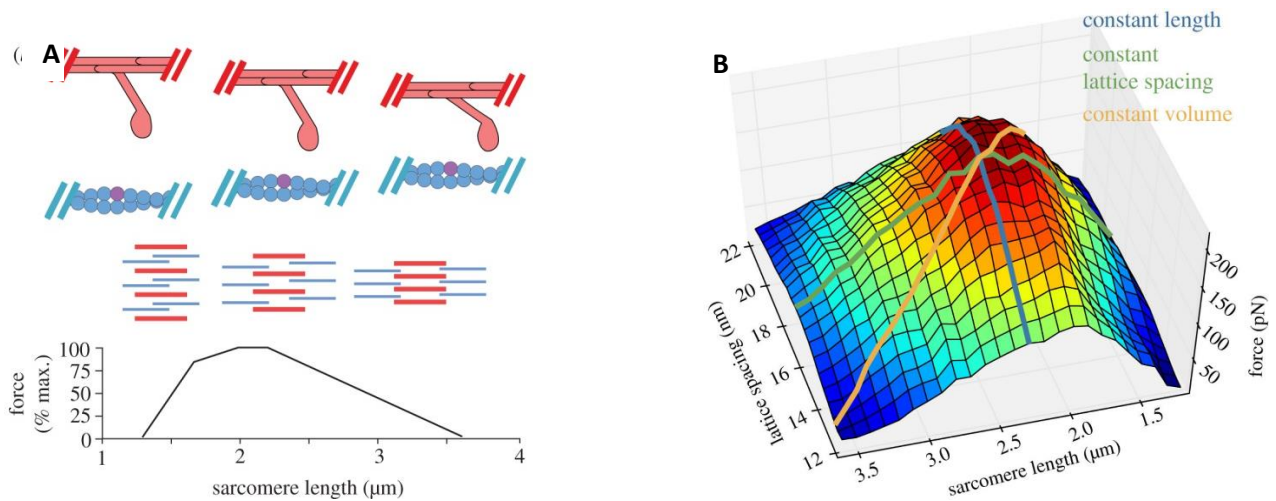


Figure 9 A. Relation force longueur à l'échelle du sarcomère. B. Force en fonction de l'espacement des myofilaments et en fonction de la longueur du sarcomère. Adapté de (Williams et al., 2013)

Cette conception isolant la fonction active du muscle squelettique est erronée puisque pour des longueurs de sarcomère, et donc de fibre musculaire, plus importantes, une tension passive va s'ajouter à la tension active, correspondant à la tension de résistance à l'étirement caractérisant les propriétés viscoélastiques musculaires (Odegard et al., 2008).

Ainsi la courbe force-longueur est donc représentée par l'association de la tension active et passive comme représentée sur la Figure 10.

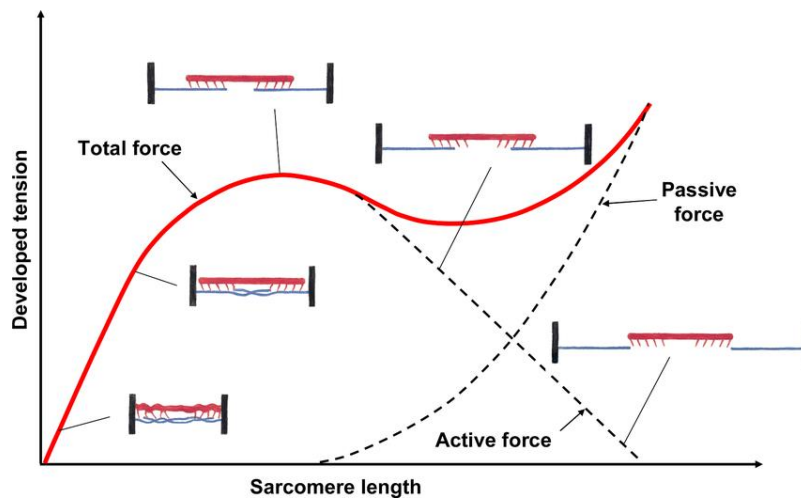


Figure 10 Représentation de la courbe force-longueur intégrant les paramètres de tension active et passive du muscle.

Si les principes fondamentaux à la base de cette relation tension-longueur émanent de travaux réalisés in vitro sur la fibre musculaire isolée, la relation force-longueur in vivo d'un muscle peut être interprétée en mesurant la longueur des fascicules musculaires mesurée par échographie (Hoffman et al., 2012) ou plus indirectement en abordant la longueur musculaire via la position angulaire d'une articulation (Charteris & Goslin, 1986).

Les propriétés de la relation tension-longueur peuvent influencer la stabilité articulaire et la biomécanique. Ainsi, afin de garantir une capacité de production de force optimale lors d'activités classiques, la position articulaire sera fréquemment celle qui permet au muscle de fournir une force maximale pour un cout métabolique faible via cette relation force longueur et la co-contraction musculaire agoniste-antagoniste. Des applications pratiques de cette relation force-longueur sont régulièrement utilisées dans le champ de la médecine physique et de réadaptation pour optimiser la force développée sans générer de fatigue. C'est le cas du choix de flexion optimale du coude lors de l'utilisation d'une canne anglaise, ou l'adaptation de la hauteur d'assise d'un siège chez un patient qui présente un déficit de force des extenseurs du genou.

1.4.2.2 Relation force - vitesse

La relation tension-vitesse décrit comment la force de contraction d'un muscle squelettique varie en fonction de la vitesse à laquelle il se raccourcit ou s'étire (Fenn & Marsh, 1935) (Figure 11). Cette relation est un principe fondamental de la physiologie du muscle squelettique qui a été dérivé à partir des études révolutionnaires de Hill sur les fibres musculaires isolées de grenouille (A. V. Hill, 1938) et initialement utilisé pour développer des théories sur les mécanismes de la contraction du muscle strié squelettique (Huxley, 1957). Dans des conditions in vitro, la vitesse de raccourcissement des fibres musculaires exerce une influence négative sur les capacités de production de force d'un muscle et cette relation a été décrite hyperbolique inverse.

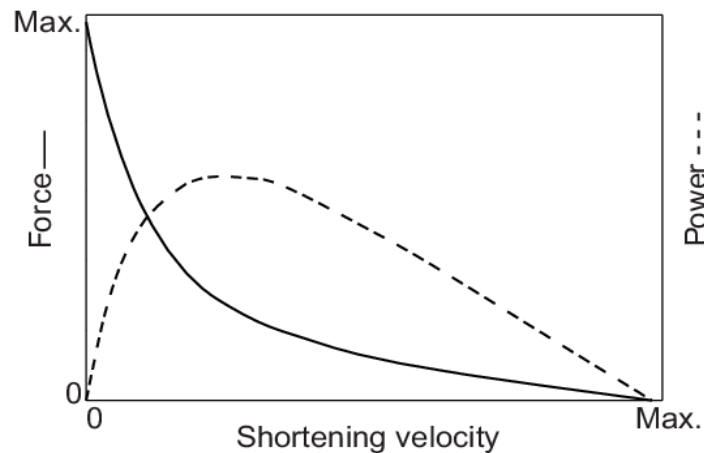


Figure 11 Représentation de la relation force-vitesse et puissance-vitesse adaptée de Hill (A. V. Hill, 1950) (Lindstedt, 2016).

In-vivo, cette relation a été explorée par Hill en 1922 dont les travaux scientifiques se sont intéressés au mouvement de flexion du coude (A. V. Hill, 1922) qui montraient une relation beaucoup plus proche d'une tendance linéaire que d'une tendance hyperbolique (Figure 12). Plus récemment, de nombreuses études ont examiné la relation force-vitesse in vivo dans le but de décrire la fonction musculaire lors de gestes sportifs (Cross et al., 2018; Giroux et al., 2016; Jiménez-Reyes et al., 2017) ou pour les activités de la vie quotidienne (Alcazar et al., 2018). De plus, il y a un intérêt croissant pour l'application de la relation force-vitesse en tant qu'outil pour orienter la pratique de l'entraînement (Jiménez-Reyes et al., 2017; Morin & Samozino, 2016). Comme dans les travaux précurseurs de Hill, la plupart des mouvements dynamiques suivaient des relations force-vitesse quasi linéaires et caractérisent le « profil » force-vitesse des individus. Ainsi,

il est difficile de définir de manière unique et formelle le profil de la relation force-vitesse d'un muscle puisque celui-ci dépend de la tâche et du contexte correspondant au mouvement analysé, ce qui entraîne l'implication de différents mécanismes biomécaniques ou physiologiques dans la production de force.

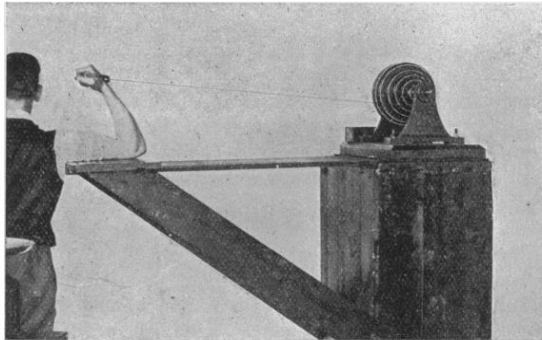


Fig. 1. Apparatus employed.

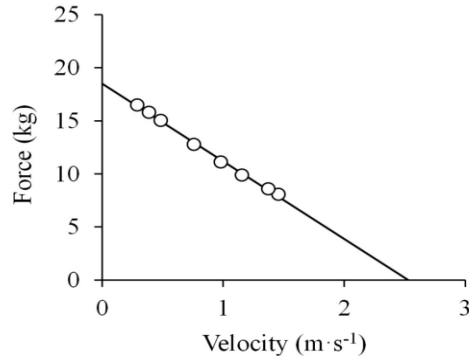


Figure 12 Travaux de Hill, 1922 sur la relation force-vitesse lors d'une tâche de flexion du coude, adapté de (Alcazar et al., 2019)

Différentes explications ont été avancées pour expliquer la relation force-vitesse. A l'échelle du muscle, il est principalement suggéré que la diminution de formation des ponts d'actine-myosine et l'altération des cycles d'attachement/désolidarisation à vitesse rapide soit le principal phénomène supportant la relation force-vitesse (Fenwick et al., 2017) . Cependant la participation des composantes élastiques du complexe musculo-tendineux semble influencer la relation force-vitesse, y compris sur des contractions concentriques en dépendant de la longueur initiale du muscle et influençant cette relation de manière différente selon les groupes musculaires (Hauraix et al., 2013; Holzer et al., 2023). En effet, il existe également une dépendance à la vitesse pour les contractions excentriques, mais l'allure de la courbe ne permet pas d'expliquer cette relation uniquement par la vitesse des cycles de liaison-dissociation des protéines contractiles. Ainsi, la résistance mécanique passive à l'étirement se traduisant par le maintien de ponts actines-myosine et des composantes élastiques participent également à la tension développée en modalité excentrique.

Pour établir cette relation, plusieurs mesures sont réalisées à vitesse et/ou force différentes correspondant à autant de points qui définissent un profil force-vitesse. À partir de celui-ci, une fonction mathématique est généralement ajustée et plusieurs caractéristiques de performance peuvent être obtenues soit directement, soit par extrapolation, telles que la force isométrique maximale (P_0), la vitesse maximale de raccourcissement à vide (V_{max}), et la puissance maximale

développée (W_{max}). La relation force-vitesse in vivo lors d'actions musculaires multi-articulaires a été rapportée comme suivant une relation linéaire (Bobbert, 2012). Cependant, des découvertes récentes suggèrent que la linéarité observée peut résulter d'une incapacité à obtenir des données expérimentales dans les régions extrêmes (haute force/basse vitesse et basse force/haute vitesse) de la courbe force-vitesse. Par conséquent, bien que les modèles linéaires puissent être adéquats chez certains individus en raison de leur faisabilité et de leurs résultats de sortie similaires par rapport aux modèles hyperboliques, la relation force-vitesse est en réalité double hyperbole dans la plage des forces modérées à faibles (0-40%) (Alcazar et al., 2019). Également, la différence entre l'allure parabolique de la courbe tension-vitesse obtenue in vitro et la courbe linéaire obtenue in-vivo a été attribuée à l'excitabilité neurale qui peut limiter les capacités de contraction dans les modalités extrêmes de vitesse ou force (Alcazar et al., 2019; Perrine & Edgerton, 1978).

1.5 FONCTIONS SENSORIMOTRICES

En 1826, Charles Bell, chirurgien, anatomiste et philosophe écossais a introduit le terme de « sens musculaire » et évoque « l'existence de nerfs afférents périphériques spéciaux pour les impulsions évoquées par les mouvements et les postures du corps » (Bell, 1826). Depuis la fin du 19^{ème} siècle cette notion intéressaient les psychologues, physiologistes et neurologues et correspondait à ce que Henri définit comme « l'ensemble des sensations qui nous renseignent sur l'état de nos organes moteurs » ; « ces derniers peuvent être soit en mouvement soit rester immobile, être tendus de façon à exercer une force ou bien être relâchés » (Henri, 1898).

En 1898, Victor Henri distinguait déjà la perception de la position des membres, la perception du mouvement et la perception de résistance (Figure 13). L'origine du « sens musculaire » faisait l'objet de débats entre les partisans de la « théorie périphéraliste » selon laquelle l'origine était l'excitation de récepteurs spécifiques au niveau des muscles eux-mêmes, ou de la théorie « centraliste » selon laquelle l'indication relative au mouvement provient essentiellement de l'origine centrale. Après avoir adhéré au concept de « sens musculaire », c'est en 1906 que Charles Scott Sherrington, un neurologue anglais, a introduit le terme de "proprio-ception". Ce terme vient du latin "proprius", qui signifie "propre" ou "individuel", et de "capio"/"capere", qui signifie "prendre" ou "saisir" (Sherrington, 1906). Sherrington entend réconcilier le périphéralisme et l'idée d'une réceptivité interne propre à nos mouvements en évoquant l'existence de récepteurs spécifiques capables de reconnaître les transformations internes du corps et de répondre aux stimulations du monde extérieur.

SENSATIONS MUSCULAIRES INTRINSÈQUES A L'ÉTAT DES ORGANES MOTEURS	SENSATIONS MUSCULAIRES CORRESPONDANT AUX DIFFÉRENTS ÉTATS DES ORGANES MOTEURS					
	IMMOBILITÉ	MOUVEMENT				
Sensations de repos et de fatigue, sensations produites par l'excitation des muscles, tendons et articulations.	Sensation correspondant aux différentes positions des organes moteurs.	Sensation correspondant aux différents degrés de la contraction des muscles. <i>a.</i> Etat de relâchement. <i>b.</i> Contraction par une cause externe. <i>c.</i> Contraction volontaire. <i>d.</i> Equilibre mutuel des muscles contractés. <i>e.</i> Résistance ne permettant pas le mouvement.				
		<table border="1"> <tr> <td>Passif.</td> <td>Actif.</td> </tr> <tr> <td></td> <td> <table border="1"> <tr> <td>Libre.</td> <td>Avec résistance.</td> </tr> </table> </td> </tr> </table> <p>Percption de la direction, étendue, vitesse et durée du mouvement. Percption de la force de résistance.</p>	Passif.	Actif.		<table border="1"> <tr> <td>Libre.</td> <td>Avec résistance.</td> </tr> </table>
Passif.	Actif.					
	<table border="1"> <tr> <td>Libre.</td> <td>Avec résistance.</td> </tr> </table>	Libre.	Avec résistance.			
Libre.	Avec résistance.					

Figure 13 Classification des différents sens musculaires selon Henri (Henri, 1898)

Comme évoqué précédemment, la proprioception correspond, en fait, à plusieurs types de sensibilité. Le sens de la position corporelle statique sera appelé plus tardivement la statesthésie, tandis que la kinesthésie est une perception des mouvements des différentes parties du corps. Les FNMs sont considérés comme les principaux moteurs de la statesthésie et de la kinesthésie.

La proprioception renferme aussi la toniception qui est la capacité que nous avons de ressentir le tonus musculaire et la dynamesthésie qui correspond au sens de la force musculaire. Ce sont principalement les OTG qui informent le système nerveux central des changements de tension musculaire. Les OTG présentent également une sensibilité dynamique et peuvent signaler des changements rapides de la force contractile.

Lecture synthétique 1 : Anatomie et physiologie du muscle strié squelettique

- L'organisation anatomique et fonctionnelle du muscle strié squelettique lui permet d'assurer de nombreuses fonctions et rôles qui assurent le travail biomécanique de la locomotion.
- Les principales fonctions du muscle strié squelettique sont
 - L'excitabilité (réponse à un stimulus nerveux)
 - La contractilité (produire une force)
 - La raideur (résistance à la déformation élastique)
 - L'extensibilité (capacité à se déformer sans dommage tissulaire)
 - La plasticité (modification de sa structure/ultrastructure selon les stimuli)
- Plusieurs modèles rhéologiques ont permis d'expliquer ces fonctions en caractérisant différentes composantes qui expliquent le comportement actif et passif du muscle.
- Certaines relations fondamentales du muscle, et notamment sa dépendance à la longueur et la vitesse, permettent d'expliquer le comportement du muscle en contraction, mais également ses propriétés passives
- Le complexe musculo-tendineux intervient également dans la fonction sensori-motrice via des mécanorécepteurs proprioceptifs sensibles à l'état et aux variations de longueur et de tension.

2 ÉVALUATION DES PROPRIÉTÉS MUSCULAIRES

2.1 PRINCIPES GÉNÉRAUX

En pratique clinique, et principalement dans l'exercice de médecine sportive ou de MPR, l'évaluation de la force musculaire est fréquemment réalisée soit à but diagnostique ou analytique (Osternig, 1986). L'approche analytique applique le principe que Descartes a défini dès 1637 « en divisant chacune des difficultés examinées en autant de parties qu'il serait requis pour mieux les résoudre » (Descartes, 1637). Dans la pratique clinique, cela signifie que l'on part d'une situation initiale, souvent complexe en décomposant le système en éléments afin d'optimiser chaque élément (analyse de la déficience, de la cause, de la conséquence) et recompose l'ensemble pour optimiser la prise en charge du patient. La place de l'évaluation dans la démarche diagnostique comme analytique est essentielle et repose sur plusieurs adages, notamment que « tout est susceptible d'être mesurable et à terme soumis à évaluation » et que « sans évaluation, il n'y a ni efficacité ni progrès ».

L'évaluation manuelle de la force musculaire implique l'utilisation d'une échelle de notation pour évaluer la force musculaire à l'aide de tests de résistance. Les principales échelles proposent des gradations de la force musculaire au moyen d'une échelle numérique (grades 0 à 5) correspondant à une gradation ordinale, et pas à une grandeur physique. La précision et la fiabilité de ce type de mesure ne permettent pas de l'utiliser pour quantifier la force musculaire.

Certains tests fonctionnels, même mesurables, permettent d'évaluer des tâches ou activités impliquant la fonction musculaire mais ne peuvent isoler la force musculaire des autres fonctions utilisées dans la réalisation de tâches complexes. Cependant elles permettent une évaluation écologique puisque ces tests fournissent des informations sur la capacité du muscle à effectuer des mouvements complexes dans des conditions réelles (Manske & Reiman, 2013).

La dynamométrie correspond à la science ou technique de mesure de la force. L'idée d'un dynamomètre appliqué à des fins médicales semble remonter aux années 1950 avec un système isométrique mentionné par Hettinger et Muller (Hettinger & Müller, 1953). Ces outils permettent de réaliser une mesure objective de la force, plus reproductible et discriminante que l'évaluation clinique simple. Ils fonctionnent grâce à des capteurs qui mesurent les contraintes mécaniques soit par mesure d'allongement d'un ressort étalonné et traduit directement par un curseur (dynamométrie mécanique) ou via une jauge de déformation qui mesure les contraintes appliquées

et transmet un courant électrique dont l'intensité est proportionnelle à la contrainte (dynamomètre numérique).

La force isométrique peut être mesurée par dynamométrie manuelle ou instrumentale.

Cependant cette mesure est imparfaite notamment par l'évaluation statique de muscles fonctionnant habituellement de manière dynamique. Les mesures dynamiques classiquement réalisées en mobilisant une charge extérieure de masse fixe se confrontent également à la relation tension longueur impliquant que si une charge est mobilisée sur les amplitudes extrêmes du mouvement, la capacité de production d'une force maximale théorique serait plus importante sur un secteur intermédiaire. En réalité une répétition maximale (1RM) correspond à la résistance externe maximale qu'un individu peut développer sur l'ensemble d'un secteur angulaire prédéfini et non pas à la force maximale que le muscle / groupe musculaire peut développer. De plus, la réalisation d'un mouvement contre une résistance externe maximale correspondra à une vitesse lente d'exécution, et il est impossible de mesurer de manière fiable une force maximale excentrique. Enfin, les protocoles de mesure sont imparfaits car soit progressifs, avec des charges qui se décident a priori et où la fatigue peut avoir un impact sur les capacités de production de force, ou bien par interprétation et extrapolation d'un nombre de répétitions réalisées avec un manque de précision et le raisonnement fallacieux que la relation de la force maximale et de l'endurance force soit une constante interindividuelle. Cependant, si cette mesure ne traduit pas, parfaitement, le comportement mécanique musculaire, elle est reproductible et les protocoles de mesure de la 1RM peuvent être utilisés comme une évaluation fiable de la force musculaire.

Ainsi, la dynamométrie isocinétique a été développée pour répondre à ses exigences de maîtriser la position angulaire et la vitesse de réalisation du mouvement par l'utilisation d'un moteur auto-asservi permettant de mesurer un moment de force sur l'ensemble d'un secteur angulaire. Cette méthode sera détaillée dans les chapitres suivants.

A côté des outils de mesure de la force musculaire il est également important de considérer d'autres outils de mesure de la fonction musculaire, permettant de comprendre de manière intégrative le comportement musculaire. Les techniques électromyographiques (EMG) utilisées en complément d'une mesure de force permettent notamment d'évaluer l'efficacité neuromusculaire par l'établissement de relations EMG-force, pour l'analyse du processus de couplage excitation contraction (Deschenes et al., 2002). Ces techniques sont souvent utilisées pour étudier le niveau de fatigue et les origines et déterminants de la fatigue neuromusculaire.

D'autre part, les techniques d'imagerie du muscle permettent également d'approfondir l'analyse de la force musculaire en intégrant des données morphométriques ou architecturales du muscle. L'échographie a l'avantage de permettre une étude dynamique et parfois écologique du muscle, et

donc de mesurer les différences architecturales du muscle au cours de la contraction et/ou du mouvement. Ainsi, certaines approches couplent l'analyse de force avec les modifications anatomiques de volume, surface et longueur du complexe musculo-tendineux, mais aussi de paramètres architecturaux comme l'angle de pennation des muscles pennés et la surface de section transversale physiologique (PCSA) de ces muscles (Timmins et al., 2016). Plus récemment l'échographie couplée à une mesure d'élastographie a ouvert un pan de la littérature s'intéressant à l'élasticité des tissus et notamment du muscle lors de différentes conditions (Bastijns et al., 2020).

L'utilisation conjointe de ces méthodes de mesure permet une compréhension plus complète et intégrative des propriétés musculaires. En effet, l'association de techniques d'électromyographie avec des mesures objective de la force musculaire, notamment par la dynamométrie isocinétique, permet d'appréhender le couplage excitation contraction (Julienne et al., 2012). Ainsi, en cas de déficit de force comme cela peut-être le cas lors d'une tâche fatigante, ces techniques permettent de caractériser l'origine centrale ou périphérique de la fatigue (Girard & Millet, 2009). Aussi, l'association de mesure d'imagerie, notamment échographique, au cours d'une contraction évaluée par dynamométrie isocinétique, permettra de caractériser les modifications de la force en fonction de la déformation tissulaire, et donc d'appréhender la relation de la tension à la longueur.

2.2 DYNAMOMETRIE ISOCINETIQUE

2.2.1 Concept et principes généraux

D'un point de vue historique et étymologique, le terme néologique "isocinétisme", dérivé du grec ancien, se compose de "isos" signifiant "égal" et "kinetikos" signifiant "mouvement". Ainsi, l'isocinétisme fait référence à un mouvement effectué à vitesse constante. Le principe du dynamomètre isocinétique repose sur le contrôle précis de la vitesse pour maintenir une constance tout au long du mouvement, réalisé grâce à une adaptation de la résistance en temps réel en fonction de la force développée par le sujet (Baltzopoulos & Brodie, 1989). Ce principe permet de s'affranchir de la dépendance de la force à la vitesse et donc de développer la résistance maximale sur la globalité de la course articulaire de l'articulation testée (Figure 14).

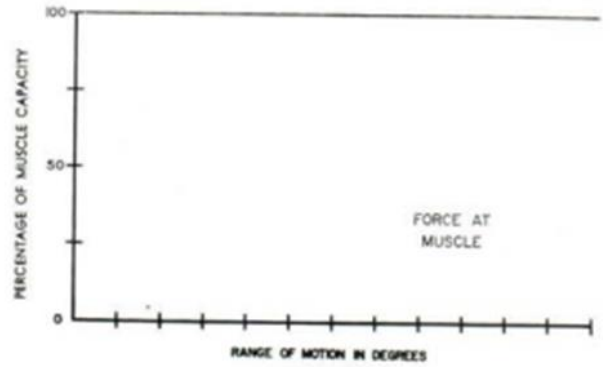
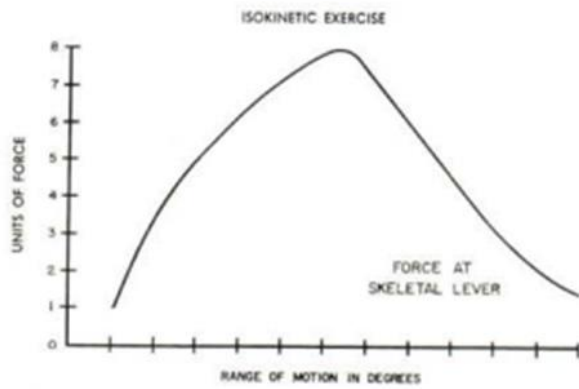


Figure 14 Représentation graphique de la force développée lors d'une contraction isocinétique correspondant à la capacité maximale de production de force sur l'ensemble de la course angulaire (Hislop & Perrine, 1967).

Ces appareils adaptent la résistance à la force produite par le sujet, garantissant ainsi une sécurité pendant l'évaluation. Si le sujet cesse de produire de la force, le dynamomètre ne résiste plus, évitant tout mouvement.

C'est en 1967, grâce à la contribution de Hislop et Perrine, que les premiers prototypes de dispositifs isocinétiques appliqués au système locomoteur humain, ont vu le jour (Hislop & Perrine, 1967). Il est fréquent d'associer la mise au point de ces dispositifs en réponse à un appel à projet de la NASA visant à évaluer de manière fiable l'impact de la microgravité sur la force musculaire et donc le déconditionnement musculaire. Plutôt que des solutions complexes de laboratoire, la NASA a adopté une solution basée sur l'isocinétisme, avec une vitesse angulaire constante dans un mouvement isolé, permettant une programmation de 0°/s à 300°/s.

Cette approche a ouvert la voie à l'évaluation isocinétique, élargissant l'application de l'isocinétisme à l'évaluation musculaire dans les domaines médicaux et notamment de rééducation. En 1970, la société Cybex© de Long Island (États-Unis) a développé et industrialisé le premier dynamomètre isocinétique comme dispositif de rééducation et d'évaluation basé sur le même concept d'isocinétisme. Depuis, ses domaines d'application dans le champ médical se sont élargis à l'orthopédie, la médecine et traumatologie du sport, la rhumatologie et même le suivi de maladies neurologiques dans les champs de la prévention jusqu'à la réhabilitation (P. L. Bernard & Degache, 2014).

L'évaluation isocinétique telle que démocratisée par l'utilisation de dynamomètre isocinétique permet la réalisation de mouvements angulaires correspondant à des mouvements réalisés autour d'un axe de rotation. En physique, le moment angulaire ou moment cinétique est une grandeur

physique importante pour représenter l'efficacité d'une force à faire tourner un système autour de l'axe de rotation. En effet, la force (F en N) exercée sur un système en rotation ne permet pas d'expliquer à elle seule le déplacement du système et cela doit tenir compte de la distance entre l'axe de rotation et le point d'action de la force mais aussi l'orientation de la droite d'action de la force (Pandy, 1999). Cette distance est appelée bras de levier (d en m) et pour les forces exercées perpendiculairement au rayon vecteur elle correspond à la distance entre l'axe de rotation et le point d'action de la force.

Le moment de force (M) correspond donc au produit $M = F \times d$ et sa grandeur est le Newton.mètre (N.m). On parle d'équilibre de force si la somme des forces exercées est nulle pouvant correspondre à un équilibre statique en l'absence de mouvement ou bien un équilibre dynamique si le mouvement est réalisé à vitesse constante comme c'est le cas dans un mouvement isocinétique.

Afin de réaliser un mouvement à vitesse constante préétablie, le dynamomètre isocinétique consiste en l'utilisation de systèmes de servomoteurs. Un servomoteur est un moteur capable de maintenir une opposition à un effort statique et dont la position est vérifiée en continu et corrigée en fonction de la mesure. C'est donc un système asservi. Cette technologie a été intégrée aux dispositifs d'isocinétisme pour ajuster la résistance en fonction de la force produite par le sujet testé au cours du mouvement, offrant ainsi un moyen précis de mesurer la force maximale développée sur toute l'amplitude articulaire pour une vitesse préétablie et indépendamment de l'angle articulaire (Osternig, 1986).

L'évaluation isocinétique permet l'analyse de groupes musculaires impliquée dans un mouvement rotatoire. Ainsi, il convient d'analyser le moment de force comme celui résultant de plusieurs moments de force au cours du mouvement où des groupes musculaires agonistes et synergiques se contractent selon les mêmes modalités.

L'évaluation musculaire isocinétique est considérée comme le "gold standard" pour les évaluations musculaires dynamiques. La majorité des dynamomètres permettent des mesures pluri-articulaires, permettant d'analyser la majorité des articulations périphériques et le rachis. Parmi ces articulations, le genou et l'épaule sont les articulations périphériques les plus étudiées dans la littérature et les utilisations cliniques les plus fréquentes. La majorité des dynamomètres permettent des mesures précises, reproductibles et validées, et les biais de mesure sont essentiellement liés à la méthodologie d'évaluation qui doit être standardisée et validée pour permettre une mesure fiable (Alt et al., 2014; Edouard et al., 2011a; Reyes-Ferrada et al., 2022).

Dans le cadre de l'évaluation des actes professionnels « Mesure de la force, du travail et de la puissance musculaire d'une ou deux articulations, par dynamomètre informatisé et motorisé » et « Mesure de la force, du travail et de la puissance musculaire de trois articulations ou plus, par dynamomètre informatisé et motorisé », la Haute Autorité de santé a évalué le service attendu/rendu de ces actes pour rendre un avis sur leur inscription à cette liste (Haute Autorité de Santé (HAS), 2006). Ce rapport conclut que l'évaluation isocinétique présente un intérêt diagnostique et est indiquée pour l'évaluation et la quantification des déficiences musculaires en vue de l'objectivation de l'efficacité des traitements et des résultats fonctionnels obtenus au cours de programmes de rééducation dans les déficits musculaires au niveau du genou (instabilité mécanique ou neurologique ou lésion ligamentaire) et de l'épaule (conflits de coiffe et instabilité). Cet acte est complémentaire à l'examen clinique.

Si l'évaluation isocinétique possède des avantages majeurs dans la précision et la fiabilité de mesure, il n'en reste que le mouvement étudié est rarement écologique ou fonctionnel, que l'analyse du moment de force est une donnée physique et dont la corrélation biomécanique doit être prudente.

2.2.2 Modalités de mesure de la force musculaire

Avant de décrire les paramètres mesurés lors de l'évaluation de la force musculaire par dynamométrie isocinétique, il est important de préciser l'importance de procéder à la correction de la force gravitationnelle exercée par le segment testé. La résistance passive des structures élastiques et la masse du segment de membre testé réalisent une force qui peut s'opposer ou s'ajouter à la force développée dans le cadre de l'évaluation. Ainsi, il est courant de procéder à une correction dite de « gravité » pour soustraire cette force de la mesure. Les techniques varient selon les dynamomètres et logiciels d'exploitation. Dans le cadre des tests réalisés dans les différents protocoles de ce manuscrit, c'est lors de mouvements passifs réalisés en amont du test, que le moment de force est mesuré puis corrigé ultérieurement lors des essais (Edouard, Calmels, et al., 2009b; Keating & Matyas, 1996). Si cette méthode est facile à réaliser en pratique clinique, elle ne permet pas de dissocier la part liée à la force gravitationnelle de la résistance mécanique à l'étirement sur les amplitudes extrêmes. Nous expliquerons plus loin les modalités de correction mathématiques permettant d'isoler le comportement mécanique passif (2.2.3 *Mesure des propriétés passives du complexe musculo-tendineux*).

Les protocoles habituels comprennent une première série de répétitions sous-maximales à vitesse intermédiaire (120-180°/s), à la fois pour s'habituer à la tâche isocinétique et pour réaliser un échauffement musculaire. Pour les tests maximaux, la mesure se fait sur un nombre faible de répétitions (3-5 répétitions), avec encouragements soutenus, qui sont réalisées à une vitesse prédéfinie. Il faut respecter un temps de repos entre les répétitions maximales (30-60s). Les protocoles détaillés seront présentés pour chaque articulation étudiée à savoir l'épaule en partie 1 et le genou en partie 2 de ce manuscrit.

2.2.2.1 Paramètres mesurés et calculés

Le principal paramètre mesuré est le moment de force (ou couple) dont l'unité est le Newton.mètre (N.m ou N m) et correspondant à l'efficacité d'une force à faire mobiliser le segment autour de l'axe de rotation. Le moment de force maximal, abrégé MFM et parfois appelé pic de couple, correspond au moment de force le plus élevé au cours du test. Il est courant de normaliser le moment de force par rapport à la masse corporelle de l'individu (N.m/kg) pour standardiser et comparer les résultats entre les individus de corpulences différentes, ou bien pour tenir compte d'une modification de masse corporelle chez un même individu. Il s'agit du paramètre le plus utilisé pour l'évaluation de la capacité de force, et c'est le paramètre le plus reproductible (Maffiuletti et al., 2007). Il est courant d'apprécier le coefficient de variance de MFM au cours des répétitions successives, qui doit être inférieur à 10% pour que le test soit considéré maximal et valide, ce qui est valable pour des séries à faibles répétitions.

Certains auteurs ont étudié le Temps de Développement de la Force Maximale (TDFM) et l'Angle d'Efficacité Maximale (AEM) qui demeurent controversés en raison de leur faible reproductibilité (Bernard et al., 2012). Les autres paramètres de mesures de la force sont le travail, mesuré en Joules (J) et correspondant au moment de force développé sur l'ensemble de la course articulaire. La puissance en Watts (W) correspond à la quantité de travail effectuée par unité de temps

Calcul de la balance musculaire

L'index de symétrie musculaire bilatérale en dynamométrie isocinétique se réfère à l'évaluation des différences de MFM entre les membres opposés, par exemple entre les membres non-dominant vs. dominant ou bien membres lésé/opéré vs. sain et se calcule de la manière suivante

$$\text{Index de Symétrie} = (\text{MFM Membre Non-Dominant} / \text{MFM Membre Dominant}) \times 100 ;$$

ou dans les situations pathologiques :

$$\text{Index de Symétrie} = (\text{MFM Membre lésé/opéré} / \text{MFM Membre sain}) \times 100$$

Ratio agoniste antagoniste

Les ratios agoniste-antagoniste conventionnels et fonctionnels sont utilisés pour évaluer les équilibres musculaires et les déséquilibres de force entre les muscles agonistes et antagonistes (Cozette et al., 2019).

On parle de ratio conventionnel lorsque les MFM sont comparés selon la même modalité de contraction (Dvir, 2004) et se calcule selon la formule suivante :

$$\text{Ratio conventionnel concentrique} = \text{MFM}_{\text{antagoniste -concentrique}} / \text{MFM}_{\text{agoniste -concentrique}} ;$$

ou

$$\text{Ratio conventionnel excentrique} = \text{MFM}_{\text{antagoniste -excentrique}} / \text{MFM}_{\text{agoniste - excentrique}}$$

À l'opposé, les ratios fonctionnels, correspondent au comportement écologique des muscles antagonistes en comparant la force excentrique des groupes musculaires antagonistes à la force concentrique des groupes musculaires agonistes (Scoville et al., 1997). Ce ratio se calcule de la manière suivante :

$$\text{Ratio fonctionnel (RF)} = \text{MFM}_{\text{antagoniste -excentrique}} / \text{MFM}_{\text{agoniste -concentrique}}.$$

La notion de ratio mixte correspond à des ratios fonctionnels avec des mesures à vitesses différentes, souvent à vitesse lente pour la MFM des antagonistes en excentrique (30-60°/s) et rapide pour la MFM des agonistes en concentrique (180-240°/s) (Croisier et al., 2002; Forthomme

et al., 2013), notamment pour approcher des vitesses rapides plus semblables au geste sportif. Ce ratio se calcule de la manière suivante :

$$\text{Ratio mixte} = \text{MFM}_{\text{antagoniste -excentrique } v(\text{lente})} / \text{MFM}_{\text{agoniste -concentrique } v(\text{rapide})}$$

Pour ces ratios conventionnels, fonctionnels et mixtes, un ratio supérieur à 1 indiquerait une dominance de force sur les muscles antagonistes, tandis qu'un ratio inférieur à 1 indiquerait une dominance des muscles agonistes.

Calcul du profil Force-vitesse

L'étude du profil force-vitesse au moyen d'un dynamomètre isocinétique requiert une approche méthodique visant à évaluer les forces générées par les muscles à différentes vitesses angulaires. La relation force-vitesse, qui peut être abordée comme une relation moment de force-vitesse angulaire, peut être calculée en mesurant le moment de force maximal à différentes vitesses angulaires (Perrine & Edgerton, 1978).

Comme nous l'avons expliqué précédemment, la relation observée en utilisant cette méthode de mesure in-vivo confirme une relation linéaire dont la mesure est fiable et la corrélation forte (Bozic et al., 2019). Ces résultats, observés sur l'articulation du genou, démontrent que la méthode de régression linéaire pourrait être une approche réalisable pour évaluer les capacités mécaniques des muscles testés.

Le modèle à deux mesures, ou deux points, est une approche couramment utilisée pour étudier le profil force-vitesse lors d'évaluations in-vivo puisqu'il permet d'aborder rapidement, avec peu de fatigue (liée aux répétitions multiples) et de manière fiable, la relation linéaire entre les paramètres de force et de vitesse (Garcia-Ramos & Jaric, 2018; Jaric, 2016; Jiménez-Reyes et al., 2018; Zivkovic et al., 2017). Cette méthode permet de déterminer les paramètres clés du profil force-vitesse, telles que la force maximale (F0) et la vitesse maximale (V0), en se basant sur les données recueillies à ces deux points, et la pente de régression linéaire (pente F-V) correspond au profil force-vitesse (Figure 15). Appliquée à l'articulation du genou, la méthode isocinétique à deux points est une méthode sensible qui a démontré une validité satisfaisante avec les paramètres force-vitesse obtenus à partir des méthodes polynomiales à points multiples pour déterminer les capacités maximales des muscles à produire de la force, mais moins pour déterminer la vitesse

maximale (Janicijevic et al., 2019a, 2020a). Ainsi, l'utilisation de modèles linéaires a été validée pour l'analyse in-vivo des paramètres F0 et pente F-V via l'étude de niveaux de force >40% force maximale. En effet, cette méthode a démontré une excellente validité et une erreur systématique négligeable lorsqu'elle est comparée à une méthode polynomiale multiple pour F0 (ICC > 0,90 ; CV < 5 %), mais moins pour V0 (Janicijevic et al., 2019a; Sašek et al., 2022a) La pente F-V a montré une bonne à excellente validité comparée avec le modèle à points multiples et une bonne reproductibilité test-retest (Janicijevic et al., 2020a).

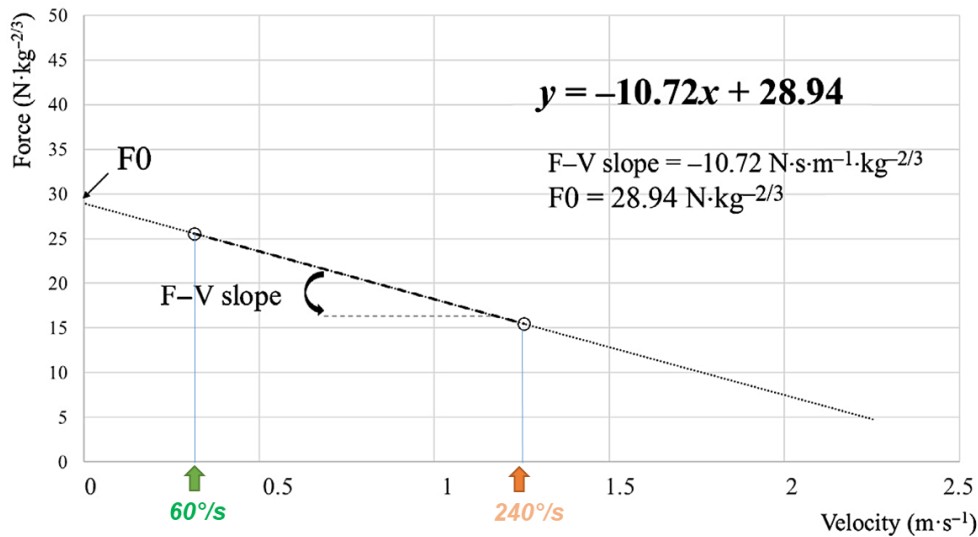


Figure 15 Représentation graphique des paramètres Force-vitesse via l'évaluation isocinétique

2.2.3 Mesure des propriétés passives du complexe musculo-tendineux

2.2.3.1 Méthodologie de mesure

De nombreuses études ont employé ce genre de dispositif de mesure de force pour réaliser une mobilisation passive d'une articulation tout en enregistrant la résistance à l'étirement du système musculo-articulaire (Portero et al., 2014). Dans la littérature, les groupes musculaires les plus fréquemment étudiés lors d'étirements passifs sont les ischio-jambiers et les fléchisseurs plantaires, et ainsi les dispositifs isocinétiques sont configurés pour induire une mobilisation passive des articulations du genou et de la cheville. Pour le genou, l'étirement passif des ischio-jambiers peut être obtenu en mobilisant le genou tandis que la hanche est maintenue fléchie (Magnusson, 1998) ou en mobilisant la hanche avec le genou en extension (Halbertsma et al., 1999). Pour la

cheville, le sujet est allongé (en position dorsale ou ventrale), la cheville est placée entre 0 et 45 degrés de flexion plantaire, et le genou est étendu. La mobilisation est réalisée en flexion dorsale pour étirer les fléchisseurs plantaires (Walker et al., 2022).

2.2.3.2 Paramètres mesurés et calculés

Généralement, la mesure du moment de force passif lors d'un mouvement associé à l'étirement est effectuée à une vitesse angulaire lente pour éviter une réponse réflexe. Ainsi, pour des amplitudes inférieures à 80 % de l'amplitude maximale et des vitesses d'étirement inférieures à 25 degrés par seconde, l'activité électromyographique est négligeable chez les individus sains (Gajdosik et al., 2005; Magnusson, 1998; McNair & Portero, 2005).

Plusieurs d'approches ont été décrites dans la littérature pour déterminer les moments gravitationnels à soustraire des moments mesurés par le dynamomètre, une procédure souvent appelée correction de gravité. La modélisation du moment gravitationnel sous forme de fonction trigonométrique simple permet de paramétrer le modèle à l'aide d'une mesure du moment passif à un seul angle par le dynamomètre, mais les fonctions résultantes peuvent varier considérablement en fonction de l'angle choisi, ainsi il faut déterminer une position angulaire où les forces de résistance sont minimales afin d'enregistrer uniquement le moment de force lié à la gravité (Anderson et al., 2010).

Lors de mouvements cycliques, il se produit un phénomène d'hystérésis se traduisant par un comportement différent de la courbe tension-déplacement angulaire entre les phases aller et retour. Cet écart entre les deux courbes correspond au comportement lié au relâchement viscoélastique. Parfois, l'hystérésis peut se mesurer lors de la mesure de la tension passive au cours du maintien de la position d'étirement. La viscoélasticité a un comportement thixotropique, c'est-à-dire qu'elle varie avec le temps, par exemple, avec l'échauffement (Mizuno et al., 2013)

Calcul des propriétés passives musculaires

L'analyse de la courbe tension-déplacement angulaire lors d'un étirement passif permet de mesurer des paramètres statiques et dynamiques. La tension passive correspond au moment de force passif à un angle défini. Il correspond à la résistance passive développée à un angle donné. Le coefficient de raideur correspond à la pente de la zone élastique (Nm°) de la courbe tension-déplacement

angulaire et la flexibilité correspond à l'inverse de la raideur (°/Nm). L'hystérésis, correspondant à la relaxation mesurée lors de l'analyse de cycle étirement-raccourcissement, est calculé à partir de l'aire entre les 2 courbes d'aller et de retour (Figure 16).

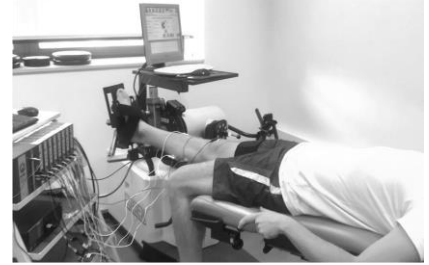
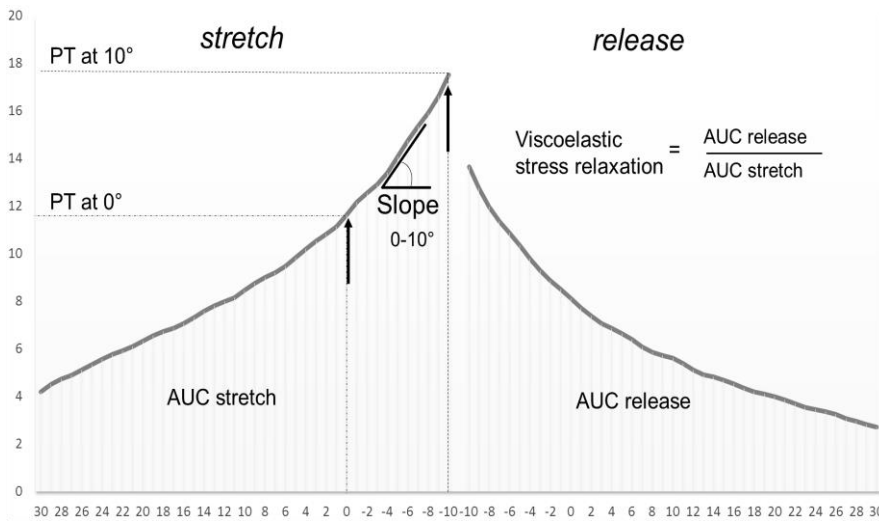


Figure 16 Exemple d'une courbe tension-angle au cours d'un mouvement passif en flexion-extension de cheville (Drigny et al., non soumis)

2.2.4 Mesure de la proprioception

La dynamométrie isocinétique permet d'évaluer les propriétés proprioceptives en analysant les stratégies de repositionnement articulaire et de détection du mouvement en supprimant au maximum les informations sensorielles visuelles, auditives et extéroceptives.

2.2.4.1 Statsthésie (sens positionnel)

La dynamométrie isocinétique peut être employée pour évaluer la statsthésie. Cette technique peut être utilisée pour évaluer la précision avec laquelle un individu peut reproduire une position articulaire lorsque le segment articulaire se déplace de manière passive ou active, à une vitesse contrôlée et constante (Han et al., 2016).

Le sens de position articulaire (Joint Position Sense, JPS) correspond à une technique de repositionnement au cours de laquelle l'individu devra reproduire une position articulaire prédéfinie,

au cours d'un mouvement réalisé à vitesse constante (Kiran et al., 2010). Après avoir défini l'amplitude de mouvement et la vitesse angulaire du mouvement, souvent une vitesse lente (5°/s), la machine isocinétique déplace passivement le segment de membre puis s'arrête à une position définie pour y rester pendant un temps suffisant pour que l'individu « enregistre » la position articulaire.

Ainsi, la tâche de la personne est de mémoriser et d'intérioriser l'angle articulaire atteint pendant le mouvement passif. Ensuite, le bras de levier revient à la position de départ. La personne doit ensuite reproduire l'angle articulaire mémorisé sans se fier à des repères visuels ou externes.

Cette reproduction peut être obtenue :

- passivement lors d'un mouvement isocinétique continu
- passivement lors d'un repositionnement guidé par l'individu à l'aide de la commande isocinétique
- activement lors d'un mouvement réalisé par la contraction musculaire volontaire

L'erreur absolue (AE, °) est calculée comme la valeur absolue de la différence entre l'angle cible et l'angle reproduit, des valeurs plus élevées indiquant un sens proprioceptif moins bon (Springer et al., 2017). Les valeurs analysées étaient l'AE moyenne et l'AE la plus faible correspondant à la meilleure performance.

2.2.4.2 Kinesthésie (détection du mouvement)

Pour rappel, la kinesthésie est la capacité sensorielle qui permet de percevoir le mouvement articulaire et la position du corps. Cette propriété peut être mesurée lors du mouvement isocinétique lors d'une tâche de détection d'un mouvement isocinétique à très faible vitesse à partir d'une position de repos.

Le seuil de détection du mouvement passif (threshold to detection of passive motion, TDPM) mesuré à l'aide de dispositifs isocinétiques est une évaluation utilisée pour évaluer la sensibilité kinesthésique de la capacité d'une personne à ressentir un mouvement sans contraction musculaire (Laboute et al., 2019a).

La personne est positionnée sur le dispositif isocinétique de manière confortable et sécurisée. Après un temps de repos à une position de départ prédéfinie, l'articulation est déplacée passivement par la machine isocinétique à travers une plage de mouvement spécifique, à une vitesse très lente. On demande à l'individu de signaler le moment où il ressent le mouvement ou détecte un changement de position de l'articulation en actionnant le bouton d'arrêt du dispositif. L'intervalle entre la position de départ et la position articulaire à l'arrêt correspond au seuil de détection du mouvement passif.

Le seuil de détection du mouvement est calculé selon l'écart entre la position de départ et la position lorsque l'individu signale la perception du mouvement (en degrés, °). Les sujets avaient 2 essais de familiarisation et, ensuite, ont effectué 2 mesures. L'erreur absolue (AE, °) a été calculée comme la valeur absolue de la différence entre la position angulaire initiale et finale, des valeurs plus élevées indiquant un sens kinesthésique moins bon (Laboute et al., 2019a). Les valeurs analysées étaient l'AE moyenne et l'AE la plus faible correspondant à la meilleure performance.

Lecture synthétique 2 : Évaluation des propriétés musculaires

- L'évaluation de la fonction musculaire est permise par l'utilisation de différents outils permettant d'objectiver et de caractériser ses différentes propriétés.
- La dynamométrie isocinétique permet une évaluation dynamique, in-vivo de la fonction musculaire en maîtrisant les caractéristiques fondamentales de la contraction musculaire.
- L'utilisation principale de l'isocinétisme est l'étude de la force musculaire dont l'interprétation est souvent calculée par des ratios qui caractérisent l'équilibre agoniste-antagoniste et la symétrie musculaire.
- La réalisation de mouvements à vitesses constantes et préétablies permet également de mesurer les paramètres de la relation force-vitesse.
- Les propriétés passives du complexe musculo-tendineux peuvent être étudiées via la mesure de la résistance à l'étirement lors d'un mouvement passif.
- La proprioception du segment étudié peut être étudiée par la kinesthésie, via la mesure de la détection du mouvement passif, et la statesthésie par la reconnaissance de la position articulaire.

3 L'APPROCHE ANALYTIQUE EN TRAUMATOLOGIE SPORTIVE

3.1 QUELQUES NOTIONS DE TRAUMATOLOGIE

Il y a de nombreuses façons de caractériser une blessure sportive. Les traumatismes sont définis comme des lésions corporelles résultant d'un transfert subit d'énergie qui dépasse les capacités de résistance du corps humain (Haddon, 1980; Haddon et Baker, 1981).

Tout d'abord il faut différencier les blessures aiguës des blessures microtraumatiques. Les blessures aiguës ou macro traumatique, sont liées à un évènement traumatique unique souvent associé à une lésion anatomique franche. Le mécanisme traumatique peut être aggravé par des facteurs de risque mais c'est un épisode accidentel qui va entraîner la blessure, souvent accompagnée d'une impotence fonctionnelle franche. Souvent le traitement est assez bien codifié pour rétablir l'anatomie et la fonction de la région lésée. Les lésions microtraumatiques ou de sur-sollicitation (overuse injuries en anglais) surviennent à la suite de contraintes traumatiques répétées et entraînent une lésion de survenue progressive avec une impotence fonctionnelle variable. Dans ces cas les bilans d'imagerie sont parfois peu contributifs, et le traitement est complexe reposant d'une part sur l'identification du problème et les prise en charge spécifique avec également prévention de la récurrence par optimisation du geste technique (Aicale et al., 2018).

Également, il existe différentes définitions de la blessure sportive (Clarsen & Bahr, 2014). Toutes ces définitions s'accordent sur le fait que ces blessures ont lieu au cours et par le fait de la pratique sportive. Cependant, certaines blessures sont définies par la lésion anatomique et nécessitent souvent un examen d'imagerie permettant de confirmer celle-ci. D'autres sont basées sur l'examen clinique et répondent donc à une définition basée sur le recours à un avis médical ou paramédical pour confirmer le diagnostic. Pour finir certaines blessures sont caractérisées par l'impotence fonctionnelle et donc l'impact du symptôme sur la pratique sportive en considérant blessure une gêne qui entraîne une modification de pratique.

Pour terminer la définition de la sévérité de la blessure est également variable avec certaines définitions basées sur la sévérité anatomique en fonction de grades caractérisant des niveaux d'atteinte lésionnelle. D'autres concepts se basent sur la durée d'arrêt sportif ou de modification de pratique sportive pour définir la sévérité (van Mechelen, 1997).

3.2 PREVENTION PRIMAIRE/SECONDAIRE

Selon la définition de l'Organisation mondiale de la santé (OMS), la prévention primaire désigne l'ensemble des actes destinés à diminuer l'incidence d'une maladie ou d'un problème de santé, donc à réduire l'apparition des nouveaux cas dans une population saine par la diminution des causes et des facteurs de risque. Cette approche place les traumatismes dans une perspective de santé publique où ces derniers sont considérés comme un phénomène prévisible et donc évitable (Emery & Pasanen, 2019). La prévention secondaire consiste à diminuer la prévalence d'une maladie dans une population. Ainsi, ce stade de la prévention recouvre les actes destinés à agir au tout début de l'apparition du trouble ou de la pathologie afin de s'opposer à son évolution, ou encore pour faire disparaître les facteurs de risque (Jacobsson & Timpka, 2015). Appliquée à la blessure sportive, cela sous-entend que le phénomène lésionnel est progressif multifactoriel, comme c'est le cas dans les lésions microtraumatiques, et que l'on peut identifier une situation pathologique à un stade précoce afin de limiter son évolution et sa sévérité (Bolling et al., 2018) .

Les travaux de Haddon ont permis de conceptualiser et identifier les facteurs intervenant dans le cadre de la prévention en traumatologie (Vriend et al., 2017). La matrice de Haddon propose un cadre conceptuel pour le contrôle des traumatismes. Il reconnaît que les traumatismes ne sont pas le fruit du hasard mais issu d'une interaction complexe entre des facteurs humains, technologiques et environnementaux. Il différencie également l'accident du traumatisme, permettant d'identifier différents niveaux d'action. Dans ce contexte, Haddon ajoute une dimension temporelle qui permet de caractériser des facteurs qui vont influencer le traumatisme avant, au cours et après l'accident. La matrice de Haddon permet d'identifier des facteurs de risque de traumatisme sportif en fonction de la dimension individuelle, technique ou environnementale et de la temporalité (Figure 17).

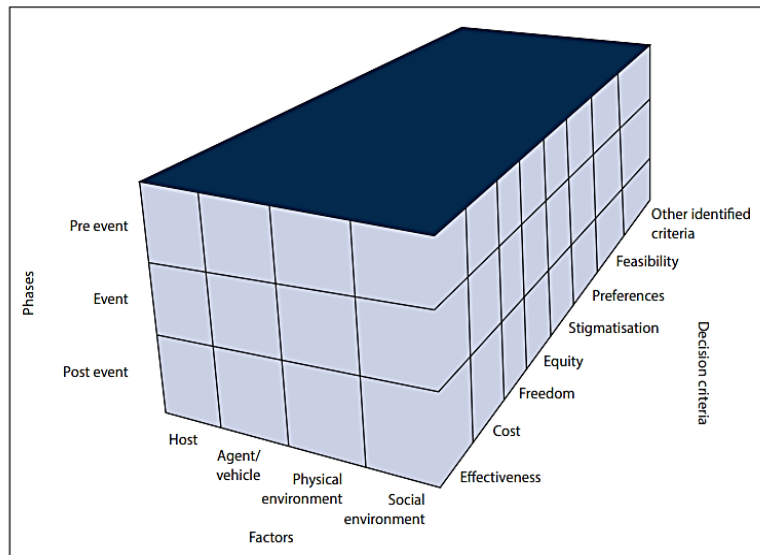


Figure 17 Représentation de la matrice de Haddon illustrant les facteurs et leur inter-relation en traumatologie sportive (Runyan, 1998)

La mise en place de stratégies de prévention primaire et/ou secondaire est également confrontée à différentes problématiques éthiques. Déjà il existe une question économique, puisqu'elle suppose qu'une partie de la population testée ne sera pas considérée à risque, ce qui peut représenter une grande partie de la population dans les actions de prévention universelles, qui plus est si la probabilité et l'incidence d'événements sont rares. Si certaines actions de prévention sont faciles à mettre en place, la mise en évidence de facteurs de risque peut parfois nécessiter des évaluations instrumentales et coûteuses pour l'individu ou la société. Également certaines évaluations peuvent présenter des risques ou des effets indésirables comme certaines imageries ou certains tests maximaux, et il faut se poser la question de soumettre un individu à ces tests alors que la probabilité de développer une pathologie est faible. La sévérité et l'impact du traumatisme à éviter est également en question pour justifier l'action de prévention.

Un moyen de limiter les tests inutiles est d'identifier a priori une population exposée en fonction de critères simples pour cibler l'action de prévention, qui est qualifiée de sélective (modérateur de risque, ex. âge, genre) ou indiquée (médiateurs de risque, ex. symptômes, antécédents) (Windt et al., 2017)

Plus loin, nous chercherons à démontrer que l'emploi d'une approche diagnostique permet d'identifier des critères utilisables en pratique courante et en recherche clinique dans la prévention primaire et/ou secondaire de traumatismes sportifs courants via l'évaluation isocinétique.

3.3 PREVENTION TERTIAIRE

Selon l'OMS, la prévention tertiaire intervient après la survenue de la maladie et vise à amoindrir les effets et séquelles d'une pathologie ou de son traitement. Le champ d'application des mesures de prévention tertiaire est donc limité à une partie de la population qui a présenté une blessure et pour laquelle l'objectif est d'optimiser le suivi et limiter les impacts à moyen et long terme, notamment la rechute/récidive (Jacobsson & Timpka, 2015). Dans notre système de santé, ces mesures rentrent souvent dans le cadre du parcours de soin du patient et les coûts associés sont donc pris en charge par les systèmes d'assurance maladie, il y a donc également un enjeu médico-économique à optimiser ces actions de prévention tertiaire.

Ainsi, la prévention tertiaire en traumatologie sportive va avoir pour objectif d'assurer la restauration anatomique et fonctionnelle de la région lésée, de limiter les complications associées à la blessure et/ou son traitement, d'optimiser le retour au sport et limiter les complications secondaires que représentent la récurrence, la rechute ou les blessures secondaires.

Les approches biopsychosociales sont couramment employées dans les contextes de santé pour la description et la classification des divers états de santé. Elles correspondent à « un ensemble cohérent et articulé d'hypothèses explicatives de la santé et de la maladie » permettant de comprendre comment la souffrance et la maladie sont affectées par de multiples niveaux d'organisation. Elles définissent, ainsi, un processus complexe et interactif mettant en relation l'état de santé, les activités, la participation et l'environnement physique et social.

Dans le contexte des blessures sportives, elles fournissent un cadre pour prendre en compte les facteurs biologiques, psychologiques et sociaux qui pourraient influencer le traitement et le résultat après une blessure sportive, et qui pourraient être importants à prendre en considération pour la reprise sportive optimale et évitant le risque de complications secondaires (Ardern et al., 2016) (Figure 18).

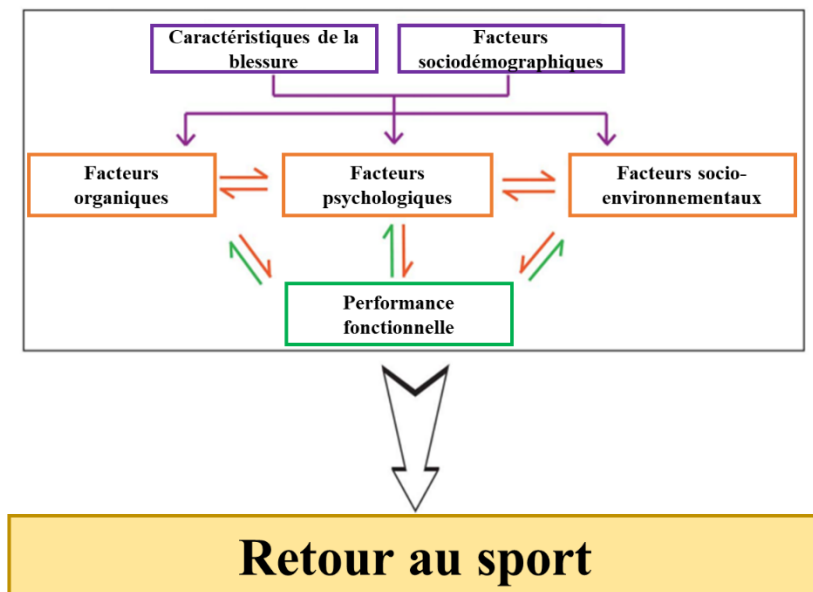


Figure 18 Application du modèle Biopsychosocial au retour au sport après blessure sportive, traduit et adapté de Ardern et al. 2016

Plus loin, nous allons utiliser une approche diagnostique pour identifier des critères utilisables en pratique courante et en recherche clinique afin d'évaluer la récupération des fonctions musculaires après un traumatisme sportif via l'évaluation isocinétique, et son application dans le cadre de la reprise sportive. Également nous allons utiliser la dynamométrie isocinétique pour mesurer et tester d'autres déficiences pouvant avoir un impact délétère dans le processus de retour au sport après une blessure sportive.

Lecture synthétique 3 : Approche analytique en traumatologie sportive

- Les blessures sportives sont fréquentes et caractérisées par des différences dans leur mode de survenu, leurs mécanismes lésionnels et leur sévérité avec un impact sur la pratique sportive à plus ou moins loin terme.
- En prévention primaire, l'objectif est de diminuer l'incidence des blessures en identifiant les causes et les facteurs de risque associés avec le risque traumatique et en proposant une action de prévention.
- La prévention secondaire consiste à diminuer la prévalence d'une maladie en détectant de manière précoce les signes d'une blessure ou les facteurs de risque associés.
- La prévention tertiaire correspond à l'ensemble des actes diagnostiques et thérapeutiques qui visent à diminuer les effets et séquelles d'une blessure ou de son traitement. En traumatologie sportive, cela correspond également au processus de retour au sport et à la prévention de la récurrence.

4 HYPOTHESE DE TRAVAIL

Le cadre théorique a permis de rappeler les différentes propriétés et fonctions du muscle squelettique depuis son organisation anatomique jusqu'à la modélisation du comportement musculaire. L'évaluation musculaire permet de mesurer ces différentes fonctions par l'intermédiaire de différents outils qui ont chacun leur spécificité. Parmi ceux-ci, l'évaluation isocinétique a connu un essor important depuis le début du XXIème siècle et fait partie des techniques de référence de mesure de la force musculaire, notamment en traumatologie sportive. L'évaluation isocinétique est utilisée tant dans la prévention primaire, pour identifier des situations à risque de blessure sportive, mais également pour suivre l'évolution des capacités physiques du patient blessé et/ou opéré. Si son utilisation est principalement centrée sur la mesure de la force maximale, ses caractéristiques lui confèrent la possibilité d'étudier des paramètres plus larges parmi l'équilibre musculaire, le profil force-vitesse, les propriétés passives musculaires et les capacités proprioceptives de l'articulation testée.

L'objectif général de ce travail est d'étudier si les paramètres isocinétiques mesurant la fonction musculaire sont utilisables, valides et cliniquement pertinents dans 2 situations fréquentes de traumatologie sportive en prévention primaire à la prévention tertiaire. La première originalité de ce travail est de mettre la pertinence clinique des résultats au cœur de nos études en cherchant à valider des critères utilisables en routine clinique et en recherche. La seconde originalité est de proposer une approche de la fonction motrice plus largement que la seule analyse de la force maximale en reprenant les principes fondamentaux de la physiologie musculaire applicables à l'évaluation isocinétique.

La première partie vise à étudier l'équilibre musculaire isocinétique des rotateurs d'épaule dans des sports « overhead », l'un unilatéral (badminton) et l'autre bilatéral (natation) et de tester l'impact du déséquilibre musculaire sur la survenue de blessures dans chacun de ces sports, en validant des critères utilisables en pratique clinique.

La seconde partie aborde l'évaluation isocinétique réalisée dans le suivi des patients ayant eu une reconstruction du ligament croisé antérieur (R-LCA). Le premier objectif est de valider des critères décisionnels pour le retour au sport en prévenant de nouvelles blessures, par l'analyse de la symétrie de force musculaire lors du bilan musculaire à 4 mois postopératoires. Le second objectif est de caractériser les propriétés passives du complexe musculo-tendineux et la proprioception du genou après R-LCA en identifiant les facteurs associés à ces modifications.

PARTIE 1 : PREVENTION PRIMAIRE : BLESSURES D'EPAULE DU SPORTIF OVERHEAD



5 ANATOMIE ET BIOMECANIQUE DE L'ÉPAULE

5.1 RAPPELS ANATOMIQUES DE L'ÉPAULE

Un complexe articulaire

Sur le plan anatomique, l'épaule correspond à un complexe articulaire suspendu et ce depuis l'adoption de la bipédie. Ce complexe articulaire peut schématiquement se composer de 5 articulations correspondant à de véritables articulations ou des zones de glissement fonctionnant de manière coordonnée. L'unité scapulo-thoracique comprend une zone de glissement scapulo-thoracique et deux articulations vraies et associées acromio-claviculaire et sterno-costoclaviculaire. L'unité scapulo-humérale correspond à l'association entre une articulation vraie et principale, la scapulo-humérale, et une zone de glissement sous-deltaïdienne (Kapandji, 2005).

L'articulation scapulo-humérale, la plus mobile et fonctionnelle, est une énarthrose typique opposant la convexité de la tête humérale à la convexité de la glène scapulaire. La surface articulaire de la tête humérale correspond à tiers de sphère de 30mm de rayon, avec une rétroversion moyenne de 25° par rapport à la palette humérale. La surface de la glène osseuse est piriforme avec une faible profondeur ce qui en fait une articulation peu congruente, elle est également peu concordante avec un ratio de couverture de 3:1 à 4:1. Le labrum permet d'augmenter cette congruence en augmentant le diamètre de 15% et la profondeur de 50%. Cependant l'articulation scapulo-humérale demeure une articulation extrêmement mobile dans les 3 plans de l'espace, et exposée au risque d'instabilité.

L'articulation acromio-claviculaire est une articulation plane ou arthroïde, qui oppose l'acromion à l'extrémité latérale de la clavicule. Peu mobile, elle va essentiellement subir des contraintes en compression en cisaillement. Sa stabilité passive est limitée, ainsi cette articulation est également exposée au risque d'instabilité. Elle est aussi sujette aux arthropathies dégénératives lors de contraintes excessives et répétées. L'articulation sterno-claviculaire, ou sterno-costoclaviculaire est une diarthrose en selle reliant l'extrémité médiale de la clavicule et l'encoche de l'extrémité supéro-externe du manubrium sternal et la première côte. Cette articulation est plus exposée aux traumatismes aigus ou atteintes inflammatoire/infectieuses.

A côté des articulations propres de la ceinture scapulaire, 2 zones de glissement sont importantes à considérer. Tout d'abord l'espace sous acromio-deltaïdien permet le glissement de la coiffe

supérieur (cf infra) sous le relief osseux de l'acromion (bourse sous acromial) et du muscle deltoïde (bourse sous deltoïdienne), souvent associés avec une bourse sous acromio-deltoïdienne.

On peut également décrire une bourse sous coracoïdienne, plus antérieure, associée avec l'espace sous coracoïdien et permettant le glissement entre les muscles sous-scapulaire, coracobrachial et le chef court du biceps brachial.

Le second espace de glissement à considérer est l'espace scapulo-thoracique, mettant en jeu la face costale de la scapula et le grill costal. L'articulation scapulo-thoracique est une syssarcose qui correspond à l'union de plusieurs os uniquement par du tissu mou et des muscles sans surface articulaire. Le muscle dentelé antérieur délimite deux espaces de glissement que sont l'espace scapulo-serratique et l'espace pariéto-serratique. Cette "fausse" articulation est particulièrement exposée au risque de troubles positionnels caractérisant des dyskinésies statiques et dynamiques, sa stabilité étant déterminée par les muscles stabilisateurs de la scapula (élevateur de la scapula, rhomboïde, dentelé antérieur, et trapèze).

Un système capsulo-ligamentaire

La capsule articulaire de l'épaule est une structure fibreuse entourant l'articulation glénohumérale qui joue un rôle clé dans la stabilité et la mobilité de l'épaule. Composée de tissu conjonctif résistant, elle englobe la tête de l'humérus et la cavité glénoïde de la scapula. Les structures ligamentaires jouent un rôle important pour optimiser la stabilité de cette articulation lors des mouvements de grande amplitude. Les ligaments glénohuméraux, au nombre de trois, jouent un rôle essentiel dans la stabilité de l'articulation de l'épaule. Le ligament glénohuméral supérieur relie la glène de la scapula à la tête humérale, limitant l'élévation excessive du bras. Le ligament moyen prévient la luxation antérieure de l'humérus en empêchant son déplacement vers l'avant. Enfin, le ligament glénohuméral inférieur constitue un véritable hamac pour la tête humérale et assure la stabilité lors de l'abduction du bras.

Les ligaments stabilisant l'articulation acromio-claviculaire jouent un rôle crucial dans le maintien de la connexion entre la clavicule et l'acromion de la scapula. Le ligament trapézoïde et le ligament conoïde sont également connus sous le nom de ligaments coraco-claviculaires,

Le ligament coraco-acromial représente le principal composant de l'arche acromiale en réunissant par ses fibres l'acromion et la coracoïde. Il assure le relai de la transmission des forces s'exerçant sur le processus coracoïde et l'acromion et joue un rôle important dans la survenue des conflits sous-acromiaux.

Les muscles de la région de l'épaule

Nous proposons d'aborder les muscles de l'épaule par rapport à la profondeur en identifiant une région profonde de la coiffe des rotateurs, et une région superficielle fonctionnelle (Bonnel & Marc, 2016). Cette approche concentrique permet d'expliquer la stabilité à travers le centrage tridimensionnelle de l'épaule (Figure 19).

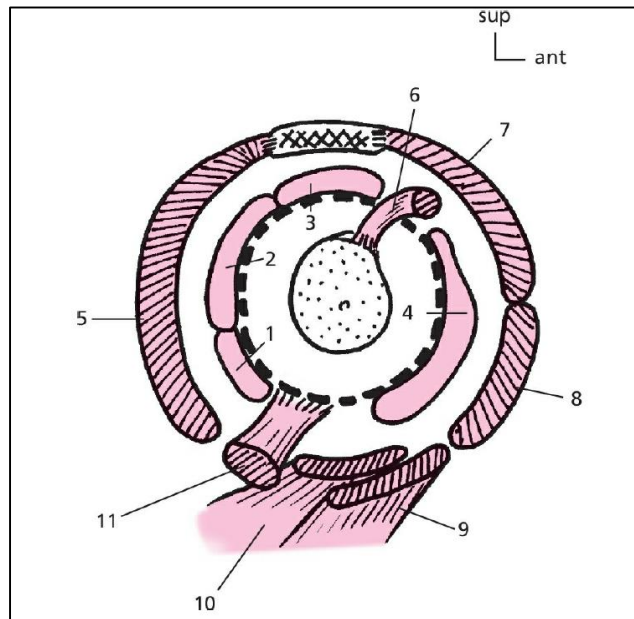


Figure 19 Les deux couches concentriques de la scapulo-humérale. (d'après Dufour et al., 2017)

En profondeur, les tendons de la coiffe : petit rond (1), infra-épineux (2), supra-épineux (3), subscapulaire (4). En hachuré, les muscles superficiels : deltoïde postérieur (5), cas particulier du long biceps (6), deltoïde antérieur (7), grand pectoral (8), grand dorsal (9), grand rond (10), long triceps (11). En pointillé : la projection de la tête humérale

Région profonde. les muscles de la coiffe

Ces muscles classiquement dénommés muscles de la coiffe comportent des tendons aplatis qui « coiffent » anatomiquement la tête humérale. Le terme « coiffe des rotateurs » caractérise le fait que ces muscles et leurs tendons ont une action de rotation de la tête humérale sur la glène, et non pas le mouvement articulaire. Leur action stabilisatrice est importante dans le centrage statique et dynamique de la tête humérale permettant la stabilité du complexe articulaire de l'épaule et

principalement de l'articulation scapulo-humérale. Les quatre muscles de la coiffe des rotateurs sont le sus-épineux, l'infra-épineux, le petit rond et le sous-scapulaire. Ces muscles fournissent un soutien structural considérable à l'articulation glénohumérale.

Le long biceps est un cas particulier car il ne fait pas partie de la coiffe anatomique mais il possède un tendon intracapsulaire. Son passage sous la portion ligamentaire de la voûte coraco-acromiale expose ce tendon aux risques de surmenage. C'est un élément stabilisateur de la tête et du labrum glénoïdal, sur lequel il s'insère en partie.

Région superficielle, une coiffe « fonctionnelle »

Ces muscles forment une seconde couche globalement concentrique et superficielle à la coiffe des rotateurs et assurent surtout une réserve de puissance.

Ces muscles sont responsables de l'orientation spatiale du membre et du maintien centré de sa racine sur la glène et comprennent :

- Les stabilisateurs de la scapula : Ces muscles doivent assurer un placement stable de la scapula pour orienter la glène et réaliser un point de départ adéquat pour les mouvements scapulo-huméraux (Figure 20)

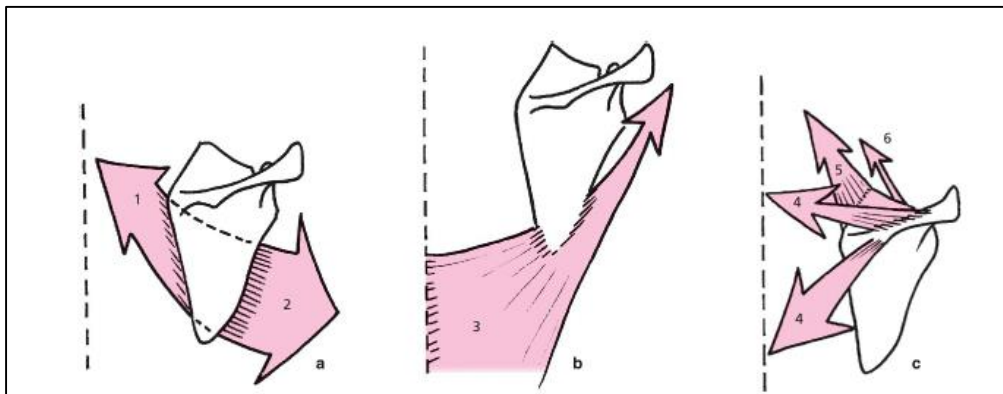


Figure 20 Muscles thoraco-scapulaires (d'après Dufour et al., 2017)

Rhomboïde (1), dentelé antérieur (2), grand dorsal (3), trapèze moyen et inférieur (4), élévateur de la scapula (5), omo-hyoïdien (6).

- Les adducteurs d'épaule : Ils suppléent également l'action de la coiffe en réalisant un abaissement de la tête humérale, et participent également au mouvement d'abduction en contraction synergique du deltoïde permettant la stabilisation de la tête humérale lors de l'abduction

- Le muscle deltoïde recouvre superficiellement l'épaule et représente l'unique groupe latéral de l'épaule. Il assure la sustentation de l'humérus et sa subdivision se fait en 3 faisceaux antérieur moyen et postérieur. Le faisceau moyen, latéral, est un puissant élévateur dans l'axe du mouvement d'abduction, réalisant également un rôle d'abaissement et de coaptation de la tête humérale en collaboration avec le muscle supra épineux (Figure 21).

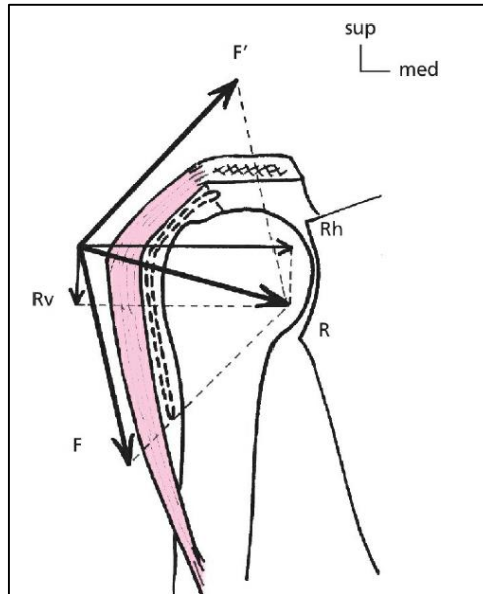


Figure 21 Décomposition de la force d'appui du deltoïde moyen sur le tubercule majeur (d'après Dufour et al., 2017)

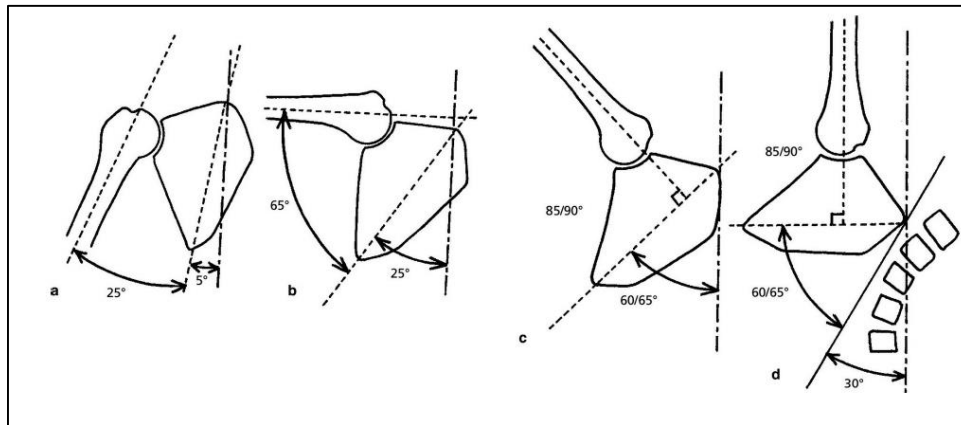
R : résultante de *F* et *F'* ; *Rv* : décomposition verticale d'abaissement ; *Rh* : décomposition horizontale de coaptation.

5.2 BIOMECHANIQUE DE L'ÉPAULE

5.2.1 Un complexe articulaire extrêmement mobile

La biomécanique de l'épaule est un domaine d'étude très riche qui explore les mécanismes du complexe articulaire de l'épaule et son rôle dans la réalisation d'une vaste possibilité de mouvements. Nous proposons d'étudier successivement le complexe articulaire de l'épaule, puis son articulation principale et la plus mobile, l'articulation scapulo-humérale.

La notion de complexe thoraco-scapulo-brachial met l'accent sur la liaison mécanique entre les mouvements du bras et ceux émanant de la scapula et du tronc. Ainsi, un mouvement complexe résultera de mouvements successifs, coordonnées, comme l'illustre le mouvement d'élévation latérale qui fait intervenir successivement l'abduction scapulo-humérale, la sonnette externe scapulo-thoracique et l'inclinaison rachidienne (Figure 22). La préhension étant la finalité principale du membre supérieur, l'épaule la démarre en assurant l'orientation spatiale du bras. La grande mobilité de ce complexe est la condition même de sa vocation spatiale, plus importante que son homologue au membre inférieur. Elle est également à la base des lancers d'objet.



Abduction Secteurs	Scapulo-humérale		Scapulo-thoracique			
	Amplitude	Fraction	Amplitude	Fraction		
0° → 30°	+ 25°	= 25°	5/6	+ 5°	= 5°	1/6
30° → 90°	+ 40°	= 65°	2/3	+ 20°	= 25°	1/3
90° → 150°	+ 20°	= 85°	1/3	+ 40°	= 65°	2/3
150° → 180°	Inclinaison latérale du rachis (ou extension, si le mouvement est bilatéral)					

Figure 22 Exemple de la coordination entre le rythme scapulo-huméral et scapulo-thoracique au cours du mouvement d'élévation latérale. (D'après Dufour et al., 2017)

Le complexe thoraco-scapulo-brachial est un complexe articulaire à 3 degrés de liberté, réalisant des mouvements dans les 3 plans de l'espace. Le développement spatial de ce complexe articulaire fait apparaître deux cônes opposés par leur sommet : le proximal correspond au pivotement des trois piliers de la ceinture scapulaire offrant une base d'appui dynamique glénoïdale au membre supérieur, laquelle représente le cône de révolution spatiale du bras est sous la dépendance des différentes associations articulaires. La présentation scapulaire, constituée par le pivotement du cône proximal, assure une 'pré-orientation' du déplacement huméral, permettant une révolution conique sur trépied mobile. Cela permet à la fois d'augmenter l'espace de capture et de l'orienter dès le début du mouvement, la circumduction du bras traçant un cercle imparfait dans l'espace amplifié par les variations de placement scapulaire.

De plus, il faut considérer des associations fonctionnelles préférentielles des mouvements de l'épaule qui ont été définies par Sohier et qui permettent à des voies de passage privilégiées en évitant les éventuels conflits (Sohier, 2010). Celles-ci sont largement utilisées dans le domaine sportif pour permettre des mouvements de grande amplitude, puissants et moins coûteux sur le plan énergétique.

Particularité de l'articulation scapulo-humérale

L'articulation scapulo-humérale, possède elle-même 3 degrés de liberté et permet des mouvements dans les 3 plans de l'espace. On considère comme mouvements élémentaires de l'articulation scapulo-thoracique les mouvements analytiques réalisés selon les différents plans de l'espace. Il s'agit des mouvements de flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe. L'articulation scapulo-thoracique permet également des mouvements spécifiques autorisés par l'absence de congruence et de concordance. Ce sont des mouvements de glissement antéro-postérieurs, verticaux et de décoaptation.

Un prérequis est de rappeler que la glène est naturellement orientée 45 degrés en dedans et en avant du plan frontal. Ainsi on considérera comme physiologiques les mouvements réalisés dans le plan de la scapula, soit selon des axes orientés de manière orthogonale par rapport à l'orientation de la glène. Ceci est particulièrement décrit pour les mouvements d'abduction qui peuvent être réalisés dans l'axe de la scapula abduction (physiologique) ou bien dans le plan frontal (abduction frontale ou anatomique).

Flexion/extension :

Les mouvements de flexion et d'extension de 60-120° et à 30° respectivement et s'effectuent, par définition, dans un plan sagittal et fonctionnellement, il est perpendiculaire au plan de la scapula, soit oblique de 45° en dedans et en avant. La flexion porte le bras en avant du plan frontal et l'extension le porte en arrière de ce plan. L'axe théorique est situé à l'intersection des plans frontal et transversal passant par le centre de la tête humérale ou perpendiculaire au plan de la glène (d'où le plan fonctionnel oblique).

Les muscles moteurs de la flexion sont le deltoïde antérieur, le grand pectoral claviculaire, l'ensemble coraco-brachial et biceps brachial. Le muscle moteur principal lors de l'extension est

deltoïde postérieur mais le grand rond et grand dorsal, accessoirement le triceps brachial assiste le deltoïde si le mouvement démarre en secteur de flexion.

Abduction / Adduction

Les mouvements d'abduction et d'adduction s'effectuent, par définition, dans un frontal, passant par le centre de la tête humérale, et fonctionnellement il s'opère dans le plan de la scapula. L'axe théorique est représenté par l'intersection des plans sagittal et transversal passant par le centre de la tête humérale. Cependant, il existe un ensemble de centres instantanés de rotation (CIR) expliquant que ce mouvement réalise une association de glissement-roulement nécessaire pour assurer le bon centrage de la tête humérale (Figure 23). En effet, le centre de mobilité articulaire n'est pas immuable et est constitué de plusieurs centres instantanés de rotation (CIR) qui se situent sur une courbure d'enroulement (Fischer et al., 1977). Lors du mouvement d'abduction, il se produit en réalité un mouvement de glissement-roulement nécessaire pour assurer le bon centrage de la tête humérale. Ce mécanisme permettant une abduction dite « centrée », est dû à deux phénomènes, actif avec l'action stabilisatrice du supra-épineux et passif avec la mise en tension du ligament gléno-huméral inférieur.

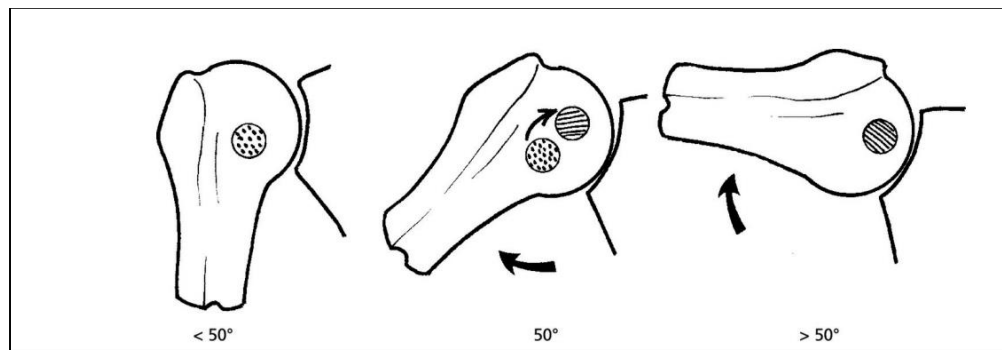


Figure 23 Les centres instantanés de rotation (CIR) lors du mouvement d'abduction (d'après Dufour et al., 2017)

L'abduction permet une amplitude de mouvement de 60 à 100° et s'inscrit dans le mouvement plus global d'élévation latérale réalisé par le complexe throaco-scapulo-brachial associé aux mobilités rachidiennes.

Les muscles moteurs de l'abduction sont principalement le muscle deltoïde et notamment son faisceau moyen. Comme décrit précédemment, le supra-épineux, intervient également dans ce mouvement d'abduction en permettant une stabilisation dynamique de la tête humérale (Figure 24).

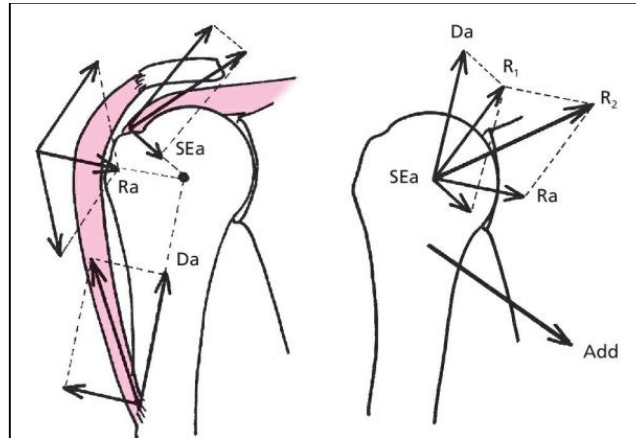


Figure 24 Les différentes forces concourant au bon centrage de la tête huméral lors du mouvement d'abduction (d'après Dufour et al., 2017)

Si l'adduction est réalisée, par convention, dans le plan frontal, ce mouvement se heurte à une problématique de conflit avec le tronc. Ainsi, on peut décrire différents mouvements d'adduction réalisés selon plusieurs plans avec des associations de mouvements en flexion (ex. main à l'épaule opposé), ou bien extension (ex. dégrafer un soutien-gorge) permettant un mouvement d'une amplitude d'environ 30°. Les muscles moteurs de l'adduction sont le grand pectoral, le grand rond, grand dorsal et moindrement le muscle coracobrachial

Rotation interne / externe

Les mouvements de rotation s'effectuent dans un plan transversal passant par le centre de la tête humérale l'axe étant situé à l'intersection des plans sagittal et frontal. Il réalise un mouvement de roulement-glissement de la tête contre la glène. Ces mouvements peuvent être réalisés dans différentes positions soit coude au corps (R1), en abduction (R2) ou bien en flexion/antépulsion (R3). En position anatomique, les rotations couvrent un secteur total d'environ 135°, réparti en 45° pour la rotation latérale et 90° pour la rotation médiale. Les muscles moteurs de la rotation latérale

sont l'infra-épineux, le petit rond et le deltoïde postérieur. Les principaux muscles moteurs de la rotation médiale sont des muscles puissants soit le subscapulaire, grand pectoral, grand dorsal et le grand rond. Les muscles moteurs de la rotation latérale le deltoïde antérieur et le long biceps participent légèrement.

Bonnel introduit la notion de centrage dynamique rotatoire tridimensionnel appliquée au complexe de l'épaule pour qualifier l'action simultanée motrice et stabilisatrice des muscles de l'épaule (Bonnel, 1988). Le paradoxe de Codman illustre cette stabilité dynamique scapulo-humérale qui impose des associations fonctionnelles préférentielles visant à contrecarrer les éventuels conflits (Codman, 1934). Prenons l'exemple d'un mouvement de papillon en natation, avec une position de départ le bras placé le long du corps, la succession d'une abduction complète lors du retour aérien et une extension lors de la propulsion aquatique ; ce mouvement s'accompagne d'une rotation médiale automatique dite conjointe, involontaire. En réalité, pour Codman, cette situation est paradoxale car il a abordé l'épaule selon une géométrie plane en ne tenant compte que de deux degrés de liberté alors que la configuration anatomique d'une énarthrose justifie de l'aborder selon une géométrie sphérique (ou courbe) (Stepan & Otahal, 2006).

5.2.2 Une articulation exposée au risque d'instabilité

Après avoir exposé les mobilités importantes du complexe de l'épaule et plus spécifiquement de l'articulation scapulo-thoracique grâce à sa conformation anatomique peu congruente et peu concordante, il faut évoquer le problème de la fragilité de la stabilité articulaire. La stabilité est habituellement à envisager sous deux angles, stabilité passive et active.

Les stabilisateurs passifs sont principalement les formations capsulo-ligamentaire et particulièrement la capsule articulaire et le labrum qui contribuent à la stabilité de la tête, associés aux ligaments, notamment antérieurs qui limitent l'instabilité antérieure. Le néo-acétabulum décrit par Berthe (1978) est composé de la capsule épaissie de ses ligaments et des autres tendons de la coiffe et une partie supérieure composée par la voûte coraco-acromiale et son ligament coraco-acromial, ainsi que le plan supérieur de la coiffe. La surface de ce néo-acétabulum triple celle de l'articulation scapulo-humérale, la portant à 18 cm² (contre les 6 cm² de la glène seule) (Berthe, 1978). Également, le vide intra-articulaire ou hypo pression décrite par Weber participe au maintien de la tête humérale (Habermeyer et al., 1992). A noter également une position de stabilité fonctionnelle dites « close-packed position » de MacConaill, correspondant à la position la plus congruente d'une articulation, la capsule et les ligaments sont en tension, et le volume de l'articulation est minimal elle place l'humérus grossièrement perpendiculaire au plan de la glène, en position de rétropulsion-horizontale, rotation latérale, soit l'armé du geste d'armer-lancer (MacConaill, 1969).

Les stabilisateurs actifs de l'épaule lors du geste sportif, sont principalement les actions stabilisatrices des muscles de la coiffe des rotateurs via différents rôles (Myers & Lephart, 2000). La contraction permet un maintien de la tête humérale dans la glène avec un rôle compressif et enfin la contraction sélective de chacun de ces muscles permettant de résister aux déplacements excessifs de la tête humérale (Gasbarro et al., 2017). Ces muscles interviennent successivement et de manière coordonnée pour assurer la stabilisation active de l'articulation scapulo-humérale sur les mouvements d'abduction et de flexion dans les plans frontal et scapulaire (Ackland & Pandy, 2009; Mulla et al., 2020). Le muscle supra-épineux possède la fonction stabilisatrice la plus importante sur l'ensemble de la course articulaire, essentiellement sur la stabilité antéro-postérieure lors des mouvements d'abduction et de flexion, car son action est la plus proche de l'axe médio-latéral de la scapula (Figure 25). Si les muscles de la coiffe des rotateurs sont les principaux stabilisateurs de l'articulation scapulo-humérale lors de l'ensemble des mouvements analytiques mais aussi lors des tâches fonctionnelles, la fonction stabilisatrice des

muscles superficiels varie spécifiquement en fonction de l'amplitude d'élévation confirmant la fonction principalement motrice de ces derniers (Ameln et al., 2019).

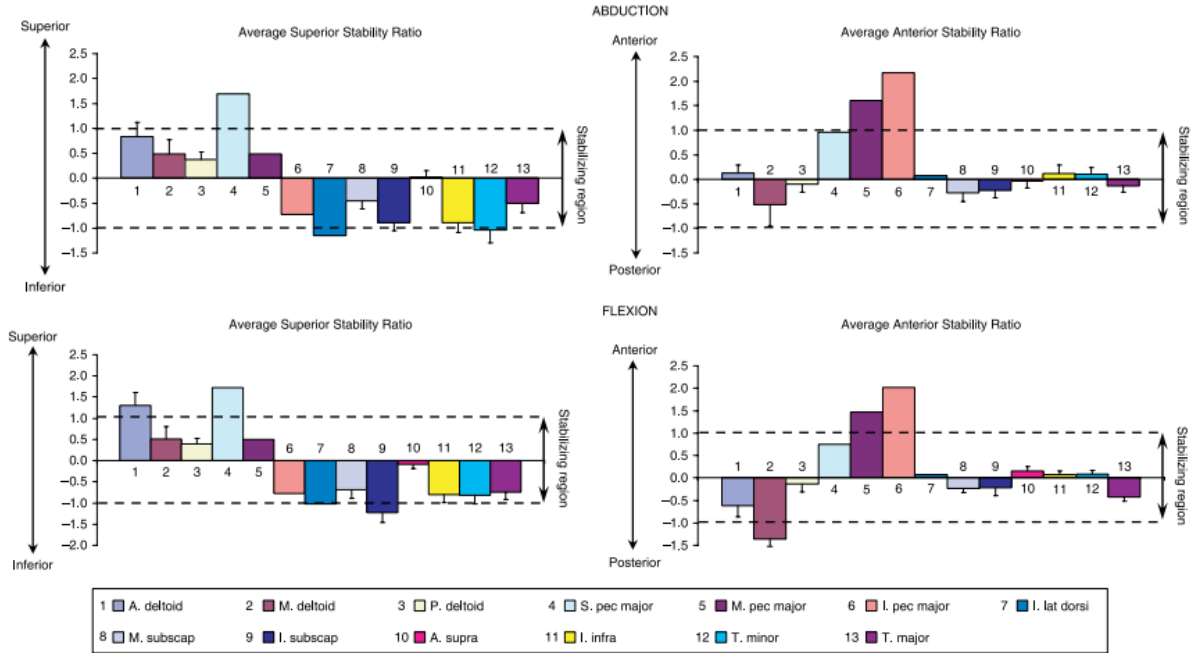


Figure 25 Ratios moyens de stabilité supérieure et antérieure des muscles péri-articulaires de l'articulation scapulo-humérale pendant l'abduction et la flexion

Lecture synthétique 4 : Anatomie / biomécanique de l'épaule

- Le complexe articulaire de l'épaule, et notamment l'articulation scapulo-humérale, est caractérisé par une mobilité importante nécessaire à la fonction du membre supérieur, mais exposant au risque d'instabilité.
- Les muscles périarticulaires de l'épaule ont un rôle important puisqu'ils participent à la fois à l'action motrice mais également à la stabilisation articulaire
- Les muscles de la coiffe des rotateurs ont un rôle stabilisateur primordial sur l'ensemble de la course articulaire de l'épaule

6 PARTICULARITES DES SPORTS « OVERHEAD »

6.1 GENERALITES SUR LES SPORTS OVERHEAD

On appelle sports “overhead”, les sports dont le geste sportif principal nécessite un mouvement au-dessus de la tête, souvent en réalisant un arc de cercle. Ce terme est principalement employé pour parler des sports d’armes-lancer (base-ball, volley-ball, handball) ou de raquette, ces sports étant essentiellement unilatéraux. Cependant, certains sports où la propulsion est assurée par les membres supérieurs, correspondent à des sports “overhead” bilatéraux, comme les sports aquatiques (natation, water-polo), la gymnastique ou encore les sports de pagaie (Cools et al., 2015).

Ces sports sont pratiqués à travers le monde et par un nombre important d’individus du niveau récréatif au plus haut niveau, une grande partie de ces sports étant olympiques. A ce titre, le badminton est considéré comme le deuxième sport le plus pratiqué dans le monde, après le football, avec plus de 200 millions de pratiquants réguliers (Phomsoupha & Laffaye, 2015). D’autre part, la natation, est également un sport très répandu avec un nombre important de pratiquants occasionnels, mais également en club, représente le 8ème sport français le plus pratiqué avec près de 380 000 licenciés (*Fédération Française de Natation*). C’est également le second sport le plus représenté aux Jeux Olympiques en terme d’athlète et parmi les disciplines les plus visionnées au cours de cette compétition. Plus loin, nous prendrons ces deux disciplines sportives comme exemples pour comparer un sport unilatéral (badminton) et bilatéral (natation).

Dans ces sports, ces gestes sont souvent répétitifs et monotones, avec des adaptations physiologiques orientées vers la performance (e.g. lancer, smash, propulsion) (Fleisig et al., 1996). La pratique intensive est associée à un risque important de douleurs avec ou sans lésions microtraumatiques des membres supérieurs. La douleur à l’épaule est la plus plaigne la plus fréquente chez les nageurs, avec une prévalence rapportée comprise entre 40 et 91% (Wanivenhaus et al., 2012). Récemment, une revue de la littérature explorant l’incidence de blessure chez des nageurs compétiteurs retrouvait une incidence globale de blessure de 2,6 à 3,0 blessures pour 1 000 heures de natation avec une prévalence des blessures d’épaule de 23 - 51 % et de 33 - 41 % chez les hommes et les femmes, respectivement (Trinidad et al., 2021). Dans la pratique du badminton, Arora et al. ont réalisé une revue de la littérature et ont démontré que les douleurs à l’épaule affectaient plus de 50 % des joueurs de badminton loisir et élite, et 20 % d’entre eux décrivaient des douleurs permanentes à l’épaule (Arora et al., 2015). Dans une étude

prospective explorant l'épidémiologie des blessures des badistes de niveau international, nous avons démontré que les spécialistes de double étaient plus à risque de développer des blessures du membre supérieur et que l'épaule était le site le plus fréquent de blessure du membre supérieur, représentant plus de 14% de l'ensemble des blessures et 38% des blessures du membre supérieur (Guermont et al., 2020). Les spécificités du double avec des phases de jeu rapides, d'intensité élevée et impliquant de nombreux smashes peuvent expliquer une exposition particulièrement importante au risque de blessure.

Ainsi, la popularité majeure et croissante de ces sports, notamment caractérisés par un nombre important de sportifs compétiteurs à travers le monde, associé à une fréquence importante de blessures d'épaule, en lien avec un geste sportif répétitif supporte l'intérêt de mieux comprendre la physiopathologie et les facteurs de risque de ces blessures afin de mieux les prévenir.

6.2 BIOMECANIQUE DE L'ÉPAULE DANS LES SPORTS OVERHEAD

Si l'on considère différentes disciplines sportives sous le terme de sports "overhead" c'est qu'elles partagent des similitudes biomécaniques, bien au-delà du simple plan de réalisation du mouvement. Tout d'abord ce sont des sports qui utilisent principalement les membres supérieurs à visée de performance dans le cadre du geste sportif que ce soit pour lancer, propulser, ou utiliser un outil (raquette) (Fleisig et al., 1996). Ces gestes sont souvent monotones et cycliques et c'est surtout le geste d'adduction/extension et rotation interne qui permet de réaliser le mouvement sportif. Il en résulte un déséquilibre musculaire physiologique entre des muscles puissants et entraînés pour la performance et leurs antagonistes qui agissent essentiellement comme des stabilisateurs ou accessoirement dans le geste sportif (Page, 2011). Ce déséquilibre a principalement été étudié pour les muscles rotateurs d'épaule avec des muscles rotateurs internes (RI) très sollicités et relativement plus fort que les muscles rotateurs externes (RE) (Cools et al 2015). Or, ces muscles jouent un rôle essentiel en assurant une action stabilisatrice importante qui garantit le centrage dynamique de la tête humérale.

Si ces sports présentent des caractéristiques communes concernant le geste sportif, il existe également des différences importantes qui doivent être discutées afin de caractériser les spécificités de chaque discipline (Schwank et al., 2022). Tout d'abord il est facile de considérer des sports où le geste sportif est essentiellement unilatéral (badminton baseball, handball...) en comparaison avec des sports bilatéraux où le mouvement nécessite l'action équivalente des 2 membres supérieurs de manière simultanée ou successive (natation, sports à pagaies doubles...). Il faut également s'intéresser à la chaîne cinétique dans la compréhension des transmissions des forces via le complexe de l'épaule (Zaremski et al., 2017). En effet, ces sports ont des chaînes

cinétiques très variables qui vont entraîner des contraintes différentes puisque l'épaule va se comporter à la fois comme zone de transmission de force ou bien va elle-même générer cette force transmise au membre supérieur. Dans les sports de raquette, la chaîne cinétique démarre depuis les membres inférieurs avec un positionnement optimal des pieds offrant une prise d'appui et une force de réaction au sol (Zhao & Li, 2019). Chaque mouvement dans la séquence s'appuie sur le mouvement précédent et ils contribuent tous à la génération de la vitesse de la raquette (Barnamehei et al., 2018). Ce transfert d'énergie dans une coordination séquentielle est également amélioré par le cycle d'action musculaire d'étirement-raccourcissement. Ce geste est caractérisé par le terme d'armer-lancer ou la phase d'armer est composée de la phase de préparation du mouvement et de l'armer et le lancer est composé d'une phase d'accélération, puis de décélération voire d'accompagnement. Comprendre et identifier les paramètres biomécaniques qui sous-tendent ces mouvements complexes est indispensable dans les actions de prévention de blessures (Mayes et al., 2022). Ces gestes d'armer-lancer sont réalisés principalement en chaîne cinétique ouverte avec soit une phase d'impact pour les sports de raquette et le volleyball par exemple ou bien le lancer d'un objet envoyé, soit en préhension (javelot, handball, baseball) ou porté (pelote basque). La vitesse d'exécution du mouvement et notamment du mouvement réalisé par le complexe de l'épaule va varier selon les sports. Le badminton est considéré comme le sport de raquette le plus rapide au monde, avec un record de smash mesuré à 493 km/h, et impliquant un mouvement d'épaule de très grandes vitesses avec des vitesses angulaires de rotation interne de 4000-4500°/s (Pardiwala et al., 2020).

Dans les sports de propulsions comme la natation, le mouvement correspond à des révolutions successives ou simultanées réalisées en chaîne cinétique fermée avec le segment distal en appui continu au cours de la propulsion (Heinlein & Cosgarea, 2010). La force générée est importante car un certain nombre de résistances s'opposent au déplacement de l'individu dans l'eau et principalement la résistance à l'avancement réalisant une action frénatrice et la résistance de propulsion responsable de l'action locomotrice. De fait, le mouvement réalisé sera plus lent que les sports en chaîne cinétique ouverte, avec, par exemple, une fréquence moyenne de 34 - 41 cycles/min chez des nageurs de longues distance élités (Rodríguez et al., 2021). Également, si les membres inférieurs sont intégrés dans une chaîne cinétique permettant la dissociation des ceintures et l'optimisation du geste réalisé aux membres inférieurs, ils sont aussi également moteurs. Cependant la grande majorité de la propulsion est générée par les membres supérieurs, notamment en crawl, nage la plus pratiquée en compétition et entraînement, et représentant plus de 85% de la force de propulsion et de la vitesse ce qui en fait un déterminant majeur de la performance (Morais et al., 2020).

Ainsi, si la littérature adopte une dénomination commune pour parler des sports « overhead », il est important de constater que les exigences biomécaniques sont variées et notamment entre des sports d'armé-lancé unilatéraux et chaîne cinétique ouverte avec phase d'impact et une décélération importante et des sports de propulsions, souvent bilatéraux en chaîne cinétique fermée sur des mouvements en révolution avec des contraintes en résistance importantes et à vitesse plus faible.

Récemment, le consensus de Bern (2022) sur la prévention des blessures d'épaule a intégré l'importance de différencier ces disciplines selon les exigences biomécaniques. Ils classent les sports en 3 catégories :

- Les sports dont le geste principal est au-dessus des épaules avec et/ou sans lancer ('above shoulder height')
- Les sports dont le geste principal est en-dessous des épaules avec et/ou sans lancer ('below shoulder height')
- les sports où les membres supérieurs servent principalement de point de contact avec l'environnement, comprenant les sports de propulsion via les membres supérieurs ('reverse chain') (Schwank et al., 2022).

Cette classification, représentée dans la Figure 26, supporte notre postulat principal qui propose de distinguer les sports «overhead» selon leurs caractéristiques biomécaniques notamment en identifiant les spécificités du badminton et de la natation au sein de catégories distinctes. Les auteurs ajoutent également la notion de contact / collision pour caractériser les sports d'armer/lancer-contrer (e.g. Handball, Water-Polo...), mais ne concernent pas les disciplines abordées dans ce travail.

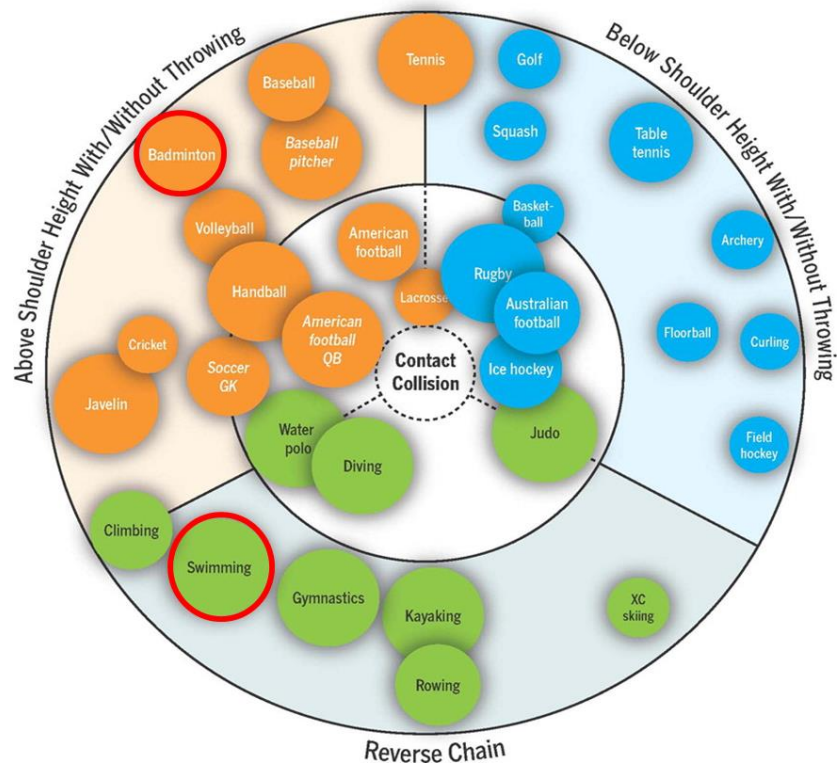


Figure 26 Représentation des exigences biomécaniques du complexe de l'épaule selon le type de sport en fonction du geste technique et de leur degré de contact. La taille de chaque cercle reflète la prévalence relative des blessures de l'épaule dans chaque sport. Adapté de Schwank et al., 2022

6.3 CARACTERISTIQUES DES BLESSURES D'ÉPAULE

Comme le constate Wilk, l'épaule du lanceur doit être "suffisamment mobile pour lancer mais assez stable pour prévenir les symptômes." (Wilk et al., 2009). En effet, les contraintes importantes appliquées ou générées par le complexe de l'épaule et détaillées précédemment en font une articulation particulièrement exposée aux blessures. Ces pathologies sont essentiellement microtraumatiques et chroniques, bien que les lésions aiguës peuvent se rencontrer, essentiellement dans les sports d'armer-lancer/contrer (handball, volley-ball).

Comme nous l'avons précisé dans le cadre théorique, les blessures peuvent être caractérisées par leur définition lésionnelle, leur impact sur la performance sportive et leurs symptômes. Ceci est particulièrement important dans ces situations où la plainte du sportif «overhead» peut être certes une douleur, mais également une gêne avec sensation d'instabilité ou bien uniquement une baisse de performance (Seroyer et al., 2009). Aussi, l'anamnèse peut ne pas être spécifique avec un examen clinique peu contributif et des examens paracliniques souvent considérés normaux. Ainsi, la littérature adopte également les notions de douleur d'épaule ou gêne d'épaule pour parler des

situations pathologiques. Cependant, nous pouvons identifier des lésions fréquemment décrites dans les sports «overhead» et détaillées dans le Tableau 1.

Tableau 1 Classification des lésions les plus courantes dans les blessures/douleurs aiguës et chroniques chez les sportifs « overhead ».

Terrain Adolescent/Adulte	Chronique	Chronique	Aiguë
Lésion de la coiffe des rotateurs		Tendinite Tendinose Bursite	Déchirure
Conflit interne de l'épaule		Antéro-supérieur Antéro-interne Postéro-supérieur	
Lésion de la longue portion du biceps brachial		Tendinite Tendinose Instabilité/subluxation SLAP (cf infra)	Déchirure Luxation
Pathologies capsulo-labiales		Laxité Micro-instabilité * Capsulite Ossification postérieure (Lésion de Bennet)	Luxation Scapulo-humérale
Lésions musculaires			Lésion intrinsèque
Lésions neuro-vasculaires		Neuropathies (axillaire, long thoracique, supra scapulaire) Syndrome de la traversée thoraco-brachiale	
Lésions du labrum supérieur		SLAP Kystes synoviaux	SLAP Lésion de Bankart
Rupture des tendons coiffe des rotateurs		Dégénérative (partielle/complète)	Traumatique (partielle/complète)
Lésions osseuses		Atteinte articulaire dégénérative précoce Fracture de stress	Fracture/Luxation scapulo-humérale Lésion de Bankart
Enfant	Épiphysiolyse humérale supérieure Avulsion osseuse	Microtraumatique	Fracture avulsion

Nous allons aborder plus en détail les principales pathologies d'épaule du sportif « overhead ».

Lésions tendineuses et pathologies de conflits

Les tendinopathies sont des lésions distinctes des pathologies de conflit mais ces entités sont souvent associées en raison de processus physiopathologiques similaires. D'ailleurs, le terme de tendinopathie de la coiffe des rotateurs est couramment abordé comme une entité clinique

englobant diverses pathologies de l'épaule, affectant les tendons de la coiffe des rotateurs et les structures sous-acromiales, telles que la douleur liée à la coiffe des rotateurs, le conflit antérieur et antéro-supérieur et la bursite sous-acromiale.

Les tendinopathies de la coiffe des rotateurs constituent des blessures fréquentes chez les athlètes pratiquant des sports «overhead» tels que le volley-ball (23,7 %), les pitchers au baseball (71 %) et les nageurs (86 % à 96 %) (X. Fu et al., 2019). Ce sont essentiellement des tendinopathies de la coiffe antéro-supérieure, intéressant le supra-épineux, le tendon subscapulaire mais également la longue portion du biceps brachial.

Concernant les pathologies de conflit, on distingue les conflits internes opposant la coiffe au rebord glénoïdien tandis que les conflits externes opposent la coiffe à l'arche coraco-acromiale. Parmi les conflits externes, le conflit antérieur décrit par Neer en 1972 (en anglais « subacromial impingement syndrome ») correspond au coincement du tendon du sus-épineux, du long biceps et de la bourse sous-acromiale sous la voûte acromio coracoïdienne lors des mouvements d'élévation en rotation interne (Neer, 1972). Le conflit sous-acromial est provoqué par la rotation interne et l'abduction, il est favorisé par le geste de lancer ou la propulsion dans les sports 'overhead ' (Olivier et al., 2008). Le conflit sous coracoïdien est une cause moins fréquente de conflit externe de l'épaule et qui s'observe lorsque le tendon du subscapulaire est en conflit contre la coracoïde et le tubercule mineur de l'humérus entraînant des lésions de tendinopathie et douleurs des tissus mous (Garofalo et al., 2011). Le conflit interne décrit un coincement des tendons de la coiffe des rotateurs entre la tête humérale et le rebord glénoïdien. En fonction de la localisation, on distingue deux types de conflit glénoïdien : antéro-interne et postéro-supérieur. En 1991, Walch a décrit le concept de conflit postéro-supérieur correspondant à des lésions partielles profondes du supra-épineux postérieur et de l'infra épineux antérieur associées à des lésions labrales postérieures (Walch et al., 1991). Gerber et Sebesta ont d'abord décrit le concept de conflit interne antéro-supérieur comme une forme de conflit interne responsable de douleurs antérieures et déclenchées par l'élévation antérieure et la rotation interne (Gerber & Sebesta, 2000). Les auteurs ont décrit des lésions de l'insertion humérale du ligament gléno--huméral supérieur et du ligament coraco-huméral (LGHS/LCH) formant une poulie ligamentaire pour le tendon de la longue portion du biceps brachial et la surface profonde du tendon subscapulaire en conflit sur le bord antéro-supérieur de la glène en position de flexion et de rotation interne du bras. Habermeyer et al. ont estimé que la physiopathologie du conflit interne antéro-supérieur commence par la lésion de la poulie LGHS/LCH et l'instabilité du tendon de la longue portion du biceps brachial, qui sont causées par des modifications dégénératives ou des microtraumatismes répétés (Habermeyer et al., 2004).

Les lésions du bourrelet glénoïdien (SLAP)

Les lésions SLAP correspondent à un ensemble de lésions du labrum supérieur et de l'insertion du tendon de la longue portion du biceps brachial sur le tubercule supra glénoïdal de la scapula. Andrews et al. ont été les premiers à décrire cette lésion en 1985. Ils ont rapporté les découvertes arthroscopiques chez un groupe d'athlètes 'pitchers' (baseball) présentant des symptômes douloureux de l'épaule (Andrews et al., 1985). Snyder et al. ont ensuite classifié ce complexe de lésions comme des lésions antérieures et postérieures du labrum supérieur, et ont introduit le terme " SLAP" (pour "Superior Labrum Anterior to Posterior") (Snyder et al., 1990). La physiopathologie des lésions SLAP fait l'objet de fréquentes discussions, mais les principes fondamentaux de la lésion sont largement acceptés. Il s'agit d'une lésion localisée sur le bourrelet glénoïdien supérieur emportant l'insertion de la longue portion du biceps. Ces lésions peuvent être consécutives à des microtraumatismes répétitifs, notamment pour les athlètes « overhead », sans historique de traumatisme ou bien consécutivement à un traumatisme unique.

6.4 PHYSIOPATHOLOGIE, CONCEPTS ACTUELS

Comme cela a été détaillé en amont, si ces lésions sont multiples et diverses, elles découlent souvent d'un ensemble de mécanismes physiopathologiques semblables correspondant à une rupture dans l'équilibre entre la mobilité et la stabilité du complexe de l'épaule. En effet la biomécanique des sports «overhead» impose un déséquilibre au complexe articulaire de l'épaule avec des adaptations physiologiques vont permettre d'optimiser la performance sportive. Cependant, ces modifications adaptatives peuvent également être responsables de déséquilibres pathologiques et générer des douleurs voire des lésions. Nous allons aborder ici des concepts importants dans la compréhension des phénomènes pathologiques de l'épaule.

Microinstabilité de l'épaule

La répétition de mouvements de grande amplitude avec contraintes importantes peut entraîner des phénomènes de micro-instabilité ou instabilité microtraumatique qui correspond à des translations excessives de la tête humérale lors du geste sportif (Reinold & Curtis, 2013). Ces lésions microtraumatiques peuvent être favorisées chez les sujets présentant une hyperlaxité constitutionnelle ou acquise, responsable d'une instabilité fonctionnelle de l'épaule (Moroder et al., 2020).

L'instabilité postérieure survient généralement en combinaisons de flexion, d'adduction horizontale et de rotation interne, ce qui sollicite le labrum postérieur, la capsule et la coiffe des rotateurs (Provencher et al., 2011).

L'instabilité antérieure concerne plutôt les mouvements en armé du bras et principalement la position en rotation externe avec mise en tension du complexe ligamentaire scapulo-huméral inférieur et augmentation de la translation antérieure et inférieure. Plusieurs auteurs ont suggéré que les contraintes répétées sur la capsule antérieure provoquent une micro-instabilité et peuvent aggraver des blessures telles que les tendinopathies de la coiffe des rotateurs, les conflits internes et les lésions SLAP (Reinold & Curtis, 2013). Cette instabilité peut s'accompagner de modification de l'amplitude articulaire et principalement un déficit de rotation interne scapulo-huméral (GIRD) qui peut être une cause de conflit interne de l'épaule. Actuellement, le GIRD peut être défini par une perte de plus de 18-20° de rotation interne par rapport à l'épaule controlatérale (Kibler et al., 2013; Rose & Noonan, 2018). Le GIRD est un processus adaptatif en partie dû à une rétroversion accrue de la tête humérale, une raideur des structures postérieures de l'épaule couplée ou non à une pseudo-laxité capsulaire antérieure et la combinaison des deux, ce qui déplace l'arc de mouvement plus vers l'arrière (en position externe) (Kibler et al., 2012). Le processus pathologique principal dans le GIRD est une raideur de la capsule postérieure et de la coiffe des rotateurs. Ainsi, il semblerait que ce GIRD soit pathologique, essentiellement s'il s'associe à une diminution de l'amplitude de rotation totale (TROM) et notamment si TROM <5° par rapport à l'épaule controlatérale, ce qui traduirait une modification de l'arc rotatoire avec une diminution de rotation interne non compensée par un gain de rotation externe (Manske et al., 2013).

Parfois l'instabilité peut être multi directionnelle, notamment chez les nageurs. Cette laxité peut diminuer les capacités de stabilité passive de l'épaule limitant le contrôle de la translation de la tête humérale et entraîner une surcharge articulaire, une fatigue neuro-musculaire et des lésions de la coiffe des rotateurs (De Martino & Rodeo, 2018).

Dyskinésies de la scapula

Les dyskinésies de la scapula regroupent à la fois les anomalies de mouvement et les anomalies de positionnement de la scapula (Kibler, 1998). Comme nous l'avons vu précédemment, le positionnement de la scapula et l'orientation de la glène est un préalable à la fonction du membre supérieur via la mobilité scapulo-humérale. À l'inverse, une position ou une mobilisation inappropriée de la scapula peut limiter la performance ou exacerber une lésion. La dyskinésie est fréquente dans les situations pathologiques mais peut s'observer également dans les situations

asymptomatiques. En effet, Burn et al. ont réalisé une revue systématique incluant 1401 athlètes avec une prévalence de dyskinésie scapulaire supérieure (61 %) dans les sports «overhead» comparativement aux sportifs 'non-overhead' (33 %) (Burn et al., 2016).

Cependant, il semblerait que certaines dyskinésies scapulaires soient associées une diminution de l'espace sous-acromial, notamment dans les dyskinésies avec diminution de la sonnette externe et du tilt postérieur au cours du mouvement. De plus, la diminution de la sonnette externe contribuerait à l'augmentation de l'instabilité GH antéro-interne (Forthomme, Tooth, et al., 2018).

Également, le lien de causalité reste incertain et certaines dyskinésies observées chez les personnes ayant une pathologie de conflit peuvent représenter des stratégies de compensations scapulo-thoraciques pour pallier aux déficiences scapulo-humérales (McClure et al., 2006).

6.5 FACTEURS DE RISQUE DE BLESSURE D'ÉPAULE

Plusieurs études ont cherché à identifier des facteurs de risque de douleurs et blessures d'épaule chez les sportifs « overhead ». Parmi celles-ci, nous proposons de synthétiser les résultats de 3 revues de la littérature réalisées entre 2018 et 2022 (Asker et al., 2018; Hoppe et al., 2022; Tooth et al., 2020) présenté dans le Tableau 2.

Asker et al, ont inclus 17 études portant sur 3 sports (baseball [n=7], handball [n=5], lacrosse [n=5]). Ils n'ont pas identifié de facteur de risque significatif avec seulement des niveaux de preuve limités voire des données contradictoires (Asker et al., 2018).

Tooth et al, ont inclus 25 études portant sur 6 sports (baseball [n=11], handball [n=6], natation [n=3], volleyball [n=2], tennis [n=1], basketball [n=1]). Selon ces auteurs, les antécédents de blessure/douleur, les anomalies d'amplitudes articulaires (et principalement le GIRD) et la faiblesse musculaire des rotateurs avec notamment déséquilibre agoniste-antagoniste entre des muscles RE relativement plus faibles que les muscles RI augmentent significativement le risque de blessures (Tooth et al., 2020). De plus, le nombre d'années de pratique sportive, l'indice de masse corporelle (IMC), le genre masculin, l'âge élevé et le niveau de jeu semblent exercer une influence modeste. L'impact de la dyskinésie scapulaire sur les blessures de l'épaule reste controversé. Les facteurs extrinsèques, tels que la position sur le terrain, les situations sportives (match/entraînement) et la charge d'entraînement, exercent également une influence sur la survenue des blessures à l'épaule.

Hoppe et al., en 2022, ont inclus 9 études de haut niveau méthodologique et portant sur 4 sports (baseball [n=4], handball [n=3] waterpolo & softball [n=1]).

Ils concluent en faveur de niveaux de preuve modérés pour deux facteurs non modifiables (position de jeu, genre) et trois facteurs modifiables (déficit musculaire, dyskinésie scapulaire, programme de prévention de l'épaule) qui sont associés au risque de blessure d'épaule dans les sports «overhead» (Hoppe et al., 2022).

Nous avons synthétisé ces résultats dans le Tableau 2 en considérant significatifs les facteurs associés avec un niveau de preuve au minimum modéré. Nous avons considéré l'absence d'association concernant les facteurs pour lesquels l'absence d'association avait un niveau de preuve au minimum modéré. Pour finir, nous avons considéré douteux les facteurs de risque avec des données contradictoires, des niveaux de preuve limités ou une association considérée modeste. Il est intéressant de constater que le déficit de force musculaire est considéré comme un facteur de risque significatif dans 2 revues de littérature. Parmi les facteurs de risque intrinsèques, il est intéressant de constater que la faiblesse musculaire, et notamment le déséquilibre musculaire, semblent être pertinents puisque cela est retrouvé significativement associé au risque de blessure dans les 2 dernières revues de littérature.

Concernant les sports qui nous intéressent particulièrement dans cette thèse, des études ont évalué es facteurs de risques spécifiques en natation et dans le badminton

Hill et al., en 2015, ont réalisé une revue systématique des études ayant cherché à identifier des facteurs de risque de blessures d'épaule chez les nageurs (L. Hill et al., 2015). Bien que plusieurs facteurs de risque aient été identifiés dans les études incluses, aucun des facteurs de risque n'a été jugé avec un niveau de preuve élevé. La laxité articulaire clinique et l'instabilité, les déficits d'amplitude en rotation interne/externe, les antécédents de douleur et de blessure, ainsi que le niveau de compétition ont été considérés comme ayant un niveau de preuve modéré de certitude. À noter que le déficit musculaire a été étudié dans 5 études avec des résultats divergents et le niveau de preuve a été interprété faible.

Nous n'avons pas trouvé de revue systématique spécifiquement sur le badminton mais une revue de littérature de 2020 réalisée par Kekelekis et al. synthétisait les facteurs de blessures du membre supérieur, principalement l'épaule dans le tennis (Kekelekis et al., 2020). La qualité des études incluses était modérée à faible, indiquant que la pratique prolongée, la dyskinésie scapulaire, la fatigue musculaire, la cinétique ou la cinématique de l'épaule, le niveau de pratique et la technique sont des facteurs de risque de blessure des membres supérieurs chez les joueurs de tennis.

Tableau 2 Synthèse des résultats de méta-analyses identifiant les facteurs de risque de blessures d'épaules du sportif « overhead »

Facteur de risque / protecteur		Asker et al. 2018 (N=17)	Tooth et al. 2020 (N=25)	Hoppe et al 2022 (N=9)
Intrinsèque	Antécédents de douleur d'épaule (avec ou sans blessure)	?	+	?
	Amplitude / flexibilité	?	+	-
	Faiblesse musculaire, déséquilibre	?	+	+
	Dyskinésie scapulothoracique		?	+
	Années de pratique		?	?
	Statesthésie			-
	IMC		?	
	Genre	?	?	+
	Âge		?	?
	Niveau de pratique		?	?
Extrinsèque	Position (jeu/terrain)	?	+	+
	Match vs. entraînement	?	+	?
	Charge d'entraînement / fréquence de match	?	+	?
Intervention	Programme de prévention			+

+ association avec le risque de blessure /douleur d'épaule, - : absence d'association, ? : association incertaine ; IMC : indice de masse corporel

Lecture synthétique 5 : Particularités des sports « overhead »

- Les sports «overhead» sont caractérisés par un geste sportif principal réalisé au-dessus de la tête, et sont exposés à un risque élevé de blessures d'épaule.
- Ces sports présentent des divergences avec des disciplines impliquant des mouvements unilatéraux (ex. badminton) ou bilatéraux (ex. natation) qui ont également des caractéristiques biomécaniques différentes.
- Néanmoins, ces disciplines ont pour point commun d'entraîner un déséquilibre entre des muscles rotateurs internes (RI) très sollicités et relativement plus forts que les muscles rotateurs externes (RE)
- Parmi les facteurs de risque de blessure d'épaule, la faiblesse musculaire et le déséquilibre musculaire sont évoqués spécifiquement dans ces sports.
- Cependant, la causalité reste incertaine et il n'y a pas de considération des divergences d'exigences biomécaniques entre ces sports.

7 PLACE DE L'EVALUATION ISOCINETIQUE EN TRAUMATOLOGIE D'EPAULE DES SPORTS « OVERHEAD », ETAT DE L'ART

7.1 MODALITE DE L'EVALUATION ISOCINETIQUE DE L'EPAULE

L'évaluation isocinétique des muscles rotateurs d'épaule (RI et RE) domine largement la littérature scientifique et l'utilisation clinique de l'isocinétique appliquée au complexe articulaire de l'épaule, principalement en raison de leur fonction importante dans la stabilité de l'épaule (Reinold & Curtis, 2013). Plusieurs positions d'évaluations ont été décrites en fonction du degré d'abduction ou de l'installation de l'individu. Parmi celles-ci, on retiendra principalement la position assise, épaule à 45° d'abduction dans l'axe de la scapula, telle que décrite par G. Davies (G. J. Davies & Dickoff-Hoffman, 1993) (cf Figure 27 8.1.1), et la position allongée, épaule à 90° d'abduction dans le plan frontal (Tis & Maxwell, 1996). Plusieurs études ont décrit les avantages et inconvénients de chacune de ces méthodes mais il semble que la position décrite par G.Davies soit particulièrement adaptée en situation douloureuse ou postopératoire, tandis que la position à 90° d'abduction est plus proche de certains gestes techniques d'armer-lancer du sportif «overhead» et applicable au sujet asymptomatique (Edouard, Calmels, et al., 2009a; Edouard et al., 2011b; Forthomme et al., 2011).

L'étude de la force musculaire des rotateurs peut se faire selon différentes modalités. En modalité concentrique, on considère lentes les vitesses entre 30-90 °/s tandis que les vitesses entre 180 et 300°/s sont considérées rapides. En modalité excentrique on privilégie les vitesses lentes, moins traumatisantes pour les structures articulaires et abarticulaires. Si la vitesse est imposée par le dynamomètre, il faudra cependant s'assurer que la vitesse prédéfinie est atteinte par le patient sur l'ensemble de la course articulaire, ce qui peut être difficile sur les vitesses les plus rapides. De plus, là aussi le choix de la vitesse va dépendre du contexte de l'évaluation. En effet, si on souhaite évaluer la fonction musculaire d'un sportif tel un badiste dont la vitesse maximale de rotation interne est supérieure à 4000°/s, il faudra privilégier l'utilisation de vitesses rapides, tandis que l'étude de la symétrie de force musculaire d'un patient opéré justifiera l'utilisation de vitesse lente, plus sécuritaire sur le plan articulaire et reflétant mieux les capacités de force maximale.

Parmi les paramètres calculés à partir des MFM, le ratio agoniste-antagoniste conventionnel est calculé comme RE:RI et il est théoriquement considéré normal entre 66-75%, et c'est traditionnellement le seuil > 66% qui est retenu (Ellenbecker & Davies, 2000) . Le ratio fonctionnel de décélération (RF de décélération) est calculé pour évaluer la capacité des RE en excentrique à

compenser la force concentrique des RI lors du geste sportif de lancer (RE exc : RI con). Le critère théorique $RF > 100\%$ caractérise l'équilibre fonctionnel avec des RE suffisamment forts en modalité excentrique pour compenser la force concentrique des RI afin d'assurer la stabilité dynamique de l'articulation de l'épaule en évitant l'instabilité lors de la phase de décélération (Noffal, 2003; H. K. Wang & Cochrane, 2001). Cependant, cette valeur seuil est principalement théorique et est rarement atteinte en pratique clinique. Au contraire, le ratio fonctionnel du mouvement d'armer se calcule RI exc : RE con. La symétrie est calculée selon la méthode standard (2.2.2.1 *Index de symétrie*).

Un exemple de méthodologie d'évaluation est proposé et recommandé dans le Guide d'isocinétisme (Edouard & Degache, 2016) et représenté sur la Figure 27.

- Préambule : indication, état de la structure à évaluer, contre-indication à l'exercice maximal.
- Échauffement : cycloergomètre à bras + élastique.
- Position : assise, 15° d'extension du tronc, plan de la scapula, 45° d'abduction, alignement axe dynamomètre et axe articulaire, sanglage du tronc, contre-appui côté tibia opposé, maintien des poignées.
- Amplitude : 70° chez le sujet pathologique ou sédentaire ; 70-90° chez le sujet sportif
- Correction de gravité : à prendre en compte.
- Récupération entre les séries : 60 s.
- Échauffement spécifique isocinétique : 2 x 6 répétitions sous-maximales concentriques à 120°/s, puis 1 x 3 répétitions sous-maximales (mais en allant vers maximum) concentriques à 60°/s.
- Évaluation maximale : 3 répétitions maximales concentriques à 60°/s.
- Évaluation maximale : 3 répétitions maximales concentriques à 180°/s.
- Échauffement spécifique isocinétique : 3 répétitions sous-maximales (mais en allant vers maximum) excentriques à 60°/s.
- Évaluation maximale : 3 répétitions maximales excentriques à 60°/s.
- Chez sujet sportif d'armer-lancer : 3 répétitions maximales concentriques à 240°/s et/ou 300°/s avant les évaluations en mode excentrique.
- Si épreuve de fatigue à faire après toutes les évaluations maximales.



Figure 27 Proposition de méthodologie d'évaluation isocinétique des rotateurs d'épaule selon la position de Davies modifié d'après Edouard et Degache, 2016

7.2 L'ÉVALUATION ISOCINÉTIQUE DANS LA PRÉVENTION DES BLESSURES D'ÉPAULE DU SPORTIF « OVERHEAD »

Tout d'abord, nous avons déjà évoqué le constat l'existence d'un déséquilibre musculaire des rotateurs d'épaule dans les sports «overhead» qui peut être objectivé lors d'une évaluation isocinétique. Une revue systématique de Berckmans et al. (2017) décrivait les caractéristiques de la force musculaire isocinétique des rotateurs d'épaule dans cette population. Ils montraient que le ratio conventionnel varie entre 46% et 105%, avec des protocoles de mesures hétérogènes. Ce ratio était souvent inférieur au ratio théorique minimum conseillé de 66% qui décrit une force suffisante des RE pour compenser la force importante des RI dans ces sports (Ellenbecker & Roetert, 2003). La plupart des études ont rapporté un ratio conventionnel plus bas du côté dominant par rapport au côté non dominant (Forthomme et al., 2013 ; Saccol et al., 2010 ; H.-K. Wang et al., 2000; Yildiz et al., 2006). Le RF de décélération (RE exc : RI con), variait entre 0,66 et 1,54 et ce ratio était souvent inférieur au seuil théorique de 100% (Noffal, 2003; H. K. Wang & Cochrane, 2001). Ce ratio était également plus bas du côté dominant en comparaison avec le côté non-dominant (Forthomme et al., 2013 ; Noffal, 2003 ; Saccol et al., 2010 ; Yildiz et al., 2006).

Si la pratique sportive des disciplines «overhead» induit un déséquilibre fonctionnel des muscles rotateurs, objectivable par l'évaluation isocinétique, il peut correspondre à une adaptation physiologique liée aux caractéristiques biomécaniques du geste sportif, ou bien à une situation pathologique à risque de blessure. En 2020, Bagordo et al. ont réalisé une revue systématique de la littérature afin d'évaluer les paramètres de force musculaire isocinétique des muscles rotateurs d'épaule associés avec les douleurs et/ou blessures d'épaule chez les sportifs «overhead» (Bagordo et al., 2020). Les résultats de cette revue sont synthétisés dans le Tableau 3. Treize études étaient incluses, soit 7 études transversales et 6 études prospectives.

Tableau 3 Description et résultats des études incluse dans la revue de littérature de Bagordo et al (2020) sur l'association entre le bilan musculaire isocinétique et les blessures d'épaule du sportif « overhead»

Auteurs	Design	Participants	Test	Définition du groupe blessé	Résultats
Aginsky et al., 2004	Transversal, cas témoin	n = 21 Handball âge= 22	Décubitus dorsal, ABD 90°, plan frontal con @90 et @180	Antécédent de douleur chronique d'épaule	MFM RIcon@180 Blessés > contrôles
Beach et al., 1992	Transversal, cohorte	n = 32 Natation âge= 15-21	Procubitus, ABD 90°, plan frontal con @60 et @240	Participants symptomatiques	MFM: Corrélation Douleur et REcon@240
Bak & Magnusson, 1997	Transversal, cas témoin	n = 15 Natation âge= 18-19	Position de Davies modifiée con @30 et exc @30	Participants symptomatiques	Ratio RE:RI con et RE:RI exc Blessés > Sains RF1@240 Blessés > Sains RF1@240 épaule blessé > contralat Ratio: RF2@240>1,61 RR(blessure)=2.08; RCcon@240<0,69 RR(blessure)=2.57
Edouard et al., 2013	Prospectif, cohorte	n = 30 Handball âge=18	Position de Davies modifiée con @60 - 120°/s - @240 et exc @60	Suivi longitudinal (médecin fédéral) Définition: Arrêt de pratique	
Forthomme, Croisier, et al., 2018	Prospectif, cohorte	n = 108 Handball, âge= 24	Décubitus dorsal, ABD 90°, plan frontal con @60 - @240 et exc @60	Auto-questionnaire mensuel Définition: douleur ou blessure	MFM: RIcon@240 Blessés < Sains
Forthomme et al., 2013	Prospectif, cohorte	n = 66 Volleyball âge= 24	Décubitus dorsal, ABD 90°, plan frontal con @60 - 120°/s - @240 et exc @60	Auto-questionnaire hebdomadaire Définition: douleur	MFM REexc@60 et RIexc@60 Blessés < Sains chaque ↑ de 1 N.m en REexc ou RIexc ↓ le risque de douleur d'épaule de 1%
McDonough & Funk, 2014	Prospectif, cohorte	n = 20 Rugby âge= 19	Assis, ABD 90°, plan frontal con @180	Définition : Douleur ou incapacité (avec ou sans arrêt / diagnostic)	---
Mickevičius et al., 2016	Transversal, exposé non-exposé	n = 30 Baseball âge: 11-12	Position de Davies modifiée con @90	Auto-questionnaire: Douleur EVA 3-6/10 > 2séances depuis 1 mois	MFM REexc@120 Blessés < Sains Ratio: RF1@120 Blessés < Sains
Stickley et al., 2008	Transversal, cas témoin	n = 38 Volleyball âge= 13	Position de Davies modifiée: con @60 et exc @60	Asymptomatiques, Auto-questionnaire Antécédent de blessure ou douleur impactant la pratique	RF2@60 : Blessés < Sains

Stuelcken et al., 2008	Transversal, cas témoin	n = 26 Cricket âge= 23	Position de Davies modifiée: con @90 et exc @90	Auto-questionnaire Douleur (1) < 12 mois ou (2) >12 mois dans le dossier médical	---
Tonin et al., 2013	Transversal, cohorte	n = 36 Volleyball (n=15) Handball (n=21)	Assis, ABD 90°, plan de la scapula con @60 - 150	Participants symptomatiques	MFM: REexc@60 Blessés < Sains Endurance: Fatigabilité RE et RI Blessés > Sains
Vogelpohl & Kollock, 2015	Prospectif, cohorte	n = 15 Baseball âge= 10	Position de Davies modifiée: con @60 - 180 - 300	Auto-questionnaire bimensuel Douleur nécessitant un avis médical et/ou modification de la pratique	MFM: RIcon@300: Blessés<Contrôle Ratio: RF@300 Blessés >contrôles
Wang & Cochrane, 2001	Prospectif, cohorte	n = 16 Volleyball	Décubitus dorsal, ABD 90°, plan frontal con @60 - 180	Auto-questionnaire mensuel Douleur ou blessure avec arrêt sportif et/ou avis médical	Déséquilibre RF@60 <1 Blessés > sains

@ : vitesse angulaire à laquelle le mouvement est réalisé (@60 pour 60°/s)
 ABD : position d'abduction, con : concentrique, exc : excentrique, MFM : Moment de Force Maximal, RC : ratio conventionnel, RF : ratio fonctionnel, RF1 : ratio fonctionnel de décélération lors du lancer, RF2 : ratio fonctionnel du mouvement d'armer, RI : rotateurs internes, RE : rotateurs externes

Parmi les 7 études transversales, 3 études considéraient comme blessés les individus ayant un antécédent de blessure mais étaient asymptotiques au moment du test; 2 études considéraient blessés les individus symptomatiques au moment du test et une étude considérait blessés les participants ayant un antécédent ou une douleur actuelle. Ainsi il y a, à la fois, des études qui mesuraient l'impact d'une blessure sur la force isocinétique des rotateurs d'épaule chez des individus symptomatiques, mais aussi des études qui évaluaient la force musculaire chez des participants ayant des antécédents récents de blessures, pour lesquels il est difficile d'interpréter une différence significative comme un facteur de risque préalable ou le résultat de la blessure.

Parmi 6 études prospectives, le suivi était fait par le staff médical dans 2 études et sur un auto-questionnaire pour 4 études. Les définitions de blessures étaient également variables. Ce type de design est plus approprié pour caractériser un facteur de risque de développer une blessure. Cependant les définitions de blessures étaient assez hétérogènes et seulement 2 études proposaient une valeur seuil qui permet d'identifier les individus à risque. Wang et al. utilisaient la valeur théorique de RF>100%, tandis que Edouard et al ont défini un seuil diagnostique en fonction

d'une population contrôle, correspondant à un écart à la moyenne d'une population asymptomatique (Edouard et al., 2013).

Concernant les interprétations et synthèses des résultats de cette revue, nous avons retranscrit le tableau proposé par Bagordo et al. dans le Tableau 4 (Bagordo et al., 2020). Le tableau a été adapté par rapport à sa présentation originale car les auteurs caractérisaient comme test d'endurance les mesures de MFM $\geq 240^\circ/s$ et/ou ≥ 20 répétitions et/ou les études qui utilisaient le terme de « test de fatigue ». Or, certaines études mesuraient la MFM $\geq 240^\circ/s$ sur de faibles répétitions, ce qui ne représente pas, en théorie, une épreuve d'endurance de force. Nous avons donc synthétisé les principaux résultats comme Bagordo et al. en clarifiant cette notion.

Il est intéressant de constater que les résultats des études transversales ont des niveaux de preuve limités ou sont contradictoires, ce qui est cohérent avec un design qui ne permet pas de tirer des conclusions claires (déficit préalable vs. séquelle d'une blessure ?).

En revanche, les études prospectives semblent être plus constantes concernant leurs résultats, notamment sur des ratios agonistes : antagonistes (RE:RI) faibles qui seraient associés au risque de blessure. Ce constat est intéressant car cohérent avec l'hypothèse que le rôle des RE en modalité excentrique est important pour stabiliser la tête humérale et éviter les pathologies de conflits, tendineuses et de micro-instabilité (Escamilla & Andrews, 2009).

Ainsi, s'il semble que des valeurs basses de ratio RE:RI des rotateurs d'épaule puissent être associées à un risque de développer des blessure/douleur d'épaule au cours d'une saison sportive, il est difficile d'utiliser un seuil cliniquement pertinent. De plus, dans une étude ultérieure, Vargas et al. ont mené une étude transversale chez 237 athlètes masculins et féminins asymptomatiques pratiquant un sport «overhead» en compétition parmi 8 disciplines différentes (volleyball, handball, natation, judo, baseball, softball, CrossFit et tennis) (Vargas et al., 2021). Ils ont mis en évidence des valeurs moyennes significativement différentes entre ces disciplines, notamment pour les RF. Ils concluent, logiquement, qu'il semble difficile de grouper les athlètes «overhead» comme une seule et même population d'athlètes, confirmant notre constat initial sur des demandes biomécaniques très variables au sein de ces sports.

Tableau 4 Synthèse des résultats de la revue systématique de Bagordo et al. (2020) selon la méthodologie d'étude.

	MFM		Ratio (RE:RI)		
	<240°/s	≥240° /s ou ≥20 répétitions	<240°/s	≥240° /s ou ≥20 répétitions	
TRANSVERSALES	Aginsky et al. (2004)	-	-		
	Beach et al. (1992)			+	
	Bak et al. (1997)			-	
	Mickevicius et al. (2016)	+		+	
	Stickley et al. (2008)			+	
	Stuelcken et al. (2008)				
	Tonin et al. (2013)	+	+		
SYNTHESE	contradictoires	limités	contradictoires	limités	
PROSPECTIVES	Edouard et al. (2013)		+	+	
	Forthomme et al. (2018)			+	
	Forthomme et al. (2013)	+			
	McDonough et al. (2014)				
	Vogelpohl et al. (2015)		+		-
	Wang et al. (2001)			+	
	SYNTHESE	limités	fortes	fortes	contradictoires

+ association avec le risque de blessure /douleur d'épaule, - : absence d'association

**Lecture synthétique 6 : Évaluation isocinétique et pathologie d'épaule du sportif
« overhead »**

- L'évaluation isocinétique des muscles rotateurs d'épaule est une technique fiable et valide pour mesurer la force musculaire et l'équilibre musculaire agoniste-antagoniste ainsi que la symétrie de force.
- Dans les sports « overhead », l'évaluation isocinétique identifie un déséquilibre musculaire entre des muscles rotateurs internes (RI) relativement plus forts que les muscles rotateurs externes (RE), avec un déséquilibre des ratios agoniste-antagonistes.
- Si les études transversales ne permettent pas d'établir un lien entre le déséquilibre musculaire et le risque de blessure, les études prospectives montrent qu'un ratio RE:RI faible semble être associé avec un risque majoré de blessure d'épaule.
- Cependant les protocoles d'études sont hétérogènes, sans définition de seuil cliniquement pertinent utilisable en pratique et sans considération du type de sport, rendant difficile leur interprétation.

7.3 HYPOTHESE DE TRAVAIL (PARTIE 1)

Le cadre théorique de la Partie 1 a mis en avant que :

- Les sports «overhead» sont caractérisés par des blessures fréquentes d'épaule notamment par microtraumatismes de surutilisation et il est important d'identifier des facteurs de risque de blessure.
- Dans ces sports, le complexe articulaire de l'épaule est soumis à des contraintes importantes car la performance nécessite un développement important de la mobilité et force au détriment de la stabilité.
- L'équilibre musculaire représente une partie importante dans la stabilité dynamique de l'articulation scapulo-humérale.
- Ainsi, l'étude isocinétique de l'équilibre musculaire entre les rotateurs d'épaule semble être utile en prévention primaire sachant qu'un ratio bas est généralement associé à un surrisque de blessure.
- Cependant, ces sports ont des demandes biomécaniques très variables rendant difficile une approche et interprétation unique notamment entre des sports unilatéraux rapides (racket, armer lancer) et des sports bilatéraux de propulsion comme le badminton et la natation respectivement.

Sur l'hypothèse de travail concernant, les différences de force musculaire et d'équilibre musculaire des rotateurs d'épaule dans des sports «overhead» unilatéraux rapides et bilatéraux de propulsion, et leur impact sur le risque de blessure en adoptant une démarche diagnostique, différents objectifs sont abordés au travers 3 études :

Étude 1 : Comparer l'amplitude articulaire scapulo-humérale et la force isocinétique des muscles rotateurs d'épaule entre les sports «overhead» à actions bilatérales et unilatérales représentés respectivement par des nageurs et des joueurs de badminton élités. De plus, notre objectif est d'évaluer l'effet du nombre d'années de compétition sur l'amplitude de mouvement et la force des muscles rotateurs chez les participants.

Étude 2 : Tester l'association entre les tests de force isocinétique des rotateurs d'épaule effectués avant la saison et les blessures à l'épaule chez les nageurs adolescents d'élite au cours de la saison. Un objectif secondaire est de caractériser les variables individuelles associées à un déséquilibre musculaire.

Étude 3 : Tester l'association entre le bilan pré-saison comprenant une mesure du déséquilibre d'amplitude articulaire les tests de force isocinétique des rotateurs d'épaule et les blessures à l'épaule chez les badistes élités. Les objectifs secondaires sont de caractériser les variables individuelles associées à un déséquilibre musculaire et d'évaluer l'impact des amplitudes articulaires d'épaule sur le risque de blessure.

8 CONTRIBUTION PERSONNELLE

8.1 METHODOLOGIE COMMUNE

Pour l'ensemble des études suivantes, la méthodologie de mesure de force musculaire isocinétique des muscles rotateurs d'épaule et de mesure des amplitudes articulaire était similaire. L'épaule dominante correspondait au membre supérieur qui portait la raquette pour les badistes, et à la préférence motrice pour les activités de préhension ou lancer pour les nageurs.

8.1.1 Mesure de la force musculaire isocinétique

La majorité des évaluations ont été réalisées sur un dynamomètre Con-Trex® (Con-Trex MJ ; Dübendorf, Switzerland) mais 10 participants ont été testés sur un dynamomètre Biodex® system 3 (Biodex Corp., Shirley, NY). Une bonne reproductibilité inter-appareils concernant la mesure des MFM a été décrite dans la littérature (de Araujo Ribeiro Alvares et al., 2015).

Les participants débutaient par un échauffement de 15 minutes en alternant des exercices de renforcement des muscles RI et externes avec des bandes élastiques, et du rameur.

Le protocole de mesure était réalisé selon la position assise modifiée à partir de la position décrite par Davies (G. J. Davies, 1987; Edouard et al., 2011b). L'installation est représentée sur la Figure 28 ; Le dossier était incliné à 85° par rapport à l'assise, l'épaule positionnée en abduction de 45° dans le plan de la scapula, soit classiquement orienté à 30° par rapport au plan frontal, donnant le plan physiologie que l'abduction de l'épaule. L'axe du bras était positionné en regard de l'axe du dynamomètre et la longueur du bras de levier était déterminée par la position de la poignée, selon le confort de préhension du patient. La poignée était verrouillée en position de pronosupination neutre. Une butée de contre appui était placée au niveau de la cheville controlatérale et le participant pouvant saisir une poignée fixée à l'assise avec la main controlatérale.

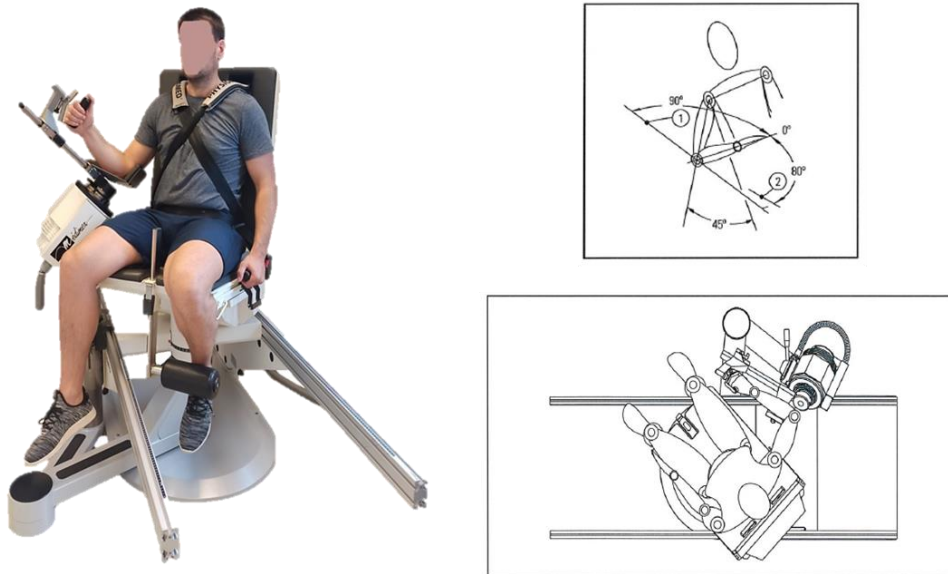


Figure 28 Installation sur le dynamomètre isocinétique pour l'évaluation des rotateurs d'épaule selon la position de Davies modifiée.

Dans cette position, le secteur angulaire de mesure est de 70° comprenant 20° en rotation interne et 50° en rotation externe, à partir de la position anatomique de référence en rotation neutre. La correction de gravité est appliquée pour l'ensemble des mesures et obtenue à partir d'un mouvement passif réalisé en amont des répétitions (Perrin et al., 1992). Cette correction est appliquée pour l'ensemble des paramètres mesurés.

Le protocole de mesure de force maximale était le suivant :

- 8-10 répétitions sous-maximales (RE+RI) à $180^\circ/s$ en modalité concentrique
- 3 répétitions sous-maximales (RE+RI) à $60^\circ/s$ en modalité concentrique
- 4-5 répétitions maximales (RE+RI) à $60^\circ/s$ en modalité concentrique avec encouragements
- 3 répétitions sous-maximales (RE+RI) à $60^\circ/s$ en modalité excentrique
- 3-4 répétitions maximales (RE+RI) à $60^\circ/s$ en modalité excentrique avec encouragements

Pour les badistes, une mesure à vitesse rapide était réalisée, comme conseillée par Edouard et Degache (Edouard & Degache, 2016) :

- 3 répétitions sous-maximales (RE+RI) à $240^\circ/s$ en modalité excentrique
- 4 répétitions maximales (RE+RI) à $240^\circ/s$ en modalité excentrique avec encouragement

Pour chaque test, l'examineur vérifiant que la vitesse isocinétique était atteinte afin de valider l'essai.

Les deux épaules étaient testées avec un ordre de passage variable.

Les moments de force étaient mesurés à une fréquence d'acquisition de 100Hz. Le paramètre collecté était le MFM, et nous avons calculé le MFM normalisé par rapport à la masse corporelle des participants.

L'index de symétrie (ou LSI, limb symmetry index, en anglais) était calculé selon la dominance

$$\text{Index de Symétrie} = (\text{MFM}_{\text{Non-Dominant}} / \text{MFM}_{\text{Dominant}}) \times 100 ;$$

Les ratios agoniste-antagoniste conventionnels étaient calculés pour la force concentrique et excentrique en considérant les RI comme les agonistes et les RE comme les antagonistes avec la formule suivante :

$$\text{Ratio conventionnel concentrique} = \text{MFM}_{\text{RE-concentrique}} / \text{MFM}_{\text{RI-concentrique}} ;$$

ou

$$\text{Ratio conventionnel excentrique} = \text{MFM}_{\text{RE-excentrique}} / \text{MFM}_{\text{RI-excentrique}}$$

Le ratio fonctionnel de décélération ('functional deceleration ratio', RF de décélération) est le plus étudié pour évaluer la capacité des RE à compenser la force concentrique des RI lors du geste sportif. Il était calculé à partir des mouvements réalisés à 60°/s et de la manière suivante :

$$\text{RF de décélération} = \text{MFM}_{\text{RE-excentrique } 60^\circ} / \text{MFM}_{\text{RI-concentrique } 60^\circ}$$

Pour les badistes, le ratio mixte était calculé à partir du mouvement à vitesse lente pour la MFM des RE en excentrique (60°/s) et rapide pour la MFM des RI en concentrique (240°/s) (Olivier & Daussin, 2019), notamment pour approcher des vitesses rapides plus semblables au geste sportif. Ce ratio était calculé de la manière suivante :

$$\text{RF mixte} = \text{MFM}_{\text{RE-excentrique } 60^\circ} / \text{MFM}_{\text{RI-concentrique } 240^\circ}$$

8.1.2 Amplitudes articulaires

Les amplitudes articulaires en rotation d'épaule étaient testées en décubitus dorsal, le bras positionné à 90° d'abduction d'épaule et le coude fléchi à 90° (Figure 29)

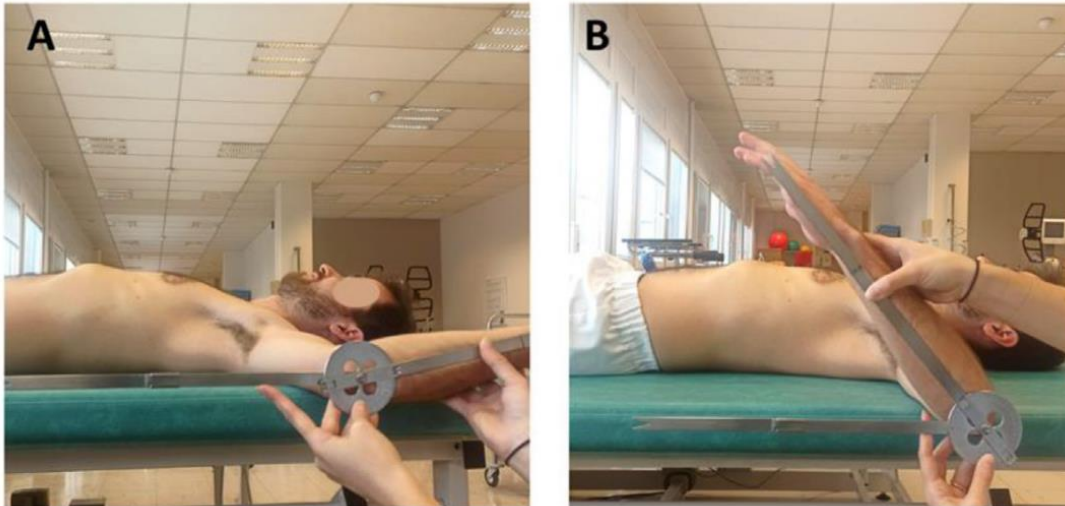


Figure 29 Méthodologie de mesure des amplitudes articulaire en rotation d'épaule

La stabilité de la scapula était contrôlée pour optimiser la fiabilité de la mesure (Wilk et al., 2009). Nous avons utilisé un goniomètre à longue branche et nous avons collecté l'amplitude en rotation interne et rotation externe, la somme correspondant à l'amplitude totale. Le déficit de rotation interne, appelé GIRD (glenohumeral internal rotation deficit) était calculé selon la formule:

$$\text{GIRD} = \text{AmplitudeRI}_{\text{non-dominant}} - \text{AmplitudeRI}_{\text{dominant}}$$

8.1.3 Blessures d'épaule

Les blessures d'épaule correspondaient aux douleurs d'épaule consécutives à la pratique sportive et ayant un impact sur la pratique sportive avec un arrêt sportif ou une modification de la pratique (adaptation de l'entraînement, arrêt de compétition) d'une durée au moins supérieur à 1 jour (Dick et al., 2007). Les blessures étaient évaluées par un médecin du sport qui faisait un diagnostic et avait recours, si besoin, à un examen d'imagerie. La sévérité correspondait à la durée de modification de pratique sportive.

8.2 ÉTUDE 1: SHOULDER ROTATIONAL STRENGTH AND RANGE OF MOTION IN UNILATERAL AND BILATERAL OVERHEAD ELITE ATHLETES

8.2.1 Résumé

Introduction : Les sports «overhead» présentent des caractéristiques biomécaniques communes nécessitant des mouvements répétés qui exposent au risque de déséquilibre musculaire avec des muscles RI relativement plus forts que les RE, étant un potentiel facteur de risque de blessures d'épaule. Cependant, ces sports présentent des caractéristiques biomécaniques différentes, notamment par l'utilisation de gestes unilatéraux (sports de lancer/raquette, ici badminton) ou bilatéraux (sports de propulsion simultanée ou alternative, ici natation), mais aussi dans la chaîne cinétique. Ainsi, nous proposons d'étudier et comparer la mobilité et la force musculaire isocinétique des muscles rotateurs d'épaule dans deux populations de sportifs «overhead» à savoir des badistes élités et des nageurs élités.

Méthode : Nous avons réalisé une étude transversale au sein du service de médecine du sport du Centre Hospitalo-Universitaire de Caen et l'Institut national du sport, de l'expertise et de la performance (INSEP). Lors de la visite de pré-saison, tous les participants ont rempli un questionnaire individuel comprenant les caractéristiques sociodémographiques, les informations sportives et les caractéristiques des blessures antérieures. Ils avaient également un examen standardisé de l'épaule avec mesure des amplitudes articulaires de rotation scapulo-humérale et un test isocinétique des muscles rotateurs de l'épaule. Les critères d'exclusion étaient les athlètes ayant une blessure à l'épaule actuelle ou récente (<3 mois) et ceux incapables d'effectuer le test isocinétique.

Résultats : Un total de 42 athlètes ont été inclus (âge moyen de $17,7 \pm 4,5$ ans ; 42,9 % de femmes), comprenant 18 nageurs ($16,1 \pm 2,4$ ans ; 44,4 % de femmes) et 24 joueurs de badminton ($18,8 \pm 5,4$ ans ; 41,7 % de femmes). La différence d'âge entre les groupes était significative ($p=0,049$). Les volumes d'entraînements n'étaient pas différents entre les groupes ($18,1 \pm 3,1$ h et $17,7 \pm 2,2$ h pour les nageurs et badistes, respectivement) mais avec un volume hebdomadaire plus important de renforcement musculaire pour les badistes comparativement aux nageurs ($3,8 \pm 0,4$ h et $2,9 \pm 0,8$ h, $p<0,001$).

Mobilité. Les badistes présentaient des amplitudes de rotation interne et totale plus faibles sur le côté dominant (par rapport au côté non-dominant). Les nageurs avaient une amplitude en rotation interne plus faible ($p < 0,001$) et une amplitude totale plus faible ($p < 0,001$) que les joueurs de badminton du côté non-dominant.

Le GIRD moyen était plus important chez les badistes par rapport aux nageurs ($10,10^\circ \pm 6,18^\circ$ vs $-1,94^\circ \pm 6,45^\circ$, $t = -6,14$, $p < 0,001$). Il n'y avait pas de corrélation significative entre le nombre d'années de compétition et l'amplitude de rotation ($p > 0,050$). Chez les joueurs de badminton, l'amplitude de rotation interne du côté dominant était faiblement corrélée avec le nombre d'années de compétition, mais ne montrait qu'une faible tendance non significative ($r = -0,36$, $p = 0,093$).

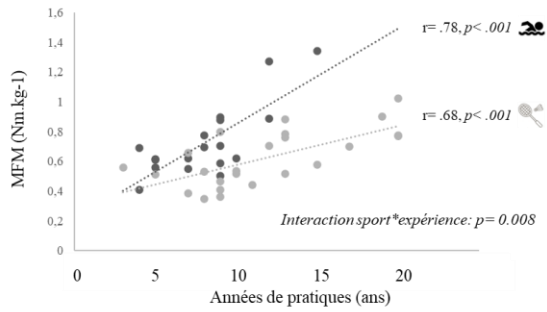
Force. Les badistes présentaient un MFM plus élevé en concentrique (RI et RE, $p < 0,001$) et des ratios conventionnels et fonctionnels plus faibles ($p < 0,050$ et $p < 0,001$ respectivement) sur le côté dominant (par rapport au côté non-dominant). Il n'y avait pas de différence significative chez les nageurs avec seulement une tendance non significative pour un MFM des RI (concentrique) plus élevé sur le côté dominant ($p = 0,055$). En ce qui concerne les différences entre les sports, les nageurs avaient un MFM plus élevé sur l'ensemble des tests du membre non-dominant ($p < 0,010$), ainsi qu'un MFM plus élevé des RE du côté dominant ($p < 0,050$) par rapport aux badistes. Aucune différence significative n'a été trouvée entre les sports pour les ratios conventionnels ni fonctionnels sur les côtés dominants et non-dominants. Enfin, les joueurs de badminton avaient des indices de symétrie plus faibles pour les RI ($p < 0,050$) et les RE ($p = 0,050$) par rapport aux nageurs.

Impact du nombre d'années de pratique compétitive. Les corrélations entre le nombre d'années de compétition et les MFM ou ratios agonistes-antagonistes avec analyse entre les sports sont présentées dans la Figure 30. Les nageurs et badistes avaient une corrélation positive modérée à forte et significative entre les MFM concentriques et la durée de leur carrière, sur le membre dominant et non-dominant ($r = 0,63-78$, $p < 0,001-0,005$). Cependant, seuls les nageurs avaient une corrélation positive significative entre le MFM excentrique des RE et la durée de leur carrière ($r = 0,71-72$, $p < 0,001$). De plus, il y avait une corrélation négative significative entre le RF de décélération et la durée de leur carrière sur le membre dominant pour l'ensemble des athlètes, ainsi que sur le côté non-dominant pour les badistes. L'étude de l'interaction durée de carrière * type de sport montrait que les nageurs avaient des MFM plus élevés avec les années de pratique par rapport aux badistes. En revanche il n'y avait pas d'interaction significative pour les ratios agonistes-antagonistes ni pour les indices de symétrie.

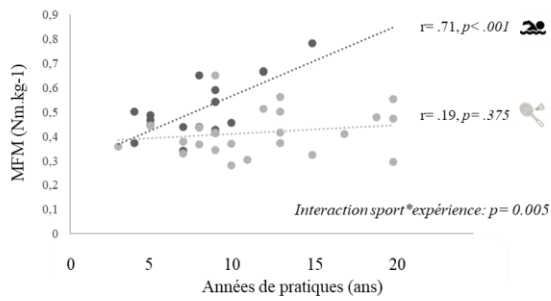
Moment de force maximal

Dominant

1) Rotateurs internes (*concentrique*)

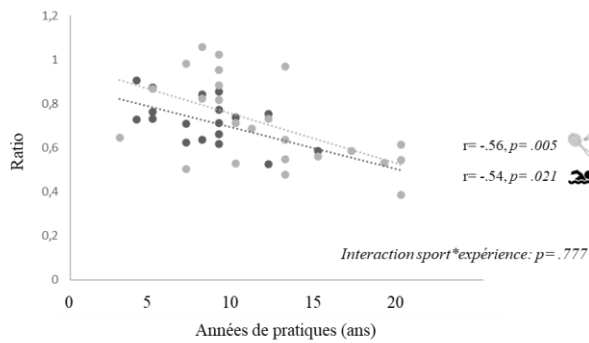


2) Rotateurs externes (*excentrique*)



Ratio

2) Fonctionnel



Non dominant

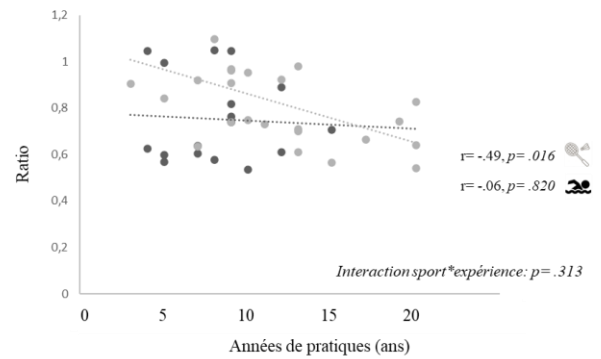
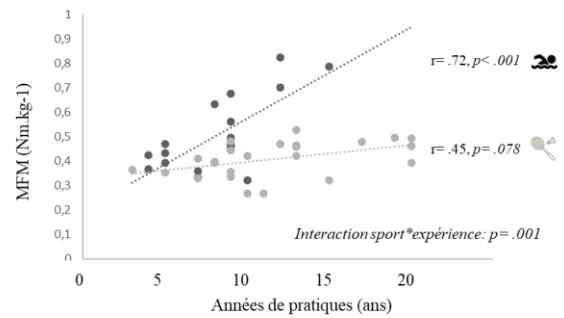
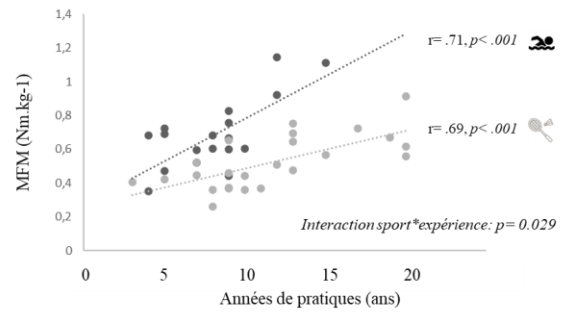


Figure 30 Corrélation entre les paramètres de force musculaire (moment de force maximal et ratio) en fonction du nombre d'années de pratique, avec les différences entre les sports (n=42).

Discussion :

Il s'agit de la première étude comparant le profil biomécanique d'épaule, comprenant la mobilité et la force musculaire isocinétique des rotateurs d'épaule chez des athlètes élités pratiquant des sports « overhead », qu'ils soient unilatéraux ou bilatéraux, et évaluant l'effet du nombre d'années de compétition sur la force des muscles rotateurs l'épaule.

Les résultats confirment que les joueurs de badminton ont des amplitudes plus faibles en rotation interne et en rotation totale sur le côté dominant, avec une tendance à une diminution de l'amplitude de rotation interne avec les années de pratique compétitive en badminton. Des données antérieures ont soutenu la perte pathologique de l'amplitude de rotation interne entre les saisons chez les athlètes professionnels «overhead» (Shanley et al., 2012), exposés au risque de blessures aux membres supérieurs, en particulier si cela s'accompagne d'une perte de l'amplitude de rotation totale (Johnson et al., 2018).

Concernant la force musculaire, les nageurs ont des RI plus forts que les joueurs de badminton, mais seulement sur le côté non-dominant ce qui semble être associé aux adaptations spécifiques au sport (Cools et al., 2015; D.-K. Kim et al., 2020). Alors que des différences controlatérales physiologiques ont été décrites comme un changement adaptatif à un entraînement intensif chez les athlètes pratiquant des sports «overhead» unilatéraux, l'asymétrie de la force des rotateurs de l'épaule a été définie comme une asymétrie supérieure à 15 % et pourrait être associée à un risque accru de blessures à l'épaule (de Lira et al., 2019; Hadzic et al., 2014).

Nos résultats montrent également que les nageurs ont une tendance non significative à avoir des muscles RI plus forts sur le côté dominant. Ce déséquilibre a été décrit (Olivier et al., 2008) et est considéré comme une asymétrie fonctionnelle avec des RI plus forts impliqués dans la phase de traction du côté dominant, en raison de la dominance, du contrôle moteur et de la technique de natation (Gozlan et al., 2006; Morais et al., 2020)

En ce qui concerne les ratios agonistes-antagonistes, les nageurs et les badistes avaient des ratios conventionnels et fonctionnels similaires. Le RF de décélération variait de 0,71 à 0,83. Ce ratio a été décrit pour évaluer l'action excentrique des RE, contribuant à la stabilité dynamique de l'articulation scapulo-humérale lors de mouvements «overhead», tels que la phase de décélération du lancer (Cools et al., 2015) ou lors de la phase de propulsion en natation (Gaudet et al., 2018). Chez les sportifs «overhead», des ratios supérieurs à 1,0 sont considérés comme des valeurs de référence dans la littérature (Andrade et al., 2013; Guney et al., 2016; Saccol et al., 2010). Un RF de décélération plus faible a été associé à un risque accru de blessures à l'épaule dans des études

prospectives chez les athlètes pratiquant des sports «overhead» (Bagordo et al., 2020; Edouard et al., 2013).

Les MFM concentriques étaient corrélés avec le nombre d'années de pratique compétitive dans les deux sports, mais l'analyse d'interaction a révélé que les nageurs avaient une augmentation plus importante de tous les MFM avec les années. En fait, la majeure partie de la puissance propulsive repose sur la force propulsive des membres supérieurs, notamment par une rotation interne puissante (Morais et al., 2020) et la force des rotateurs mesurée par dynamométrie isocinétique est corrélée à la performance de nage (Olivier & Daussin, 2018). Pour les deux sports, cette augmentation de force prédomine sur les RI avec, pour conséquence, une diminution du RF avec les années de pratique. De manière inattendue, le RF de décélération était négativement associé aux années de compétition uniquement pour le côté dominant chez les nageurs, et pour les 2 côtés chez les badistes. Cela corrobore le concept d'asymétries fonctionnelles chez les nageurs avec une plus grande force des muscles RI sur le côté dominant, qui augmente avec le temps (Morais et al., 2020; Olivier et al., 2008). En revanche, les joueurs de badminton avaient une diminution significative du RF de décélération avec les années de compétition, des deux côtés. En fait, une étude récente a trouvé des résultats similaires avec des ratios agoniste-antagonistes, mesurés par dynamométrie manuelle, plus faibles de manière bilatérale chez des badistes élités adultes par rapport aux adolescents (Stausholm et al., 2021). Nous formulons l'hypothèse que les programmes de renforcement impliquant des exercices symétriques bilatéraux induisent un gain symétrique mais déséquilibré (agonistes-antagonistes) de la force.

8.2.2 Article publié

Shoulder Rotational Strength and Range of Motion in Unilateral and Bilateral Overhead Elite Athletes

Joffrey Drigny,^{1,2,3} Henri Guermont,¹ Emmanuel Reboursière,¹ and Antoine Gauthier²

¹Service de Médecine du Sport, CHU de Caen Normandie, UNICAEN, Normandie Univ, Caen, France; ²INSERM, COMETE, GIP CYCERON, UNICAEN, Caen, France;

³Service de Médecine Physique et de Réadaptation, CHU de Caen Normandie, UNICAEN, Normandie Univ, Caen, France

Context: Overhead athletes place tremendous demands on the shoulder complex, which result in adaptive kinematics but potential susceptibility to injury. This study aimed to compare shoulder glenohumeral range of motion (ROM) and rotator muscles strength in bilateral and unilateral overhead sports. **Design:** Cross-sectional study; secondary care. **Methods:** Forty-two elite athletes (17.7 [4.5] y; 42.9% female), including 18 swimmers and 24 badminton players, were included. Preseason glenohumeral rotation ROM and isokinetic shoulder internal and external rotator muscles strength was tested ($60^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$). Bilateral (nondominant:dominant) and agonist:antagonist (external rotator:internal rotator) conventional and functional deceleration ratios (eccentric to concentric) were calculated. The impact of sport and number of competitive years on shoulder ROM and strength was tested. **Results:** Badminton players had greater glenohumeral internal rotation deficit, total ROM deficit, and lower bilateral strength ratio than swimmers ($P < .050$). Rotational strength was positively associated with the competitive years, but greater in swimmers ($P < .050$) and on the internal rotator ($P < .001$). The functional deceleration ratio was negatively associated with the competitive years on the dominant side in swimmers and for both sides in badminton. **Conclusions:** Unilateral overhead athletes had greater ROM and rotational strength asymmetries than bilateral athletes. Interestingly, the functional deceleration ratio was lower over time on the dominant shoulder for both sports, but, surprisingly, also on the nondominant shoulder in badminton, potentially creating a greater risk for shoulder injuries.

Keywords: overhead sports, shoulder kinematics, strength imbalance, isokinetics

Overhead sports involve complex and skilled shoulder movements such as various throwing, and overhead racquet actions, or propulsion during swimming. The mechanics of the overhead motions share many similarities as they require flexibility, strength, coordination, and neuromuscular control.¹ Many overhead sports, such as throwing and racquet sports, require successive unilateral high-velocity overhead movement patterns (cocking, accelerating, and releasing). Conversely, swimming involves continuous bilateral (alternative or simultaneous) shoulder circumduction in clock-wise and counterclockwise directions.²

Shoulder injuries and pain are frequent in competitive overhead sports, and most are overuse injuries due to repetitive and excessive stresses imposed on the athlete's shoulder.¹ Risk factors have been identified such as poor shoulder kinematics, including glenohumeral range of motion (ROM), and deficit and rotator muscle strength imbalance, resulting in shoulder malpositioning.^{3,4}

Although many studies have described altered shoulder profiles in various overhead sports, previous research has often considered overhead athletes to be one and the same population regardless of the use of unilateral or bilateral overhead motion.^{4,5} However, acquired pathological alterations of shoulder kinematics in the overhead athletes occur from adaptive change resulting from repetitive and extreme demands of overhead activity, which differs according to the type of either unilateral, or bilateral movement.⁶ Recently, Vargas et al⁷ compared strength balance ratios between different overhead sports, but only on the dominant shoulder, and without considering the influence of unilateral or bilateral sports. While unilateral disciplines involve tremendous demand on the dominant

limb and bilateral disciplines appears more symmetrical, the specific impact on shoulder mobility and strength remains unclear, and literature describing these different profiles is missing.

The main objective is to compare both the isokinetic shoulder rotational ROM and the rotator muscles strength profile, separately, in bilateral and unilateral overhead sports represented with elite swimmers and badminton players, respectively. In addition, we aimed to investigate the association between the number of competitive years on both ROM and rotator muscles strength among the participants.

Method

Study Design

A bicentric cross-sectional cohort study was conducted in the sport medicine department of a university hospital center and the National Institute of Sport among elite swimmers and elite badminton players, with secondary analysis of data. The protocol was approved by an independent ethics committee for research (Bio-medical and Public Health Research Committee, center Hospitalier Universitaire Caen Normandie; ID: CLERS-1459) and the informed consent of each of the participants, or legal representative, was obtained. The protocol was conducted according to the Declaration of Helsinki. The study protocol was reported in the Clinical Trial database (NCT04641520). At preseason, all participants completed a comprehensive self-administered questionnaire (sociodemographic status, sport characteristics with career length, and previous injuries). They also had a standardized shoulder examination with glenohumeral rotation ROM measurement and an isokinetic testing of the shoulder rotator muscles as described below.

Drigny (j.drigny@gmail.com) is corresponding author.

Participants

Participants were included on a voluntary basis. Inclusion criteria were elite athletes aged 13–30 years, practicing badminton or swimming competitively, and training daily with a minimum of 14 hours per week. Exclusion criteria were athletes with a current or recent (<3 mo) shoulder injury and those unable to perform the isokinetic test. Forty-two athletes were included (mean age 17.7 [4.5] y; 42.9% female), including 18 swimmers (16.1 [2.4] y; 44.4% female) and 24 badminton players (18.8 [5.4] y; 41.7% female) (Table 1).

Procedures

Range of Motion. The glenohumeral rotation ROM were assessed in the supine position with the shoulder abducted to 90°, elbow flexed at 90°, and the scapula manually stabilized on both dominant side (DS) and non-DS, and values (in degrees) were collected for internal, external, and total rotation ROMs.⁸ The glenohumeral internal rotation deficit (GIRD) or total rotation deficit (TROMD) were calculated as the difference in passive internal or total rotation ROM between the non-DS and the DS.⁸

Isokinetic Strength. The isokinetic shoulder rotator muscles strength profile was assessed using a Con-Trex[®] isokinetic dynamometer (18 swimmers and 14 badminton players; Con-Trex MJ, CMV AG) and a Biodex[®] dynamometer system 3 (10 badminton players, Biodex Corp). Participants were placed in a seated position, with 45° of shoulder abduction in the scapular plane⁹ (Figure 1). The peak torques (in newton meters) and ROM (in degrees) were recorded. The ROM for testing was fixed at 70° (20° for internal rotation and 50° for external rotation). Data were collected from a set of 4 maximal concentric contractions of both internal rotators (IRs), and external rotators (ERs), at 60°·s⁻¹ (conIR and conER), and a set of 4 maximal eccentric contractions of ER at 60°·s⁻¹ mode (eccER). Gravity compensation data and corrections were incorporated. The studied variables were PT (in newton meters per kilogram) of IR and ER muscles, the concentric agonist:antagonist (conER:conIR) conventional ratio, and the functional deceleration eccentric to concentric ratio eccER:conIR, for both the DS and non-DS.¹⁰ Also, we calculated the bilateral ratio (non-DS:DS) for concentric ER and IR peak torques.

Statistical Analyses

The normality of the data was assessed by the Kolmogorov–Smirnov test ($P > .05$). An independent Student *t* test was used to determine between-group differences, and a paired Student *t* test was used to determine side-to-side differences on the studied



Figure 1 — Setup for isokinetic testing of shoulder internal and external rotators in the seated position.

Table 1 Characteristics of Participants (N = 42)

	Total N=42	Swimmers n = 18	Badminton players n = 24	Between-sport difference P
Age, mean (SD), y	17.7 (4.5)	16.1 (2.3)	18.8 (5.4)	.049
Female, n (%)	18 (42.9%)	8 (44.4%)	10 (41.7%)	.857
Body weight, mean (SD), kg	63.7 (12.3)	62.1 (12.8)	67.8 (11.5)	.306
Right dominant arm, n (%)	38 (90.5%)	17 (94.4%)	21 (87.5%)	.448
Career lengths, mean (SD), y	10.2 (4.4)	8.2 (2.9)	11.7 (4.8)	.010
History of shoulder injury	19 (45.2%)	10 (55.6%)	9 (37.5%)	.245
Total weekly training, h	17.9 (2.6)	18.1 (3.1)	17.7 (2.2)	.566
Total weekly specific training, h	14.4 (2.6)	15.2 (3.2)	13.8 (2.1)	.034
Total weekly resistance training, h	3.4 (0.9)	2.9 (0.8)	3.8 (0.4)	<.001
Front-crawl specialist, n (%)		8 (44%)		
Symmetric stroke, n (%)		5 (28%)		
Sprint < 200 m, n (%)		10 (56%)		
Double-game specialist, n (%)			12 (50.0%)	

variables. Pearson correlations were used to determine the correlations between the number of competitive years and ROM, PT, and ratios. The size of the Pearson correlation coefficient r was considered weak if .3 to .5, moderate if .5 to .7, and strong if $> .7$. An analysis of covariance analysis with interaction effect of competitive years \times sports was performed. Statistical analyses were performed with SPSS (version 25.0) for Windows.

Results

Data for ROM and isokinetic strength parameters with statistical analysis for side-to-side and between-sports differences are presented in Table 2.

Range of Motion

Badminton players had lower internal and total ROM on the DS (vs non-DS), whereas swimmers did not have significant differences between the DS and non-DS for all ROMs. Regarding between-sports differences, swimmers had lower internal ROM ($t = -4.84$, $P < .001$) and total ROM ($t = -3.86$, $P < .001$) than badminton players on the non-DS. The mean GIRD was greater in badminton players compared with swimmers (10.10° [6.18°] vs -1.94° [6.45°], $t = -6.14$, $P < .001$). The mean TROMD was greater in badminton players compared with swimmers (7.26° [10.13°] vs -3.33° [7.67°], $t = -3.71$, $P < .001$). There was no significant correlation between the number of competitive years and the change in ROM (all $P > .050$ among swimmers and badminton).

Table 2 Shoulder Testing With (a) Glenohumeral Rotation ROM and (b) Isokinetic Shoulder Rotator Muscles Strength for the Participants (N = 42) With Between-Groups and Side-to-Side Analysis

	Swimmers (n = 18)					Badminton players (n = 24)						
	Dominant		Nondominant		Side-to-side difference	Dominant		Nondominant		Side-to-side difference		
	Mean (SD)	95% CI	Mean (SD)	95% CI		Mean (SD)	95% CI	Mean (SD)	95% CI			
(a) ROMs, mean (SD), $^\circ$												
Internal rotation	50.28 (9.77)	45.42 to 55.13	48.33 (9.55)	43.58 to 53.08	-1.28	.218	54.50 (10.80)	49.83 to 59.17	65.04 (11.97) ^{a,***}	0.45 to 0.59	-6.02	<.001
External rotation	96.39 (8.54)	92.14 to 100.64	95.00 (7.28)	91.38 to 98.62	-1.32	.205	100.64 (9.50)	96.53 to 104.75	97.67 (9.71)	0.32 to 0.40	-4.44	<.001
Total rotation	146.67 (14.85)	139.28 to 154.05	143.33 (14.35)	136.20 to 150.47	-1.84	.083	155.14 (15.12)	148.60 to 161.68	162.72 (17.12) ^{a,***}	0.38 to 0.44	-6.60	.535
Asymmetry												
GIRD		-1.94 (6.45)		-5.15 to 1.26		—		10.10 (6.18) ^{a,***}		7.98 to 13.10		—
TROMD		-3.33 (7.67)		-7.14 to 0.48		—		7.26 (10.13) ^{a,***}		3.15 to 12.00		—
(b) Peak torque, mean (SD), $N \cdot m \cdot kg^{-1}$												
conIR	0.73 (0.25)	0.61 to 0.86	0.69 (0.21)	0.58 to 0.79	-2.06	.055	0.62 (0.19)	0.53 to 0.70	0.52 (0.16) ^{a,***}	0.45 to 0.59	-6.02	<.001
conER	0.47 (0.13)	0.40 to 0.53	0.45 (0.11)	0.39 to 0.51	-1.24	.231	0.39 (0.08) ^{a,*}	0.36 to 0.43	0.36 (0.09) ^{a,***}	0.32 to 0.40	-4.44	<.001
eccER	0.51 (0.12)	0.46 to 0.57	0.50 (0.16)	0.43 to 0.58	-0.55	.588	0.42 (0.09) ^{a,*}	0.38 to 0.46	0.41 (0.07) ^{a,***}	0.38 to 0.44	-6.60	.535
Ratio, mean (SD)												
Agonist-antagonist												
conER:conIR	0.65 (0.11)	0.60 to 0.71	0.68 (0.13)	0.61 to 0.74	.88	.393	0.66 (0.14)	0.61 to 0.73	0.71 (0.12)	0.66 to 0.77	2.14	.043
eccER:conIR	0.72 (0.10)	0.67 to 0.78	0.75 (0.18)	0.66 to 0.84	.78	.448	0.71 (0.20)	0.64 to 0.81	0.83 (0.21)	0.74 to 0.92	3.77	.001
Bilateral												
IR		0.95 (0.12)		0.89 to 1.01		—		0.85 (0.13) ^{a,*}		0.80 to 0.91		—
ER		0.98 (0.11)		0.93 to 1.03		—		0.92 (0.09) ^{a,*}		0.87 to 0.95		—

Abbreviations: CI, confidence interval; con, concentric; ecc, eccentric; ER, external rotator; GIRD, glenohumeral internal rotation deficit; IR, internal rotator; ROM, range of motion; TROMD, total rotation range of motion deficit.

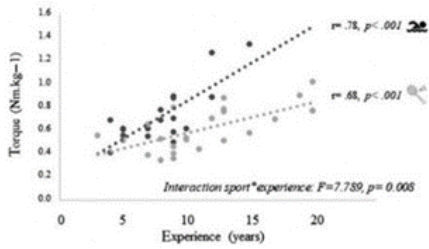
^aSignificant difference between groups (swimmers vs badminton players).

* $P < .050$. ** $P < .010$. *** $P < .001$.

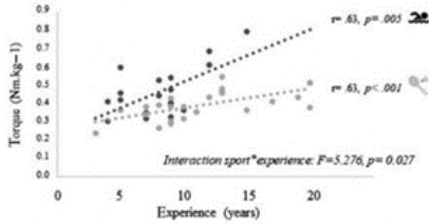
A

Dominant side

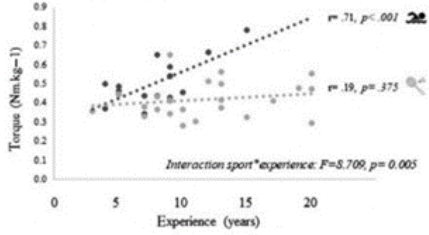
(1) Internal rotators (*concentric*)



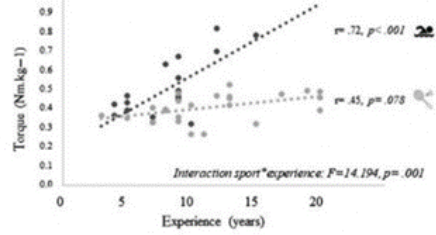
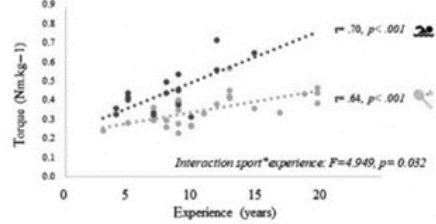
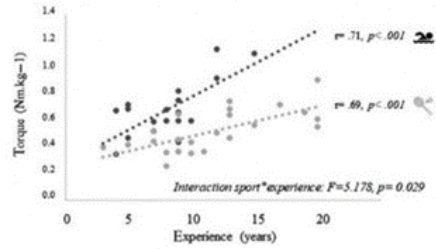
(2) External rotators (*concentric*)



(3) External rotators (*eccentric*)



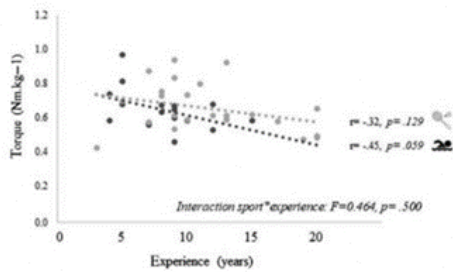
Nondominant side



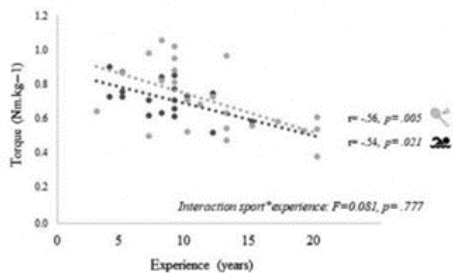
B

Dominant side

(1) Conventional (*ERcon : IRcon*)



(2) Functional (*ERecc : IRcon*)



Nondominant side

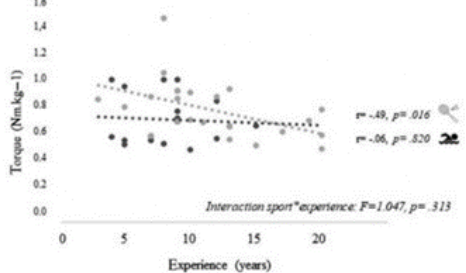
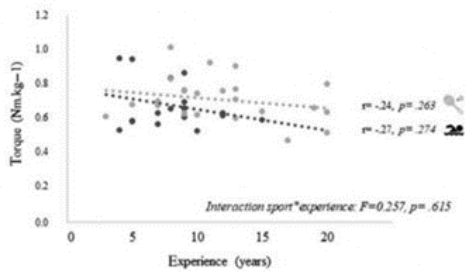


Figure 2 — Effect of the number of competitive years on the shoulder rotator muscles' (A) peak torques and (B) ratios among swimmers (n = 18) and badminton players (n = 24). con indicates concentric; ecc, eccentric; ER, external rotator; IR, internal rotator.

players). In badminton players, the internal ROM on the DS had a low correlation with the number of competitive years but showed only a weak trend toward statistical significance ($r = -.36$, $P = .093$).

Isokinetic Strength

Badminton players had greater PT for conIR ($t = -6.02$, $P < .001$) and conER ($t = -4.44$, $P < .001$), and lower conventional ($t = 2.14$, $P = .043$), and functional ratios ($t = 3.77$, $P = .001$) on the DS (vs non-DS). In swimmers, only the conIR have shown a strong tendency toward significance for greater PT on the DS (vs non-DS; $t = -2.06$, $P = .055$). Regarding between-sport differences, swimmers had greater PT for both conIR ($t = 2.93$, $P = .006$), conER ($t = 2.93$, $P = .006$), and eccER ($t = 2.68$, $P = .011$) than badminton players on the non-DS and greater PT for both conER ($t = 2.25$, $P = .030$) and eccER ($t = 2.99$, $P = .005$) on the DS. No difference was found between sports for conventional nor functional ratio on both dominant and non-DS. Finally, badminton players had lower bilateral ratios for IR ($t = 2.48$, $P = .017$) and ER ($t = 2.02$, $P = .050$) compared with swimmers.

Effect of Cumulative Competitive Years of Practice

Correlations between the number of competitive years and shoulder rotators PT and agonist:antagonist ratios among sports are presented in Figure 2. Swimmers and badminton players had significant moderate to strong positive correlations between conIR or conER and the career length for both DS and non-DS ($r = .63-.78$, $P < .001-.005$). However, only swimmers had a significant positive correlation between eccER and the career length for both DS and non-DS ($r = .71-.72$, $P < .001$). Also, there was a significant negative correlation between the functional ratio and the career length not only on the DS for both swimmers and badminton players, but also on the non-DS in badminton players. No significant correlation was found between the conventional ratio and the number of competitive years, with only a strong tendency toward significance for lower conventional ratio over time among swimmers ($r = -.45$, $P = .059$). Finally, no statistically significant association was found between isokinetic bilateral ratios and the number of competitive years.

Regarding the interaction effect of experience \times sports, swimmers had greater PTs on both DS and non-DS with the cumulative competitive years compared with badminton players for conIR, conER, and eccER (Figure 1). Interaction terms were not significant for agonist-antagonist nor bilateral ratios.

Discussion

This is the first study to compare the shoulder profile including shoulder rotation ROM and rotator muscle strength with ratios in elite overhead athletes from unilateral and bilateral overhead sports and assessing the effect of the number of competitive years on the shoulder rotational strength.

Range of Motion

The present results confirm that badminton players have lower internal and total rotation ROMs on the DS, with a tendency for a decrease in internal rotation ROM with the years of competitive badminton practice. Previous data supported the pathologic loss of internal rotation ROM between seasons in professional overhead athletes¹¹ at risk for upper-extremity injuries, especially if

combined with a loss of total rotation ROM.⁸ On the contrary, swimmers had similar low internal and total rotation ROM on both sides, thus, lower internal and total rotation ROM than badminton players on the non-DS. Literature supports swimmers are exposed to internal rotation ROM deficit with posterior capsule or the posterior cuff muscles may be tight, thus restricting motion, and can increase anterior humeral translation and superior humeral translation with forward flexion.¹² However, they are controversial data regarding side-to-side differences for internal rotation restriction in swimmers. If asymmetry in ROM is unexpected in swimmers, greater internal rotation deficit on the DS have been described and could be attributed to preference for breathing on the DS or the use of the dominant arm for other activities in recreational swimmers.¹³ However, previous studies among elite competitive swimmers with high level of practice and competition have shown similar results as the present study with no significant differences in internal rotation ROM between the DS and the non-DS.^{14,15}

As a consequence, the mean GIRD was significantly greater in badminton players compared with swimmers, but the mean value remained lower than the current definition of pathological GIRD in overhead athletes (asymmetry greater than 18°).⁸ Previous studies have described a significantly greater GIRD in unilateral overhead athletes compared with swimmers including tennis players¹⁶ or baseball players.¹⁵ In addition, the mean TROMD was also significantly greater in badminton players compared with swimmers. A TROMD $>5^\circ$ was reported as being predictive of injury, and pathological GIRD has been defined by the association of GIRD $>18^\circ$, and a TROM $>5^\circ$, characterizing the importance of ER to make up for the loss IR on the DS.⁸

Isokinetic Strength

Regarding shoulder rotational strength, swimmers have stronger ER muscles than badminton players for both DS and non-DS. Similarly, swimmers had stronger IR muscles than badminton players, but this difference was only significant on the non-DS. Thus, the rotational strength appears to be associated to the sport-specific adaptations leading to a relative greater strength for the shoulder IR muscles on the dominant arm in unilateral overhead sports, as they involve repetitive concentric IR motor actions.³

Regarding agonist:antagonist ratios, badminton players and swimmers had similar conventional agonist-antagonist ratios from 0.65 to 0.71. It has been suggested that values should be between 0.66 to 0.75 for joint stability, with a value below 0.66 characterizing muscle imbalances, which increase the risk for injury or instability.³ Also, the functional deceleration ratio was similar in swimmers and badminton players and ranged from 0.71 to 0.83. This ratio, defined as the eccentric to concentric ratio (eccER:conIR), has been considered to evaluate the eccentric action of the antagonist muscles, contributing to dynamic glenohumeral joint stability during specific athletic overhead movements such as decelerating the humerus in the deceleration phase of throwing^{3,17} or counteracting the propulsive internal rotation during the pull-through phase of swimming.¹⁸ This ratio has been studied mainly in overhead athletes, in which ratios above 1.0 are considered reference values.¹⁹ Lower functional ratio was associated with increased risk of shoulder injuries in prospective studies among overhead athletes, including badminton players,²⁰ and swimmers.²¹

Regarding bilateral differences, only badminton players are stronger on both ER and IR on the DS compared with the non-DS with lower bilateral ratio on both IR and ER muscles. Also, badminton players had lower functional and conventional agonist:antagonist ratios on the DS. Bilateral imbalance had been previously found in

skilled badminton players, for both strength values and agonist: antagonist ratios.^{22,23} While physiological contralateral differences has been described as an adaptative change to high-volume training in unilateral overhead athletes, shoulder rotator strength asymmetry has been defined as a contralateral difference greater than 15, and could be associated with an increased risk of shoulder injuries.²⁴ Our results have showed that swimmers also tend to have stronger IR on the DS compared with the non-DS. Bilateral imbalance has been studied in swimmers in both land based and swimming test, and considered as functional asymmetries with greater IR muscles that are involved in the pull-up phase for the DS, due to dominance, motor control, and swimming technique.²⁵

Effect of the Cumulative Competitive Years on the Shoulder Profile

Concentric peak torques were correlated with the cumulative competitive years in both sport and the interaction analysis found that swimmers had greater increased in all peak torques with the cumulative competitive years. Previous studies demonstrated that a competitive swim season is associated with an increase in shoulder rotational strength in elite adolescent swimmers.²¹ In fact, most of the forward propulsive power rely on the propulsive thrust from upper limbs including shoulder rotational strength. Moreover, the swimming propulsive thrust represents a low-speed/high-resistance movement compared with fastball speed/high swing frequency and short-interval time of badminton plays, and swimming biomechanics is more conducive to developing strength.

For both sports, a greater gain in IR muscles with relatively lower gain in ER muscles in the eccentric mode resulted in lower functional ratio over time. This muscle imbalance may worsen as an adaptation to the stroke and smash motion with a strong motor action of IR and a stabilizing/decelerating action of ER muscles. Thus, ER muscles do not increase their strength proportionally like IR muscles. Moreover, overuse or injury-mediated tendon degeneration of ER muscle and tendon in athletes expose to declining properties over time.²⁶

Unexpectedly, regarding the bilateral and unilateral action of swimming and badminton, respectively, the functional ratio was negatively associated with year of competitive years only for the DS in swimmers, but for both DS and non-DS in badminton players.

Swimmers had a greater association between the increase in concentric IR and the competitive years in the DS compared with the non-DS ($r = .78$ and $r = .71$), while eccentric ER had similar correlation over years on both sides ($r = .71$ and $r = .72$). Although bilateral asymmetry is unexpected in swimming,²⁷ previous studies support the concept of functional asymmetries with greater strength for IR muscles on the DS, that increase over time.²⁵ In fact, IR muscles are particularly involved in the pull-through phase of the stroke, and asymmetrical force exertion was observed in swimmers during tethered swimming and/or land-based test.^{28,29} Asymmetries in swimming have been attributed to both intrinsic and adaptive factors, including adaptive responses to training.³⁰ Breathing laterality have been hypothesized for explaining bilateral asymmetry in front crawl, but conclusions are inconsistent.^{28,31} Nevertheless, asymmetrical force in confirmed swimmers do not seem to be critical for performance, especially sprint distance.²⁸

On the contrary, badminton players had bilateral similar association between concentric IR and competitive years ($r = .68$ and $r = .69$) but a nonsignificant lower association for eccentric ER over time ($r = .45$ and $r = .19$), resulting in a significant decrease of

the functional ratio with the competitive years, on both sides. In fact, previous findings suggest that playing consecutive badminton matches, in elite junior badminton players, induced changes on the shoulder profile of both DS and non-DS.³² Also, a recent study found similar results with lower ER and ER:IR ratios, using a handheld dynamometer, in adults compared with adolescent elite Danish badminton players for both DS and non-DS.³³ Moreover, the impact of resistance training involving bilateral symmetrical exercises could explain a symmetrical gain over years among unilateral overhead athletes. We hypothesized that the strengthen-ing programs involving bilateral symmetrical exercises induced a symmetrical gain in concentric strength. Our results highlighted that badminton players attended more weekly resistance training sessions compared with swimmers (3.8 [0.4] vs 2.9 [0.8] sessions/ wk), thus, the impact of muscle strengthening on rotators strength profile might be greater in badminton players.

In the present study, swimmers were younger than the badminton players and had shorter careers. In fact, this difference reflects actual differences in the age of peak competitive performance between swimmers and badminton players, as the literature supports that peak performance in swimming occurs at a younger age than in badminton.³⁴ While elite athletes tend to be increasingly older in both sports, top swimmers are still younger than elite badminton players, and have fewer years of competitive participation.^{35,36} Furthermore, the current results suggest a positive correlation between age and peak torques in both sports, whereas swimmers had greater peak torques despite being younger, so this is unlikely that age or career length could be possible confounders that could explain the difference in strength between groups.

Practical Applications

In both unilateral and bilateral overhead elite athletes, preventive strategies may help to reduce the shoulder rotational ROM and rotator muscle imbalance that worsen over time. Strengthening exercise of ER muscles, especially in eccentric mode, should be considered to balance the progressive increase in IR due to sport practice and performance-enhancing strengthening exercises. Specific eccentric exercise program appears to be efficient in decreasing the functional ratio imbalances in racket sports,³⁷ and further studies are needed to evaluate the long-term effect of specific programs on the change in shoulder rotational peak torques and ratios for both unilateral and bilateral overhead athletes. These strategies could help to prevent the worsening of the shoulder functional ratio imbalance over years and provide sufficient stability of the glenohumeral joint during the forehand smash/propulsion phase. Preliminary studies have shown the negative impact of a low functional ratio on the risk of shoulder injury in both swimming,²¹ and badminton,²⁰ and further studies are needed to test the effect of such preventive strategies on the risk of shoulder injury. Overall, paying more attention to muscle imbalances may indeed be recommended in dry-land training for these athletes. Also, specific prevention programs with posterior capsule stretching without overstressing the anterior capsule could help to limit internal and total glenohumeral rotation restrictions at risk for upper limb injuries.³

Limitations and Future Directions

These results are presented with caution and limitations need to be discussed. First, swimmers were younger than badminton players and had shorter career length which is consistent with the

actual age difference between elite swimmers and badminton players as discussed above. Second, the angular velocity of the isokinetic test was $60^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$, which is slow compared with the functional movements in both sports. Further studies are needed to test the sport-specific adaptations in peak torques and ratios for increased angular velocity testing and changes over time. Also, 2 isokinetic devices were used but they demonstrated good inter-machine reliability for PT assessment.³⁸ Finally, some teams described isokinetic assessment of shoulder rotator muscles using various positions. However, Davies' seated position has high reliability and good clinical practical implications.⁹

Conclusions

This study was the first to assess and compare the shoulder strength and ROM between unilateral and bilateral asymptomatic overhead athletes among badminton players and swimmers, respectively. Badminton players had greater GIRD and TROMD than swimmers who had similar low internal and total rotation ROM on both sides. Regarding rotational strength, swimmers had stronger ER and IR on the non-DS, and stronger ER on the DS compared with badminton players. In both sports, the rotational strength was positively associated with the number of competitive years, but greater on the IR. Thus, the functional deceleration ratio was lower over time on the DS for both sports, but surprisingly also on the non-DS in badminton, at risk for shoulder injuries in both sports. Further clinical studies should be conducted to investigate the effectiveness of specific preventive programs to counteract the strength and/or ROM imbalances highlighted in the present study, and test the impact on the incidence of upper limb injuries over time in overhead athletes.

Acknowledgments

The authors thank all the swimmers and badminton players who participated, their coaches and physical therapists, and especially M. Gaëtan Mittelheisser PT and Dr Philippe Le Van, MD for their important contribution.

References

1. Wilk KE, Obma P, Simpson CD, Cain EL, Dugas J, Andrews JR. Shoulder injuries in the overhead athlete. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(2):38–54. PubMed ID: 19194026 doi:10.2519/jospt.2009.2929
2. Tovin BJ. Prevention and treatment of swimmer's shoulder. *North Am J Sports Phys Ther.* 2006;1(4):166–175.
3. Cools AM, Johansson FR, Borms D, Maenhout A. Prevention of shoulder injuries in overhead athletes: a science-based approach. *Braz J Phys Ther.* 2015;19(5):331–339. PubMed ID: 26537804 doi:10.1590/bjpt-rbf.2014.0109
4. Tooth C, Gofflot A, Schwartz C, et al. Risk factors of overuse shoulder injuries in overhead athletes: a systematic review. *Sports Health.* 2020;12(5):478–487. PubMed ID: 32758080 doi:10.1177/1941738120931764
5. Pozzi F, Plummer HA, Shanley E, et al. Preseason shoulder range of motion screening and in-season risk of shoulder and elbow injuries in overhead athletes: systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2020;54(17):1019–1027. PubMed ID: 31937577 doi:10.1136/bjsports-2019-100698
6. Borsa PA, Laudner KG, Sauers EL. Mobility and stability adaptations in the shoulder of the overhead athlete: a theoretical and evidence-based perspective. *Sports Med Auckl NZ.* 2008;38(1):17–36. doi:10.2165/00007256-200838010-00003
7. Vargas VZ, Motta C, Vancini RL, Barbosa de Lira CA, Andrade MS. Shoulder isokinetic strength balance ratio in overhead athletes: a cross-sectional study. *Int J Sports Phys Ther.* 2021;16(3):827–834. PubMed ID: 34123534 doi:10.26603/001c.22162
8. Zajac JM, Tokish JM. Glenohumeral internal rotation deficit: prime suspect or innocent bystander? *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2020;13(1):86–95. PubMed ID: 32052295 doi:10.1007/s12178-020-09603-5
9. Edouard P, Samozino P, Julia M, et al. Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength: a systematic review of the effect of position. *J Sport Rehabil.* 2011;20(3):367–383. PubMed ID: 21828388 doi:10.1123/jsr.20.3.367
10. Berckmans K, Maenhout AG, Matthijs L, Pieters L, Castelein B, Cools AM. The isokinetic rotator cuff strength ratios in overhead athletes: assessment and exercise effect. *Phys Ther Sport Off J Assoc Chart Physiother Sports Med.* 2017;27:65–75. doi:10.1016/j.ptsp.2017.03.001
11. Shanley E, Thigpen CA, Clark JC, et al. Changes in passive range of motion and development of glenohumeral internal rotation deficit (GIRD) in the professional pitching shoulder between spring training in two consecutive years. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012;21(11):1605–1612. PubMed ID: 22835630 doi:10.1016/j.jse.2011.11.035
12. Harryman DT, Sidles JA, Clark JM, McQuade KJ, Gibb TD, Matsen FA. Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72(9):1334–1343. PubMed ID: 2229109 doi:10.2106/00004623-199072090-00009
13. Riemann BL, Witt J, Davies GJ. Glenohumeral joint rotation range of motion in competitive swimmers. *J Sports Sci.* 2011;29(11):1191–1199. PubMed ID: 21777164 doi:10.1080/02640414.2011.587441
14. Holt K, Boettcher C, Halaki M, Ginn KA. Humeral torsion and shoulder rotation range of motion parameters in elite swimmers. *J Sci Med Sport.* 2017;20(5):469–474. PubMed ID: 27840035 doi:10.1016/j.jsams.2016.10.002
15. Oyama S. Profiling physical characteristics of the swimmer's shoulder: comparison to baseball pitchers and non-overhead athletes [thesis]. Pittsburgh, PA: University of Pittsburgh; 2006.
16. Torres RR, Gomes JLE. Measurement of glenohumeral internal rotation in asymptomatic tennis players and swimmers. *Am J Sports Med.* 2009;37(5):1017–1023. PubMed ID: 19261903 doi:10.1177/0363546508329544
17. Zulfikri N, Selvanayagam VS, Yusof A. Evaluation of shoulder and knee isokinetic strength profile among elite adolescent badminton players. *J Sport Rehabil.* 2021;30(5):717–724. PubMed ID: 33465761 doi:10.1123/jsr.2019-0483
18. Gaudet S, Tremblay J, Begon M. Muscle recruitment patterns of the subscapularis, serratus anterior and other shoulder girdle muscles during isokinetic internal and external rotations. *J Sports Sci.* 2018; 36(9):985–993. PubMed ID: 28673118 doi:10.1080/02640414.2017.1347697
19. Guney H, Harput G, Colakoglu F, Baltaci G. The effect of glenohumeral internal-rotation deficit on functional rotator-strength ratio in adolescent overhead athletes. *J Sport Rehabil.* 2016;25(1):52–57. PubMed ID: 25946574 doi:10.1123/jsr.2014-0260
20. Guermont H, Mittelheisser G, Le Van P, Reboursière E, Drigny J. Shoulder muscle imbalance as a risk factor for shoulder injury in elite badminton players: a prospective study. *J Hum Kinet.* 2021;75:103–113. doi:10.2478/hukin-2020-0041

21. Drigny J, Gauthier A, Reboursière E, Guermont H, Gremeaux V, Edouard P. Shoulder muscle imbalance as a risk for shoulder injury in elite adolescent swimmers: a prospective study. *J Hum Kinet.* 2020; 75(1):103–113. doi:10.2478/hukin-2020-0041
22. van Cingel R, Kleinrensink GJ, Mulder P, de Bie R, Kuipers H. Isokinetic strength values, conventional ratio and dynamic control ratio of shoulder rotator muscles in elite badminton players. *Isokinet Exerc Sci.* 2007;15(4):287–293. doi:10.3233/IES-2007-0285
23. Ng GYF, Lam PCW. A study of antagonist/agonist isokinetic work ratios of shoulder rotators in men who play badminton. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002;32(8):399–404. PubMed ID: 12168958 doi:10.2519/jospt.2002.32.8.399
24. de Lira CAB, Vargas VZ, Vancini RL, Andrade MS. Profiling isokinetic strength of shoulder rotator muscles in adolescent asymptomatic male volleyball players. *Sports.* 2019;7(2):49. doi:10.3390/sports7020049
25. Morais JE, Forte P, Nevill AM, Barbosa TM, Marinho DA. Upper-limb kinematics and kinetics imbalances in the determinants of front-crawl swimming at maximal speed in young international level swimmers. *Sci Rep.* 2020;10(1):11683. PubMed ID: 32669605 doi:10.1038/s41598-020-68581-3
26. Lewis JS. Rotator cuff tendinopathy: a model for the continuum of pathology and related management. *Br J Sports Med.* 2010;44(13):918–923. PubMed ID: 19364757 doi:10.1136/bjsm.2008.054817
27. Boettcher C, Halaki M, Holt K, Ginn KA. Is the normal shoulder rotation strength ratio altered in elite swimmers? *Med Sci Sports Exerc.* 2020;52(3):680–684. PubMed ID: 32032235 doi:10.1249/MSS.0000000000002177
28. Morouço PG, Marinho DA, Fernandes RJ, Marques MC. Quantification of upper limb kinetic asymmetries in front crawl swimming. *Hum Mov Sci.* 2015;40:185–192. PubMed ID: 25591132 doi:10.1016/j.humov.2014.12.012
29. dos Santos KB, Bento PCB, Pereira G, Payton C, Rodacki ALF. Front crawl swimming performance and bi-lateral force asymmetry during land-based and tethered swimming tests. *J Sports Sci Med.* 2017; 16(4):574–580. PubMed ID: 29238259
30. Sanders RH, Thow J, Fairweather M. Asymmetries in swimming: where do they come from. *J Swim Sci.* 2011;18:1–11.
31. dos Santos KB, Pereira G, Papoti M, Bento PCB, Rodacki A. Propulsive force asymmetry during tethered-swimming. *Int J Sports Med.* 2013;34(7):606–611. PubMed ID: 23325714 doi:10.1055/s-0032-1327575
32. Fernandez-Fernandez J, Lopez-Valenciano A, Del Coso J, et al. The effects of playing two consecutive matches in the shoulder rotational profiles of elite youth badminton players. *Phys Ther Sport Off J Assoc Chart Physiother Sports Med.* 2019;35:56–62. doi:10.1016/j.ptsp.2018.11.004
33. Stausholm MB, Baun M, Bjordal JM, et al. Shoulder rotational strength profiles of Danish national level badminton players. *Int J Sports Phys Ther.* 2021;16(2):504–510. PubMed ID: 33842046 doi:10.26603/001c.21531
34. Longo AF, Siffredi CR, Cardey ML, Aquilino GD, Lentini NA. Age of peak performance in Olympic sports: a comparative research among disciplines. *J Hum Sport Exerc.* 2016;11(1):31–41. doi:10.14198/jhse.2016.111.03
35. Post AK, Koning RH, Visscher C, Elferink-Gemser MT. Multigenerational performance development of male and female top-elite swimmers—a global study of the 100 m freestyle event. *Scand J Med Sci Sports.* 2020;30(3):564–571. PubMed ID: 31725946 doi:10.1111/sms.13599
36. Abián P, Simo'n-Chico L, Bravo-Sánchez A, Abián-Vicén J. Elite badminton is getting older: ages of the top 100 ranked badminton players from 1994 to 2020. *Int J Environ Res Public Health.* 2021;18(22):11779. PubMed ID: 34831537 doi:10.3390/ijerph182211779
37. Niederbracht Y, Shim AL, Sloniger MA, Paternostro-Bayles M, Short TH. Effects of a shoulder injury prevention strength training program on eccentric external rotator muscle strength and glenohumeral joint imbalance in female overhead activity athletes. *J Strength Cond Res.* 2008;22(1):140–145. PubMed ID: 18296967 doi:10.1519/JSC.0b013e31815f5634
38. de Araujo Ribeiro Alvares JB, Rodrigues R, de Azevedo Franke R, et al. Inter-machine reliability of the biodex and cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Phys Ther Sport Off J Assoc Chart Physiother Sports Med.* 2015;16(1):59–65. doi:10.1016/j.ptsp.2014.04.004

8.3 ÉTUDE 2: SHOULDER MUSCLE IMBALANCE AS A RISK FACTOR FOR SHOULDER INJURY IN ELITE BADMINTON PLAYERS: A PROSPECTIVE STUDY

8.3.1 Résumé

Introduction : L'asymétrie de la force des rotateurs de l'épaule, mais aussi le déséquilibre agoniste-antagoniste de la force avec des muscles RI forts et des muscles RE relativement plus faibles du côté dominant ont été décrits comme des facteurs potentiellement prédisposant aux blessures d'épaule chez le badiste (Couppé et al., 2014; Zulfikri et al., 2021). De plus, les amplitudes articulaires en rotations internes et totales de l'épaule ont été étudiées chez les badistes (Dabhokar et al., 2018) mais l'impact sur les blessures de l'épaule demeure incertain. Cette étude prospective évaluait si les mesures cliniques pré-saison de mobilité et de force des muscles rotateurs d'épaule sont associées à un risque accru de blessure d'épaule lors d'une saison sportive chez des badistes élités.

Méthode : Nous avons réalisé une étude prospective bi-centrique au sein du service de médecine du sport du Centre Hospitalo-Universitaire (CHU) de Caen et l'Institut national du sport, de l'expertise et de la performance (INSEP). La population étudiée était constituée de l'ensemble des joueurs de badminton d'un club élite (de niveau international et national), ainsi que les membres du groupe d'entraînement fédéral avec des joueurs de niveau international. Les critères d'exclusion étaient les athlètes ayant une blessure à l'épaule actuelle ou récente (<3 mois) et/ou ceux incapables d'effectuer le test isocinétique et/ou ceux qui ne pouvaient pas être suivis de manière prospective au cours de la saison sportive. Le suivi était réalisé au cours de la saison sportive, pendant 38 semaines. Lors de la visite de pré-saison, tous les participants ont rempli un questionnaire individuel comprenant les caractéristiques sociodémographiques, les informations sportives et les caractéristiques des blessures antérieures. Ils avaient également un examen standardisé de l'épaule avec mesure des amplitudes articulaires de la rotation scapulo-humérale et un test isocinétique des muscles rotateurs de l'épaule. La distance table-acromion (TAD) évaluait la rétraction du muscle petit pectoral et a été mesurée en décubitus dorsal comme la distance entre la table d'examen et la face postérieure de l'acromion (Lewis & Valentine, 2007). Pour l'analyse des facteurs associés au risque de blessure, les variables avec $p \leq 0.050$ dans l'analyse univariée ont été incluses dans une régression linéaire multiple. Pour évaluer la capacité prédictive des variables et établir des seuils associés aux blessures, une analyse de courbe ROC a été réalisée, et les odds ratios ont été calculés.

Résultats : Dix-neuf joueurs de badminton élités (19,37 [4,79] ans ; n=13 joueurs masculins, 68 %) ont été inclus. Pendant le suivi, il y a eu 13 blessures à l'épaule dominante concernant un total de 8 participants. Les blessures étaient principalement des tendinopathies (n=9, soit 69,2 % des blessures) des tendons supra-épineux (n=5) de la longue portion du biceps (n=3) et un conflit supérieur. Les 4 autres blessures étaient des lésions musculaires de grade 1 (n=4). Aucune différence n'a été trouvée entre les joueurs blessés et les joueurs non blessés concernant les paramètres socio-démographiques et sportifs, sauf des antécédents de blessures plus importants chez les participants qui se sont blessés au cours de l'année ($p < 0,001$).

Concernant les variables de pré-saison, les participants blessés avaient un GIRD significativement plus élevé (14,0° [3,5] vs 9,1° [5,3], $p = .033$) et un RF mixte à 240°/s (FR240) significativement plus bas (0,68 [0,11] vs 0,84 [0,16], $p = .028$) par rapport aux participants non blessés. Une régression logistique multiple a été réalisée et confirmait que le GIRD élevé ($G^2 = 6,28$, $p = 0,012$) et le FR240 bas ($G^2 = 6,23$, $p = 0,013$) était des variables significatives et indépendantes dans la prédiction du risque de blessure au cours de la saison. Les analyses des courbes ROC ont montré que les valeurs seuils de $FR240 \leq 0,69$ (odds ratio = 28,0) et $GIRD > 14^\circ$ (odds ratio = 36,14) présentaient la plus forte capacité prédictive pour identifier les joueurs de badminton susceptibles de se blesser au cours de la saison (Figure 31).

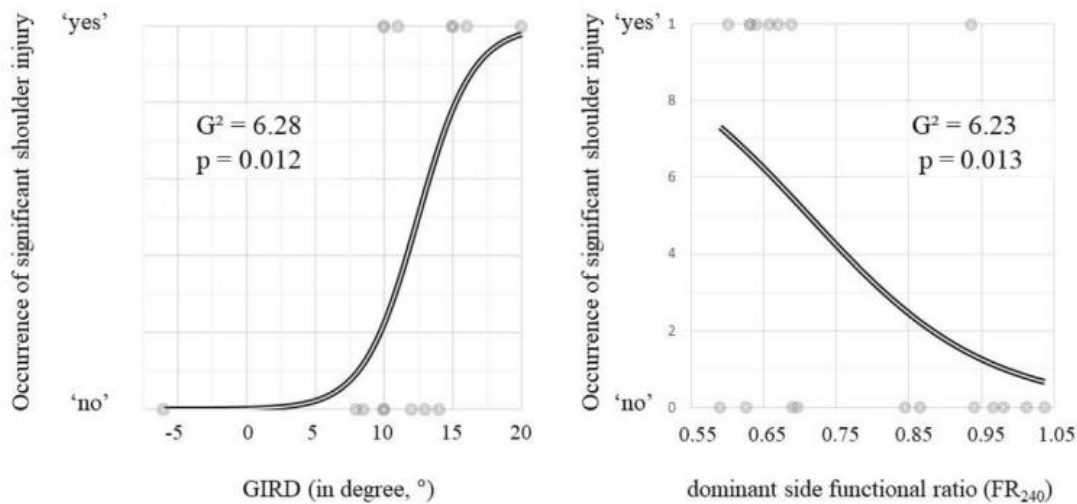


Figure 31 'Contour plot' représentant la probabilité prédictive du GIRD et du ratio mixte dans la survenue des blessures d'épaule au cours de la saison sportive (n=19)

Discussion :

Cette étude est la première à évaluer de manière prospective l'impact prédictif de paramètres cliniques objectifs de l'examen articulaire et musculaire de l'épaule en pré-saison sur le risque de blessure d'épaule au cours d'une saison chez des badistes élites, avec un suivi de 38 semaines.

Concernant l'évaluation isocinétique de la force musculaire des rotateurs d'épaule, un RF de décélération faible, et plus spécifiquement inférieur à 69% était associé à un risque supérieur de blessure d'épaule au cours de la saison. Ce ratio évalue l'action excentrique des muscles rotateurs externes, contribuant à la stabilité dynamique de l'articulation scapulo-humérale lors de la phase de décélération dans les sports «overhead» notamment chez les badistes (Ng & Lam, 2002; Yildiz et al., 2006). De manière intéressante, le ratio mixte intégrant une modalité de contraction des RI à vitesse plus élevée (FR240) était le plus discriminant pour identifier les individus à risque. Le ratio mixte présente des avantages pour identifier les déséquilibres musculaires liés aux actions motrices rapides des sports d'armer-lancer (Castro et al., 2019; Forthomme et al., 2005). D'autres études sont nécessaires pour évaluer la spécificité du sport sur les performances des ratios à différentes vitesses.

Un GIRD élevé était également associé au risque de blessure au cours de la saison. Le GIRD résulte de processus adaptatifs anatomiques notamment une raideur capsulaire postéro-inférieure et de la coiffe des rotateurs de l'épaule dominante, avec un risque potentiel de blessure, en particulier lorsqu'il est associé à une perte de l'amplitude de rotation scapulo-humérale totale (Johnson et al., 2018; Manske et al., 2013). Un GIRD élevé peut entraîner une charge accrue sur l'articulation de l'épaule lors des phases d'armer et d'accélération lors du mouvement de lancer, ce qui se traduit par des contraintes intra-articulaires et extra-articulaires sur l'épaule. Ainsi, plusieurs pathologies ont été associées au GIRD, tels que des conflits internes, des lésions musculo-tendineuses des muscles rotateurs et des lésions labrales (Myers et al., 2006; Rose & Noonan, 2018). Dans une revue systématique, Johnson et al. ont conclu que les athlètes «overhead» avec un GIRD supérieur ou égal à 13,8° présentaient un risque plus élevé de blessure (Johnson et al., 2018), ce qui est très proche du critère prédictif $GIRD > 14^\circ$, retrouvé dans notre étude.

Auparavant, Guney et al. avaient trouvé une association entre un GIRD élevé et des RF plus faible (Guney et al., 2016). Cependant, dans la présente étude, le GIRD et le ratio mixte influençaient de

manière indépendante le risque de blessure au cours de la saison sportive. Il est intéressant de noter que le GIRD et le ratio mixte ont tendance à s'aggraver au fil des années chez les pratiquants de sports de raquette, notamment les badistes (Cools et al., 2014; Drigny, Guermont, et al., 2022) et l'âge est associé à une faiblesse relative des muscles rotateurs externes de l'épaule chez les badistes élités (Stausholm et al., 2021). Parallèlement, le nombre d'années de pratique compétitive est associé à un risque accru de blessures (Kluger et al., 2000; Stausholm et al., 2021) avec un risque plus élevé chez les athlètes ayant déjà eu des blessures d'épaule. Ainsi, des programmes de prévention spécifiques, comprenant des étirements de la capsule postérieure pour contrer le GIRD et des exercices de renforcement excentrique des rotateurs externes pour limiter le déséquilibre du RF mixte pourraient contribuer à réduire l'incidence des blessures d'épaule chez les joueurs de badminton. Des études supplémentaires évaluant l'impact de programmes spécifiques de prévention ciblant la correction des déséquilibres sur la réduction de l'incidence des blessures sont nécessaires.

8.3.2 Article publié



Contents lists available at ScienceDirect

Physical Therapy in Sport

journal homepage: www.elsevier.com/ptsp

Shoulder muscle imbalance as a risk factor for shoulder injury in elite badminton players: A prospective study

Henri Guermont^a, Gaëtan Mittelheisser^b, Emmanuel Reboursière^a, Antoine Gauthier^c, Joffrey Drigny^{a, c, d, *}^a Service de Médecine Du Sport, UNICAEN, Normandie Univ, CHU de Caen Normandie, Caen, France^b Department of Sport Medicine, French National Institute of Sports (INSEP), Paris, France^c UNICAEN, INSERM, COMETE, GIP CYCERON, Caen, France^d Service de Médecine Physique et de Réadaptation, UNICAEN, Normandie Univ, CHU de Caen Normandie, Caen, France

ARTICLE INFO

Article history:

Received 3 August 2022

Received in revised form

1 April 2023

Accepted 3 April 2023

Handling Editor: Dr L Herrington

Keywords:

Racquetball sport

Sports injury prevention

Upper limb injury

Isokinetic testing

ABSTRACT

Objectives: To assess the impact of preseason shoulder testing on the risk of significant shoulder injury (SSI) in elite badminton players.**Design:** Prospective cohort study.**Setting:** Secondary care, academic medical center.**Participants:** Nineteen elite badminton players (19.37 ± 4.79 years, $n = 13$ males).**Main outcome measures:** At preseason, they had shoulder examination tests including the table-to-acromion distance and the glenohumeral rotation range of motion. The glenohumeral internal rotation deficit (GIRD) was calculated. Isokinetic internal and external rotator shoulder muscle strength was tested at $60^\circ/s$ (concentric and eccentric modes) and $240^\circ/s$ (concentric mode). Bilateral strength ratio (non-dominant:dominant) and unilateral agonist:antagonist conventional and functional ratios (FR: eccentric-to-concentric) were calculated.**Results:** During the follow-up time of 38 weeks, SSIs were assessed by an experienced sport physician and 42% of the participants sustained at least one SSI at their dominant side. The preseason GIRD and FR at $240^\circ/s$ (FR₂₄₀) were independently associated with SSIs ($G^2 = 6.28$, $p = .012$ and $G^2 = 6.23$, $p = .013$, respectively). FR₂₄₀ < 0.69 (odds ratio = 28.0) and GIRD > 14° (odds ratio = 36.14) were predictors for SSIs.**Conclusions:** Lower functional deceleration ratio and greater GIRD are associated with a higher risk of SSI at the dominant side in elite badminton players.

© 2023 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

High-level badminton is characterized by repetitive short-duration actions of high intensity and performance is determined by factors such as joint flexibility with increased range of shoulder

mobility and shoulder strength with muscular endurance (Pardiwala et al., 2020; Phomsoupha & Laffaye, 2015). Over time, elite badminton match had been increasing in intensity with greater number of shots per second and longer rally time resulting in longer matches (Iizuka et al., 2020; Laffaye et al., 2015).

The incidence of badminton-related injuries varies from 0.9-to-7.4 injuries per 1000 h of play with higher rates during matches than training, especially overuse injuries of the upper limb, axial skeleton and lower limb (Guermont et al., 2020; Pardiwala et al., 2020). Although the lower limb remains the most common location of injury, recent studies have shown increasingly high rates of upper limb injuries on the dominant shoulder, the shoulder being the most frequently affected joint (Arora et al., 2015; Guermont et al., 2020).

Among the factors associated with increased risk of significant

Abbreviations: SSI, significant shoulder injury; IR, internal rotator; ER, external rotator; ROM, range of motion; GIRD, glenohumeral internal rotation deficit; TAD, table-to-acromion distance; FR, functional ratio; PT, peak torque; con, concentric; ecc, eccentric; ROC, receiver operating characteristic; AUC, area under the curve.

* Corresponding author. Médecine Physique et de Réadaptation, CHU de Caen, av. de la Côte de Nacre, 14000, Caen, France. Tel.: +33 231 06 45 33; fax: +33 231 06 45 35.

E-mail addresses: drigny-j@chu-caen.fr, joffrey.drigny@unicaen.fr, j.drigny@gmail.com (J. Drigny).

<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2023.04.002>

1466-853X/© 2023 Elsevier Ltd. All rights reserved.

shoulder injuries (SSIs) in elite badminton players, individual factors such as older age with increased number of competitive years but also female gender have been discussed (Fahlström et al., 2006), and previous injury is associated with a greater risk of sustaining a recurrent SSIs (Warashina et al., 2018). Regarding biomechanical factors, shoulder strength asymmetry (i.e. between the dominant and non-dominant sides), but also agonist-to-antagonist strength imbalance with strong internal rotator (IR) muscles and relatively weaker external rotator (ER) muscles on the dominant side has been hypothesized to predispose to overuse injury (Couppé et al., 2014; Zufikri et al., 2021). Also, limited shoulder internal and total rotation range of motion (ROM) has been studied in badminton players (Couppé et al., 2014; Dabhokar et al., 2018) but their impact on shoulder injuries remains unknown.

If preseason screening of shoulder ROM and strength is frequent in elite overhead athletes, few studies have tested their association with future in-season SSIs in prospective cohort studies, with limited evidence (Pozzi et al., 2020; Tooth et al., 2020). This prospective study aimed to determine whether preseason clinical measures and rotator muscle strength are associated with an increased risk of SSIs in elite badminton players. It was hypothesized that greater preseason shoulder rotator strength asymmetry as well as lower agonist:antagonist ratio on the dominant side but also restricted internal and/or total rotation ROM on the dominant side would be associated with an increased risk of in-season SSI.

2. Materials and methods

A prospective bicentric study was conducted in (1) a sport medicine department and (2) the national institute of sport. The protocol was approved by an independent ethics committee for research (CERSTAPS, 2018-***-***-***-***) and the informed consent of each major participant or minor’s legal representative was obtained. The study was registered with ClinicalTrials.gov (NCT*****) and the protocol was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki.

2.1. Participants

Population was all the badminton players from one elite club with international and national-level players and the elite federal training group members with international level players. Players with a history of shoulder surgery or recent SSI (within the previous three months), those unable to perform the isokinetic test and participants unable to read the information form or ask questions were excluded. Nineteen elite badminton players (19.37 [4.79] years; n = 13 male players, 68%) were included, and their characteristics are described in Table 1.

Table 1

Preseason characteristics of the participants and within groups according to the occurrence of shoulder injury during the season (N = 19).

	All participants (n = 19)	Non-injured (n = 11)	Injured (n = 8)	Non-injured vs. injured p-value
Male (n and %)	13 (68.42%)	9 (81.82%)	4 (50.00%)	.319
Age (year, mean [SD])	19.37 (4.79)	17.82 (3.82)	21.50 (5.40)	.099
Body mass (kg, mean [SD])	68.29 (11.62)	67.32 (12.25)	69.63 (11.39)	.682
Right dominant arm (n and %)	17 (89.47%)	10 (90.91%)	7 (87.5%)	.811
Career lengths (year, mean [SD])	12.06 (3.95)	11.18 (2.68)	13.25 (5.20)	.272
Double game specialist (n and %)	10 (52.63%)	4 (36.36%)	6 (75.00%)	.169
Previous shoulder injury (n and %)	9 (47.37%)	1 (9.09%)	8 (100.00%)	<.001
Training duration/week (h, mean [SD])	17.87 (2.31)	17.55 (2.35)	18.31 (2.33)	.490

SD: standard deviation.

2.2. Measures

At preseason, the participants underwent a clinical examination and isokinetic strength test of rotator muscles. The glenohumeral rotation ROM was measured in the supine position with the arm abducted to 90° (Fig. 1) (Borsa et al., 2008). Internal, external and total rotation ROM were collected for both dominant and non-dominant shoulders using a long-arm goniometer, which has demonstrated excellent inter-rater reliability for measuring shoulder ROMs (ICC = 0.92–0.98) (Correll et al., 2018). The glenohumeral internal rotation deficit (GIRD) on the dominant shoulder was calculated as the difference in passive internal range of motion (ROM) between the non-dominant and the dominant shoulders (Johnson et al., 2018). The table-to-acromion distance (TAD) for assessing pectoralis minor length was measured lying in the supine position as the linear distance from the examination table to the posterior aspect of the acromion (Fig. 1) (Lewis & Valentine, 2007).

The isokinetic strength profile was assessed using a Con-Trex® isokinetic dynamometer (n = 9 players, Con-Trex MJ; Dübendorf, Switzerland) and a Biodex® dynamometer system 3 (n = 10 players, Biodex Corp., Shirley, NY) in a seated position, with 45° of shoulder abduction (Fig. 2) and gravitational corrections were incorporated (Edouard et al., 2009, 2011). After a first familiarization set of 3 sub-maximal repetitions for each velocity and contraction mode, the data were collected during 4 maximal repetitions at 60°.s⁻¹ and 4 maximal repetitions at 240°.s⁻¹ in the concentric mode (con) and, then 3 maximal repetitions at 60°.s⁻¹ in the eccentric mode (ecc) with 1 min rest between the maximal repetitions (Forthomme et al., 2005). It has been suggested to test isokinetic concentric shoulder rotation at slow angular velocity of 60°.s⁻¹ for producing the highest torque values but also at higher speed of 240°.s⁻¹, once it is closer to the functional movements speed (Vargas et al., 2021). Both the dominant and non-dominant shoulders were tested in an alternative order. The peak torque (PT, Nm.kg⁻¹) was measured and normalized with respect to body mass. For assessing muscle symmetry, the bilateral ratio was calculated as non-dominant: dominant for both IR and ER. The conventional ER/IR strength ratio (conER: conIR) and the functional deceleration ratios at 60°.s⁻¹ (FR₆₀ = eccER₆₀: conIR₆₀) and at mixed speeds (FR₂₄₀ = eccER₆₀: conIR₂₄₀) were calculated for evaluating agonist: antagonist muscle balance (Berckmans et al., 2017). The mixed functional deceleration ratio (FR₂₄₀) combining the ER in the eccentric mode at 60°.s⁻¹ and IR in the concentric mode at 240°.s⁻¹ has been advocated in high-velocity overhead sports because it is more accurately representative of athletic movements (Forthomme et al., 2005).

2.3. Design and procedures

The evaluations were carried out once, at the beginning of the



Fig. 1. Positions for measurement of (A) passive shoulder external rotation, (B) passive shoulder internal rotation and (C) the table-to-acromion distance.



Fig. 2. Setup for isokinetic testing of shoulder internal and external rotators in the seated position (Drigny et al., 2022).

competitive season (preseason visit). At preseason visit, all participants filled in a self-administered questionnaire about socio-demographic status, training habits, sport performances and previous injuries. A standardized clinical examination including specific physical examination tests of the shoulder, as described above, was performed by a sport medicine physician. Shoulder strength profile was assessed by isokinetic testing as described above.

The follow-up was carried out over 38 weeks. A SSI was defined as an injury that occurred during training/match, required medical attention, resulted in a restriction of the athlete's participation in regular training sessions or match for 1 or more calendar days and was diagnosed by an experienced sports physician (Dick et al., 2007). If diagnostic imaging was needed, the injured athletes

underwent a musculoskeletal ultrasound performed by a radiologist or an experienced sports physician and they could have magnetic resonance imaging (MRI).

2.4. Statistical analysis

The results are reported as means (SD) or medians (Q1: Q3) and percentages. The normality of the data was assessed by the Kolmogorov-Smirnov test. Between group differences were tested using a Student t-test or Chi square and variables with $p \leq .050$ in univariate analysis were included in a multiple linear regression for predicting SSI. For predictive ability of variables and preseason values associated with SSI, a receiver operating characteristic (ROC) analysis with the computation of the area under the curve (AUC-ROC) was performed and odds ratio (OR) were calculated (Drigny et al., 2020; Shanley et al., 2015).

The sample size calculation was based on a supposed incidence of over 50% elite badminton players reporting shoulder pain (Arora et al., 2015). Power calculations demonstrated that a sample size of 20 patients would detect an AUC-ROC = 0.8 with alpha 0.05 and power 80% (Drigny et al., 2020).

3. Results

During the follow-up, there were 13 SSIs to the dominant shoulder involving a total of 8 badminton players, with 4 players having suffered 2 consecutive injuries during the sports season. The injuries were mostly shoulder tendinopathies ($n = 9$, 69.2% of injuries) of the tendons supra spinatus ($n = 5$) of the long portion of the biceps ($n = 3$) and a subacromial impingement. The remaining 4 injuries were grade 1 muscle strain of the triceps brachii ($n = 2$), deltoid ($n = 1$), and pectoralis minor ($n = 1$). No differences were found between the injured and non-injured players, except in the rate of previous shoulder injuries ($p < .001$).

On the preseason variables (Tables 2 and 3), the glenohumeral internal rotation deficit (GIRD) was significantly higher (14.0° [3.5] vs. 9.1° [5.3], $p = .033$) and FR_{240} was significantly lower (0.68 [0.11] vs. 0.84 [0.16], $p = .028$) in the injured compared to the non-injured participants. No other statistically significant difference between injured and non-injured participants was found for the remaining study variables.

A multiple logistic regression was conducted to determine the relative contributions of GIRD and FR_{240} to predict the risk of SSIs ($G^2 = 14.03$, $p < .001$, log odds [1 = injured] = $-10.24 + 1.95 \times GIRD - 19.76 \times FR_{240}$, overall prediction 95%) with the respective effects of the covariates GIRD ($G^2 = 12.45$, $p < .001$) and FR_{240} ($G^2 = 6.38$, $p = .012$). Test of the interaction term $GIRD * FR_{240}$ was not

Table 2
Preseason clinical data for all participants and within groups according to the occurrence of shoulder injury during the season (N = 19).

	All participants	Non-injured	Injured	Non-injured vs. injured	
	(n = 19)	(n = 11)	(n = 8)	t	p-value
ROM					
internal rotation	54.26 (11.44)	52.91 (9.30)	56.13 (14.36)	0.59	0.563
external rotation	102.54 (8.42)	103.89 (9.82)	100.68 (6.14)	-0.81	0.429
total ROM	156.80 (14.67)	156.80 (14.97)	156.81 (15.29)	0.00	0.995
GIRD	11.13 (5.16)	9.05 (5.30)	14.00 (3.46)	2.30	0.033
TAD	8.16 (2.56)	7.56 (2.66)	8.98 (2.32)	1.20	0.246

GIRD: glenohumeral internal rotation deficit, ROM: range of motion (ROM), TAD: table-to-acromion distance.

Table 3
Preseason shoulder testing with isokinetic shoulder rotator muscles strength for all participants and within groups according to the occurrence of shoulder injury during the season (N = 19).

		All participants	Non-injured	Injured	Non-injured vs. injured	
		(n = 19)	(n = 11)	(n = 8)	t	p-value
0 deg.s-1	PEAK TORQUE (Nm.kg ⁻¹)					
	conIR	0.64 (0.20)	0.62 (0.20)	0.65 (0.22)	0.27	0.790
	conER	0.41 (0.07)	0.42 (0.08)	0.40 (0.06)	-0.78	0.446
	RATIO					
	agonist-antagonist					
	conER:conIR	0.69 (0.14)	0.71 (0.14)	0.65 (0.14)	-0.94	0.360
	eccER:conIR (FR ₆₀)	0.72 (0.19)	0.79 (0.20)	0.64 (0.16)	-1.73	0.101
	bilateral (non-dom:dom)					
	IR	0.87 (0.14)	0.85 (0.14)	0.89 (0.16)	0.58	0.569
	ER	0.92 (0.09)	0.93 (0.08)	0.91 (0.10)	-0.40	0.694
240 deg.s-1	PEAK TORQUE (Nm.kg ⁻¹)					
	con IR	0.58 (0.16)	0.57 (0.16)	0.59 (0.17)	0.32	0.753
	con ER	0.34 (0.05)	0.35 (0.06)	0.32 (0.05)	-1.23	0.234
	RATIO					
	agonist-antagonist					
	conER:conIR	0.62 (0.15)	0.65 (0.13)	0.58 (0.17)	-1.04	0.312
	eccER:conIR (FR ₂₄₀)	0.77 (0.16)	0.84 (0.16)	0.68 (0.11)	-2.39	0.028
	bilateral (non-dom:dom)					
	IR	0.90 (0.12)	0.89 (0.14)	0.90 (0.09)	0.22	0.828
	ER	0.95 (0.16)	1.01 (0.17)	0.87 (0.11)	-1.99	0.062

con: concentric, dom: dominant, ecc: eccentric, ER: external rotator, FR: functional ratio, IR: internal rotator, non-dom: non-dominant.

significant ($G^2 = 1.25, p = .263$). The ROC curves analyses showed that preseason $FR_{240} \leq 0.69$ (AUC = 0.784 [0.550–1.018]; odds ratio = 28.0) and $GIRD > 14^\circ$ (AUC = 0.841 [0.659–1.023]; odds ratio = 36.14) showed the highest predictive ability for identifying badminton players who will sustain SSIs (Fig. 3).

4. Discussion and implication

This study is the first to prospectively assess the impact of preseason detrimental shoulder kinematics including lower mixed functional deceleration ratio of shoulder rotator muscles and increased GIRD on the occurrence of in-season SSIs in elite badminton players with a follow-up time of 38 weeks.

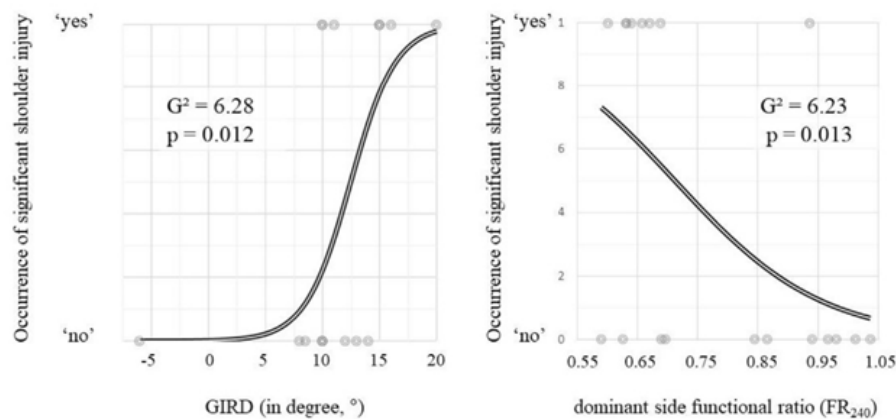


Fig. 3. Contour plot showing the predicted probability of significant shoulder injuries (SSIs) according to the functional ratio (FR_{240}) and the glenohumeral internal rotation deficit (GIRD) (n = 19) FR_{240} : functional ratio at $240^\circ.s^{-1}$, GIRD: glenohumeral internal rotation deficit.

The functional deceleration ratio of shoulder rotators evaluate the eccentric action of the ER muscles, contributing to dynamic glenohumeral joint stability during the deceleration phase in overhead sports (Ng & Lam, 2002; Yildiz et al., 2006). Badminton is considered the fastest of the racquet sports (Pardiwala et al., 2020) and high racket velocity during badminton forehand smash movements is correlated with greater shoulder IR strength (Awatani et al., 2018). Due to the short duration of the deceleration during the late phase of the smash movements and low resistance of the shuttlecock (compared to other sports that involve overhead throwing), ER muscle activity and strength is crucial to counteract the fast and strong internal rotation and stabilize the shoulder while protecting surrounding structures (Couppé et al., 2014; Stausholm et al., 2021). During deceleration, excessive distraction and shear forces are placed on the shoulder which may cause microinstability of the glenohumeral joint and the rotator cuff experiences extreme tensile loads during its eccentric action (Wilk et al., 2009). Over time, this can result in anterior microinstability, shoulder impingement, rotator cuff pathology but also altered muscular activation patterns (Page, 2011). In addition, greater ER strength appears to be associated with increased upper extremity functional stability in badminton players (Dabhakar et al., 2018). The functional deceleration ratio is lower on the dominant compared to the nondominant shoulders in skilled badminton players (Ng & Lam, 2002) and elite adolescent badminton players display lower values for functional deceleration ratio, as for agonist:antagonist conventional ratio (Zulfikri et al., 2021). The present study is the first to demonstrate that lower functional deceleration ratio at preseason is associated with an increased risk of in-season SSIs in high-level badminton player. It has also been reported to be a risk factor for SSIs in other overhead sports like volleyball (Stickley et al., 2008) and swimming (Drigny et al., 2020) but calculated at $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ (FR_{60}). Interestingly, in our study, the most discriminating ratio for identifying individual at increased risk of SSI was the mixed functional deceleration ratio at higher speed for internal rotation movement (FR_{240}) (Forthomme et al., 2005). A recent study described that mixed functional ratios had advantages over the other approaches for identifying upper limb asymmetries and differences related to throwing (Castro et al., 2019). Further studies are needed to assess the sport specificity on performances on the ratios at different speed.

Also, GIRD was an independent risk factor for SSI in the present study. The GIRD has been described as rotation adaptations with anatomical changes including posteroinferior capsular and rotator-cuff tightness of the dominant shoulder in overhead sports with potential risk for SSIs in overhead athletes, especially when associated with corresponding loss of total glenohumeral rotation ROM (Johnson et al., 2018; Manske et al., 2013). Greater GIRD can lead to increased load on the shoulder joint during the cocking and acceleration phases of the throwing motion, that result in both intra-articular and extra-articular shoulder stresses. Thus, several pathological conditions have been associated with GIRD, such as internal impingement, partial rotator-cuff tears, posterior superior labral tears, and superior labral anterior-to-posterior tears (Myers et al., 2006; Rose & Noonan, 2018). In a systematic review with meta-analyses on GIRD, the authors concluded that overhead athletes with a $GIRD \geq 13.8^{\circ}$ were at greater risk of SSIs (Johnson et al., 2018), which is very close to the present findings ($GIRD > 14^{\circ}$). However, this is the first study to assess the impact of an increased preseason GIRD on further in-season SSIs in badminton players.

Previously, Guney et al. found that adolescent overhead athletes with GIRD had lower functional deceleration ratios (Guney et al., 2016). However, in the present study, the interaction term $GIRD \cdot FR_{240}$ was not significant which means that the impact of either GIRD or FR_{240} on SSI did not depend on the level of the other

variable. Interestingly, both GIRD and functional deceleration ratio tend to worsen over the years in elite racquet sports athletes (Coals et al., 2014; Drigny et al., 2022) with increased age being associated with weaker shoulder ER in elite badminton players (Stausholm et al., 2021). At the same time, the number of years of competitive practice is associated with increased risk of injuries (Kluger et al., 2000; Stausholm et al., 2021). Thus, specific prevention programs including posterior capsule stretching to counteract GIRD and eccentric external rotator strengthening exercises for limiting the functional deceleration ratio imbalance (Yildiz et al., 2006) could help to reduce the occurrence of SSIs in badminton players. Further studies evaluating the effect of specific preventive programs on correcting shoulder imbalances and reducing the incidence of SSIs are still needed.

The TAD was not associated with an increased risk of in-season SSIs. The TAD can be performed to assess tightness or contracture of the pectoralis minor muscle (Lewis & Valentine, 2007). A shortened pectoralis minor can contribute to shoulder pain and dysfunction of the shoulder joint including SICK scapula syndrome, thus causing secondary impingement of the subacromial space (Provencher et al., 2017). However, the clinical significance of the TAD as a risk factor for upper limb injuries requires further investigation (Hodgins et al., 2017).

4.1. Limitations

The findings of this study have to be seen in light of some limitations. First, the number of subjects was small and additional studies with larger sample sizes could allow for more in-depth data analysis. Second, this is a bicentric study with potential differences in the training habits, but participant were national and international level athletes with similar practice. Third, two isokinetic devices were used but they demonstrated good inter-machine reliability for PT assessment (de Araujo Ribeiro Alvares et al., 2015). Fourth, some teams described isokinetic evaluations in other positions when testing shoulder rotation (sitting, standing, or supine). However, Davies' seated position has high reliability and good clinical practical implications (Edouard et al., 2011). Finally, functional ratios were calculated with successive sets of either concentric or eccentric internal/external rotations and other protocols have been described using concentric force consecutively followed by the eccentric force on the same set. Further studies are needed to compare the reliability and validity of both protocols.

5. Conclusion

This study reports that lower preseason functional deceleration ratio (FR_{240}) of shoulder rotator muscles and greater preseason GIRD were associated with a higher risk for developing in-season SSIs in elite badminton players with a follow-up time of 38 weeks. Participants with preseason FR_{240} below 0.69 and/or GIRD above 14° were more likely to sustain a SSI during the following competitive year. Further studies on larger populations are needed to assess the efficacy of specific injury prevention programs to reduce the risk factors and decrease the incidence of badminton-related shoulder injuries.

Ethics, consent and permissions

All patients gave their written informed consent to participate in the study. The study protocol was approved by an independent ethics committee.

Availability of data and materials

Data are available upon request for academic researchers.

Ethical approval

The protocol was approved by an independent ethics committee for research (CERSTAPS, Comité d’Ethique pour la Recherche en STAPS, 2018–21–11–29) and the informed consent of each of the participants, or legal representatives, was obtained. The protocol was conducted according to the Declaration of Helsinki.

The study protocol was reported in the ClinicalTrials database (Registration number: NCT04361539).

Funding

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Clinical trial registry

The study protocol was reported in the ClinicalTrials database.

Registration number

NCT04361539.

Declaration of competing interest

None declared.

Acknowledgements

We thank all the badminton players who participated in this study, as well as the coaches and physical therapists for their important contribution to this study. A special thank you goes to those who contributed to this paper: Dr Constance Sayegh and M. Jason Blot.

References

- de Araujo Ribeiro Alvares, J. B., Rodrigues, R., de Azevedo Franke, R., da Silva, B. G. C., Pinto, R. S., Vaz, M. A., & Baroni, B. M. (2015). Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 16(1), 59–65. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.04.004>
- Arora, M., Shetty, S. H., Khedekar, R. G., & Kale, S. (2015). Over half of badminton players suffer from shoulder pain: Is impingement to blame? *Journal of Arthroscopy and Joint Surgery*, 2(1), 33–36. <https://doi.org/10.1016/j.jajs.2014.12.006>
- Awatani, T., Morikita, I., Urata, T., Shinohara, J., & Tatsumi, Y. (2018). Correlation between isometric shoulder strength and racket velocity during badminton forehand smash movements: Study of valid clinical assessment methods. *Journal of Physical Therapy Science*, 30(6), 850–854. <https://doi.org/10.1589/jpts.30.850>
- Berckmans, K., Maenhout, A. G., Matthijs, L., Pieters, L., Castelein, B., & Cools, A. M. (2017). The isokinetic rotator cuff strength ratios in overhead athletes: Assessment and exercise effect. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 27, 65–75. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.03.001>
- Borsa, P. A., Laudner, K. G., & Sauer, E. L. (2008). Mobility and stability adaptations in the shoulder of the overhead athlete: A theoretical and evidence-based perspective. *Sports Medicine*, 38(1), 17–36. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838010-00003>
- Castro, M. P. de, Fonseca, P., Moraes, S. T., Borgonovo-Santos, M., Coelho, E. F. C., Ribeiro, D. C., & Vilas-Boas, J. P. (2019). Functional shoulder ratios with high velocities of shoulder internal rotation are most sensitive to determine shoulder rotation torque imbalance: A cross-sectional study with elite handball players and controls. *Sports Biomechanics*, 18(1), 39–50. <https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1380222>
- Cools, A. M., Palmans, T., & Johansson, F. R. (2014). Age-related, sport-specific adaptations of the shoulder girdle in elite adolescent tennis players. *Journal of Athletic Training*, 49(5), 647–653. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.02>
- Correll, S., Field, J., Hutchinson, H., Mickevicius, G., Fitzsimmons, A., & Smoot, B. (2018). Reliability and validity of the halo digital goniometer for shoulder range of motion in healthy subjects. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(4), 707–714.
- Couppé, C., Thorborg, K., Hansen, M., Fahlström, M., Bjordal, J. M., Nielsen, D., Baun, M., Storgaard, M., & Magnusson, S. P. (2014). Shoulder rotational profiles in young healthy elite female and male badminton players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24(1), 122–128. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2012.01480.x>
- Dabhokar, A., Gazdar, M., Dabholkar, T., & Chiddarwar, V. (2018). Assessment of upper extremity stability, GIRD (Glenohumeral internal rotation deficit)/GERG (Glenohumeral external rotation gain) ratio and strength of internal rotators (IR) and external rotators (ER) in badminton players. *International Journal of Physical Education, Sports and Health*, 5(2), 137–142. <https://doi.org/10.22271/kheljournal.2018.v5.i2c.1266>
- Dick, R., Agel, J., & Marshall, S. W. (2007). National collegiate athletic association injury surveillance system commentaries: Introduction and methods. *Journal of Athletic Training*, 42(2), 173–182.
- Drigny, J., Gauthier, A., Reboursière, E., Guermont, H., Gremeaux, V., & Edouard, P. (2020). Shoulder muscle imbalance as a risk for shoulder injury in elite adolescent swimmers: A prospective study. *Journal of Human Kinetics* (in press).
- Drigny, J., Guermont, H., Reboursière, E., & Gauthier, A. (2022). Shoulder rotational strength and range of motion in unilateral and bilateral overhead elite athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 1–8. <https://doi.org/10.1123/jsr.2021-0342>
- Edouard, P., Calmels, P., & Degache, F. (2009). The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength. *Isokinetics and Exercise Science*, 17(1), 35–39.
- Edouard, P., Samozino, P., Julia, M., Gleizes Cervera, S., Vanbiervliet, W., Calmels, P., & Gremeaux, V. (2011). Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength: A systematic review of the effect of position. *Journal of Sport Rehabilitation*, 20(3), 367–383.
- Fahlström, M., Yeap, J. S., Alfredson, H., & Söderman, K. (2006). Shoulder pain—a common problem in world-class badminton players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16(3), 168–173. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2004.00427.x>
- Forthomme, B., Croisier, J.-L., Ciccarone, G., Crielaard, J.-M., & Cloes, M. (2005). Factors correlated with volleyball spike velocity. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(10), 1513–1519. <https://doi.org/10.1177/0363546505274935>
- Guermont, H., Le Van, P., Marcelli, C., Reboursière, E., & Drigny, J. (2020). Epidemiology of injuries in elite badminton players: A prospective study. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000848>
- Guney, H., Harput, G., Colakoglu, F., & Baltaci, G. (2016). The effect of glenohumeral internal-rotation deficit on functional rotator-strength ratio in adolescent overhead athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 25(1), 52–57. <https://doi.org/10.1123/jsr.2014-0260>
- Hodgins, J. L., Rubenstein, W., Kovacevic, D., Padaki, A., Jobin, C. M., & Ahmad, C. S. (2017). Pectoralis minor contracture in throwing shoulders of asymptomatic adolescent baseball players. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(9). <https://doi.org/10.1177/2325967117728041>
- Iizuka, T., Hirano, K., Atomi, T., Shimizu, M., & Atomi, Y. (2020). Changes in duration and intensity of the world’s top-level badminton matches: A consideration of the increased acute injuries among elite women’s singles players. *Sports*, 8(2). <https://doi.org/10.3390/sports8020019>
- Johnson, J. E., Fullmer, J. A., Nielsen, C. M., Johnson, J. K., & Moorman, C. T. (2018). Glenohumeral internal rotation deficit and injuries: A systematic review and meta-analysis. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 6(5), Article 2325967118773322. <https://doi.org/10.1177/2325967118773322>
- Kluger, R., Stiegler, H., & Engel, A. (2000). [Years of training: A new risk factor in acute badminton injuries]. *Sportverletzung - Sportschaden : Organ Der Gesellschaft Für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*, 13, 96–101.
- Laffaye, G., Phomsoupha, M., & Dor, F. (2015). Changes in the game characteristics of a badminton match: A longitudinal study through the olympic game finals analysis in men’s singles. *Journal of Sports Science and Medicine*, 14(3), 584–590.
- Lewis, J. S., & Valentine, R. E. (2007). The pectoralis minor length test: A study of the intra-rater reliability and diagnostic accuracy in subjects with and without shoulder symptoms. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8, 64. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-8-64>
- Manske, R., Wilk, K. E., Davies, G., Ellenbecker, T., & Reinold, M. (2013). Glenohumeral motion deficits: Friend or foe? *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(5), 537–553.
- Myers, J. B., Laudner, K. G., Pasquale, M. R., Bradley, J. P., & Lephart, S. M. (2006). Glenohumeral range of motion deficits and posterior shoulder tightness in throwers with pathologic internal impingement. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(3), 385–391. <https://doi.org/10.1177/0363546505281804>
- Ng, G. Y. F., & Lam, P. C. W. (2002). A study of antagonist/agonist isokinetic work ratios of shoulder rotators in men who play badminton. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 32(8), 399–404. <https://doi.org/10.2519/jospt.2002.32.8.399>
- Page, P. (2011). Shoulder muscle imbalance and subacromial impingement syndrome in overhead athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(1), 51–58.
- Pardiwala, D. N., Subbiah, K., Rao, N., & Modi, R. (2020). Badminton injuries in elite

- athletes: A review of epidemiology and biomechanics. *Indian Journal of Orthopaedics*, 54(3), 237–245. <https://doi.org/10.1007/s43465-020-00054-1>
- Phomsoupha, M., & Laffaye, G. (2015). The science of badminton: Game characteristics, anthropometry, physiology, visual fitness and biomechanics. *Sports Medicine*, 45(4), 473–495. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0287-2>
- Pozzi, F., Plummer, H. A., Shanley, E., Thigpen, C. A., Bauer, C., Wilson, M. L., & Michener, L. A. (2020). Preseason shoulder range of motion screening and in-season risk of shoulder and elbow injuries in overhead athletes: Systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 54(17), 1019–1027. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-100698>
- Provencher, M. T., Kirby, H., McDonald, L. S., Golijanin, P., Gross, D., Campbell, K. J., LeClere, L., Sanchez, G., Anthony, S., & Romeo, A. A. (2017). Surgical release of the pectoralis minor tendon for scapular dyskinesia and shoulder pain. *The American Journal of Sports Medicine*, 45(1), 173–178. <https://doi.org/10.1177/03635465166664720>
- Rose, M. B., & Noonan, T. (2018). Glenohumeral internal rotation deficit in throwing athletes: Current perspectives. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 9, 69–78. <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S138975>
- Shanley, E., Kissenberth, M. J., Thigpen, C. A., Bailey, L. B., Hawkins, R. J., Michener, L. A., Tokish, J. M., & Rauh, M. J. (2015). Preseason shoulder range of motion screening as a predictor of injury among youth and adolescent baseball pitchers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 24(7), 1005–1013. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.03.012>
- Stausholm, M. B., Baun, M., Bjordal, J. M., Nielsen, D., Aagaard, H., Magnusson, S. P., & Couppé, C. (2021). Shoulder rotational strength profiles of Danish national level badminton players. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 16(2), 504–510. <https://doi.org/10.26603/001c.21531>
- Stickley, C. D., Hetzler, R. K., Freemyer, B. G., & Kimura, I. F. (2008). Isokinetic peak torque ratios and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes. *Journal of Athletic Training*, 43(6), 571–577.
- Tooth, C., Gofflot, A., Schwartz, C., Croisier, J.-L., Beudart, C., Bruyère, O., & Forthomme, B. (2020). Risk factors of overuse shoulder injuries in overhead athletes: A systematic review. *Sport Health*, 12(5), 478–487. <https://doi.org/10.1177/1941738120931764>
- Vargas, V. Z., Motta, C., Vancini, R. L., Barbosa de Lira, C. A., & Andrade, M. S. (2021). Shoulder isokinetic strength balance ratio in overhead athletes: A cross-sectional study. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 16(3), 827–834. <https://doi.org/10.26603/001c.22162>
- Warashina, Y., Ogaki, R., Sawai, A., Shiraki, H., & Miyakawa, S. (2018). Risk factors for shoulder pain in Japanese badminton players: A quantitative-research survey. *Journal of Sports Science*. <https://doi.org/10.17265/2332-7839/2018.02.003>
- Wilk, K. E., Obma, P., Simpson, C. D., Cain, E. L., Dugas, J., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder injuries in the overhead athlete. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(2), 38–54. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2929>
- Yildiz, Y., Aydin, T., Sekir, U., Kiralp, M. Z., Hazneci, B., & Kalyon, T. A. (2006). Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16(3), 174–180. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2005.00471.x>
- Zulfikri, N., Selvanayagam, V. S., & Yusof, A. (2021). Evaluation of shoulder and knee isokinetic strength profile among elite adolescent badminton players. *Journal of Sport Rehabilitation*, 1–8. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0483>

8.4 ÉTUDE 3: SHOULDER MUSCLE IMBALANCE AS A RISK FOR SHOULDER INJURY IN ELITE ADOLESCENT SWIMMERS: A PROSPECTIVE STUDY

8.4.1 Résumé

Introduction : Les douleurs d'épaule représentent la plainte musculosquelettique la plus fréquente en natation, touchant de 40 % à 91 % des athlètes (Matzkin et al., 2016). Les nageurs adolescents sont exposés à un risque accru de blessure lors de la transition d'une à deux séances d'entraînement par jour, avec un volume d'entraînement élevé (Bak, 2010; Wolf et al., 2009). Une hypothèse physiopathologique serait un déséquilibre musculaire pouvant favoriser les pathologies de conflit et de micro-instabilité d'épaule (De Martino & Rodeo, 2018). En effet, la propulsion en natation repose principalement sur des mouvements répétés d'adduction et de rotation interne des épaules, conduisant souvent à des déséquilibres musculaires entre des muscles RI forts et des RE relativement plus faibles (Batalha et al., 2013; Olivier et al., 2008). Cependant, il n'est pas clair si ce déséquilibre musculaire est associé à une augmentation du risque de blessures ou s'il s'agit simplement d'une adaptation physiologique à l'entraînement (Bradley et al., 2016). L'objectif de notre étude était d'évaluer l'association entre les tests de force isocinétique de l'épaule réalisés au début de la saison sportive et la survenue de blessures à l'épaule chez les nageurs adolescents élites. Un objectif secondaire était de caractériser les paramètres individuels associés à un déséquilibre musculaire.

Méthode : Nous avons réalisé une étude de cohorte prospective menée au Centre Hospitalier Universitaire de Caen Normandie. La population était constituée des nageurs d'un groupe élite adolescent, défini comme des compétiteurs de niveau national (dans leurs catégories d'âge), s'entraînant deux fois par jour. Les critères d'exclusion étaient les nageurs ayant une blessure à l'épaule actuelle ou récente (<1 mois) et ceux incapables de réaliser le test isocinétique. Pour le suivi prospectif, nous avons exclu les nageurs incapables de participer au suivi informatisé ou ceux ayant mis fin à la saison pour une raison autre qu'une blessure à l'épaule.

Les évaluations ont été effectuées deux fois à un intervalle de 40 semaines soit (1) au début de la saison de compétition (visite pré-saison) et (2) à la fin de la saison sportive (visite post-saison). Lors de la visite de pré-saison, tous les participants ont rempli un questionnaire individuel comprenant les caractéristiques sociodémographiques, les informations sportives et les caractéristiques des blessures antérieures. Ils avaient également un examen standardisé de l'épaule avec mesure des

amplitudes articulaire de la rotation scapulo-humérale et un test isocinétique des muscles rotateurs de l'épaule. Le suivi prospectif a été effectué sur 38 semaines, avec collecte hebdomadaire des informations relatives aux blessures via un questionnaire en ligne. Lors de la visite de post-saison, tous les nageurs inclus dans le suivi ont réalisé les mêmes évaluations que lors de la visite de pré-saison, avec le même examinateur. Une analyse de courbe ROC a été réalisée et un test du chi-carré a été utilisé pour déterminer le risque relatif (RR) de blessure à l'épaule.

Résultats : Dix-huit participants (10 hommes, 8 femmes) ont été inclus, parmi lesquels 39 % ont déclaré avoir eu une blessure à l'épaule lors de la saison précédente. Ils étaient principalement sprinters (56 %) et des nageurs en crawl (44 %). Treize participants ont été suivis pendant toute la saison sportive et parmi les 5 nageurs qui n'ont pas participé au suivi prospectif, l'un d'eux avait subi une grave blessure aux membres inférieurs (rupture du ligament croisé antérieur), 2 nageurs ont poursuivi leur carrière à l'étranger, et 2 nageurs ne souhaitent pas poursuivre le suivi. Les participants avaient $6,7 \pm 1,1$ séances de natation par semaine, correspondant à une moyenne totale de $34,3 \pm 5,7$ km par semaine, et $1,5 \pm 0,3$ séances de préparation physique par semaine. Parmi les 13 nageurs inclus dans le suivi, les MFM concentriques (RI et RE) ont significativement augmenté ($p < 0,05$) au cours de la saison. Ainsi, les ratios conventionnels n'ont pas été modifiés de manière significative au cours de la saison. Cependant, aucune modification significative de force excentrique a été observée au cours de la saison entraînant une diminution significative des ratios fonctionnels (RF) eccER:conIR et eccIR:conER par rapport à ceux de pré-saison ($p < 0,05$) (Figure 32)

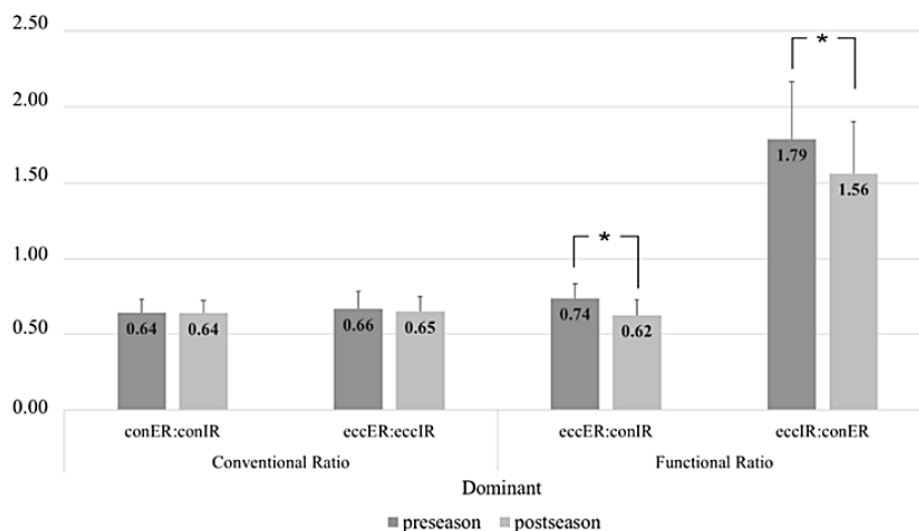


Figure 32 Diagramme en barre représentant l'évolution des ratios agoniste-antagoniste au cours de la saison sportive (n=13)

Dans le groupe inclus dans le suivi prospectif, 6 nageurs (46 %) ont eu au moins une blessure à l'épaule au cours de la saison. Cinq nageurs avaient une tendinopathie de la coiffe des rotateurs (muscle supra-épineux et chef long du biceps), et un nageur avait une lésion musculaire de grade 2 du muscle deltoïde. Les courbes ROC ont montré que le ratio conventionnel excentrique (eccER:ecclR) (AUC= 0,79, IC95%: 0,20-0,96, p<0,05) et le RF de décélération (eccER:conIR) (AUC= 0,79, IC95%: 0,29-0,95, p<0,05) avaient une bonne capacité prédictive vis-à-vis du risque de blessures. Le déséquilibre musculaire a été défini comme un ratio conventionnel excentrique eccER:ecclR<0,66 et un RF eccER:conIR<0,68 avec un risque relatif significatif (RR) de 4,50 de se blesser au cours de la saison lorsque le participant avait un RF de décélération <0,68 en pré-saison (Tableau 5).

Tableau 5 Risque relatif de blessure d'épaule en fonction des ratios agoniste-antagonistes pré-saison (n=13)

	Accuracy (AUC-ROC)	p-value	Criteria	Relative Risk	Confidence Interval (95%)
Conventional ratios					
conER:conIR at 60 °/s	0.64	0.20	<0.66	1.71	0.47 to 6.30
eccER:ecclR at 60 °/s	0.79 ^a	0.04	<0.66	5.83	0.92 to 37.08
Functional ratios					
eccER:conIR at 60 °/s	0.79 ^a	0.03	<0.68	4.50 ^b	1.33 to 15.28
ecclR:conER at 60 °/s	0.69	0.26	>1.37	3.75	0.38 to 36.76
			≥ 2 criteria	3.20	0.89 to 11.48
Global muscular imbalance					

^a Significant accuracy with p-value<0.05 for tests of the null hypothesis that the AUC-ROC equals 0.50

^b Significant relative risk when the confidence interval (95%) was above and did not contain the value 1 (p-value < 0.05). AUC: area under the curve; ROC: receiver operating characteristic;

ER: external rotation; IR: internal rotation; ecc: eccentric; con: concentric

Discussion : Dans notre cohorte, les nageurs ayant un ratio conventionnel excentrique et un RF de décélération plus faible lors de la visite de pré-saison présentaient un risque accru de blessure à l'épaule pendant la saison. Plus spécifiquement, un RF inférieur à 68% était associé à un risque significativement accru de développer une blessure à l'épaule au cours de la saison sportive (RR=4,50, p<0,05). Précédemment, des études ont démontré l'impact prédictif du RF de

décélération dans la survenue des blessures d'épaules de sportifs «overhead» et plus précisément chez des volleyeurs élités (H.-K. Wang et al., 2000) ou des joueurs de handball (Edouard et al., 2013). Il est également intéressant de noter que le critère d'un RF à 68% est très proche de celui adopté dans l'étude d'Edouard et al. (2013), dans laquelle un seuil de 67% a été calculé à partir de l'étude d'une population témoin non-athlète.

L'importance d'une force excentrique suffisante pour les RE afin de contrer la force concentrique importante des RI dans la phase propulsion aquatique est nécessaire pour limiter l'instabilité de la tête humérale, prédisposant l'épaule aux blessures (Bradley et al., 2016; Gaudet et al., 2018). Cependant, il s'agit de la première étude qui analysait de manière prospective l'impact prédictif du déséquilibre musculaire sur le risque de blessure à l'épaule chez les nageurs. De plus, nos résultats mettent en évidence que les ratios fonctionnels diminuaient au cours de la saison, principalement en raison de l'augmentation de la force concentrique des RI et RE, sans augmentation similaire de la force excentrique. Cela suggère que l'entraînement intensif de natation induit un renforcement excentrique insuffisant par rapport au renforcement concentrique, ce qui peut exposer l'épaule à l'instabilité et aux blessures et qui s'aggrave pendant la saison de compétition. D'autres études portant sur des populations plus importantes sont nécessaires pour confirmer ces résultats, identifier les populations à risque et évaluer l'efficacité de programmes de renforcement spécifiques visant à réduire le déséquilibre musculaire et tester leur impact sur la réduction de l'incidence des blessures à l'épaule liées à la pratique de la natation à haut-niveau.

8.4.2 Article publié



Shoulder Muscle Imbalance as a Risk for Shoulder Injury in Elite Adolescent Swimmers: A Prospective Study

by

Joffrey Drigny^{1,2,3}, Antoine Gauthier^{3,4}, Emmanuel Reboursière¹, Henri Guermont¹, Vincent Gremeaux^{5,6}, Pascal Edouard^{6,7,8}

Muscle strength imbalances between the internal and external rotators of the shoulder are frequent in swimmers, but their role in shoulder injury remains unknown. We aimed to evaluate the association of shoulder rotator strength and injury in elite adolescent swimmers. Eighteen adolescent swimmers performed preseason isokinetic tests of the internal and external rotator muscles in concentric (con) and eccentric (ecc) modes. Conventional (conER:conIR and eccER:eccIR) and functional ratios (eccER:conIR and eccIR:conER) were calculated. Thirteen swimmers completed a weekly questionnaire about swimming habits and shoulder injuries throughout the season. Preseason testing showed a significant negative association between the functional eccER:conIR ratio and years of practice ($p < 0.05$). Over the season, 46% of athletes experienced at least one shoulder injury. At the end of the season, peak torques increased for both internal and external rotator muscles strength, but only concentrically, resulting in a decrease in the eccER:conIR functional ratio ($p < 0.05$). The receiver operating characteristic curve analysis highlighted good predictive power for the preseason functional eccER:conIR ratio, as values below 0.68 were associated with a 4.5-fold (95% CI 1.33-15.28, $p < 0.05$) increased risk of shoulder injuries during the season.

Key words: swimming, sports injury prevention, isokinetic testing, strength imbalance.

Introduction

Shoulder pain is the most frequent musculoskeletal complaint in swimming, affecting from 40 to 91% of athletes (Matzkin et al., 2016), and 20-35% of competitive swimmers experience a time-loss injury each year (Gaunt and Maffulli, 2012). Adolescent swimmers are exposed to an increased risk of injury when transitioning from one to two practices daily with a high training volume (Bak, 2010; Wolf et al., 2009). The high injury rate in swimmers could be due to swimming

mechanics consisting of specific repetitive motion. Indeed, swimming propulsion mainly relies on repetitive adduction and medial rotation of the shoulders, often leading to muscular imbalances between strong internal rotators (IR) and relatively weaker external rotators (ER) (Batalha et al., 2013).

Assessing rotator muscle imbalance in swimmers thus appears highly relevant and feasible in clinical settings using isokinetic testing, which is an objective, useful and reliable tool to quantify muscular strength and imbalances

¹ - Normandie Univ, UNICAEN, Sports Medicine Unit, CHU de Caen Normandie Caen, France.

² - Normandie Univ, UNICAEN, Physical Medicine and Rehabilitation Unit, CHU de Caen Normandie Caen, France.

³ - UMR-S 1075 INSERM/Unicaen COMETE, Caen, France.

⁴ - Université de Caen Basse Normandie, UPRES-EA 2131, UFR STAPS, Caen, France.

⁵ - Swiss Olympic Medical center, Centre de médecine du sport, Division de médecine physique et réadaptation, Centre Hospitalier Universitaire Vaudois, Lausanne, Switzerland.

⁶ - Institute of Sport Sciences, University of Lausanne, Lausanne, Switzerland.

⁷ - Inter-university Laboratory of Human Movement Science (LIBM EA 7424), University of Lyon, University Jean Monnet, F-42023. Saint Etienne, France.

⁸ - Department of Clinical and Exercise Physiology, Sports Medicine Unit, University Hospital of Saint-Etienne, Faculty of Medicine, Saint-Etienne, France.

(Batalha et al., 2013; Collado-Mateo et al., 2018; Olivier and Daussin, 2018). Strength imbalances are evaluated using the conventional ratio, calculated as the ratio between ER and IR peak torques (PTs) in a concentric (conER:conIR) or eccentric contraction mode (eccER:eccIR). For injury prevention, the ER:IR ratio should be between 0.66 and 0.75 (Ellenbecker and Davies, 2000), and consequently, external rotators must have at least 2/3 of the internal rotator strength. More recently, the functional ratio, which is calculated as the ratio between the ER PT during an eccentric action and the IR PT during a concentric action (eccER:conIR), has been considered to be more appropriate to evaluate the eccentric action of the antagonist muscles, contributing to dynamic glenohumeral joint stability. This ratio has been studied mainly in overhead sports (Andrade et al., 2013; Guney et al., 2016), in which ratios above 1.0 are considered reference values (Andrade et al., 2013). In high-level front-crawl swimmers, Olivier et al. (2008) showed a significantly lower conventional concentric ratio when compared to nonswimmers (conER:conIR 0.52 vs. 0.75). In adolescent swimmers, Batalha et al. (2013) studied changes in the conventional concentric ratio after 32 weeks of training and reported a significant decrease in conER:conIR from 0.79 to 0.71. Some studies have shown that athletes with shoulder instability or impingement had a lower functional eccER:conIR ratio (Güney et al., 2014; Saccol et al., 2010) and that it could be the origin of shoulder injuries, in general and in swimmers (Bradley et al., 2016). Moreover, Bak and Magnusson (1997) also reported functional ratios below 1.0 in asymptomatic swimmers (eccER:conIR = 0.86). The other functional work ratio is calculated as eccIR:conER, which reflects the action of arm cocking in overhead throwing, and eccIR:conER >1.61 has been described as an injury risk in handball (Edouard et al., 2013).

However, it is unclear whether this muscular imbalance causes shoulder injuries in swimmers (Bradley et al., 2016) or is simply a physiological adaptation to training. In this context, we aimed to evaluate the association between preseason isokinetic shoulder strength testing and shoulder injuries in elite adolescent swimmers. A secondary objective was to characterize the individual variables associated with a muscle imbalance.

Methods

We conducted a prospective cohort study to investigate the in-season changes of shoulder IR and ER PTs and ratios and the incidence of shoulder injury among adolescent swimmers. This study was conducted in a University Hospital Center. The protocol was approved by an independent ethics committee for research (CERSTAPS, 2016-05-11-16), and the informed consent of each of the participants, or their legal representatives in the case of minors, was obtained. The protocol was conducted according to the Declaration of Helsinki.

Participants

The study population was all swimmers from an adolescent elite group, defined as national-level competitors (in their age categories), training twice daily. Swimmers were included on a voluntary basis. Exclusion criteria were swimmers with a current or recent (<1 month) shoulder injury with time lost from sport participation and those unable to perform the isokinetic test. For the prospective follow-up, we excluded swimmers who were unable to participate in the computerized follow-up or those who ended the season for a reason other than a shoulder injury. Among the 25 swimmers in the whole group, 18 participants (10 males, 8 females) were included, and their characteristics are described in Table 1; 39% reported a shoulder injury in the previous season. They were mainly sprinters (56% as defined by their best performance for a less than 200 m-distance) and front-crawl swimmers (44%). Thirteen participants were followed during the whole season. Their characteristics are reported in Table 1 and did not have significant differences from the whole group ($n = 18$). Among the 5 swimmers who did not participate, one had a severe lower limb injury (ACL rupture), 2 swimmers pursued their careers abroad, and 2 swimmers did not wish to continue the follow-up.

Measures

Shoulder isokinetic strength data collection

The shoulder isokinetic strength profile was assessed using a Con-Trex® isokinetic dynamometer (Con-Trex MJ; CMV AG, Dübendorf, Switzerland). The PT (Nm) and range of motion (°) were recorded. The testing apparatus was set up as described in the owner's manual, and participants were placed in a seated position, with 45° of shoulder abduction in the scapular plane,

according to the position described by Davies (1987). The ROM for testing was 70° (20° for internal rotation and 50° for external rotation). All swimmers had a familiarization set of 3 submaximal repetitions under all conditions before recording. Data were collected from the first set of 5 maximal repetitions at 60°·s⁻¹ in the concentric mode (con) and then the second set of 4 maximal repetitions at 60°·s⁻¹ in the eccentric mode (ecc), with constant verbal stimulation. The participants' arms were passively weighted to provide gravity compensation data, and corrections were incorporated (Edouard et al., 2009). The studied variables were PT, which is the maximum torque of force normalized to body weight (Nm/kg), the conventional conER:conIR ratio and eccER:eccIR ratio at 60°·s⁻¹, and the functional eccentric-to-concentric ratios eccER:conIR and eccIR:conER at 60°·s⁻¹, for both the dominant and non-dominant sides.

Prospective injury data collection

During the 2016-17 season, all swimmers had to complete a weekly computerized questionnaire. All shoulder injuries were documented (type and duration), including time loss and treatment. A significant shoulder injury was defined as one that interfered with training or progress in training, consistent with the literature about swimming injuries (Gaunt and Maffulli, 2012; Walker et al., 2012). We used the National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System (NCAA-ISS) definition and collected data on injuries that occurred as a result of swimming participation, required medical attention and resulted in significant participation time lost for 1 or more calendar days beyond the day of injury (Dick et al., 2007).

Design and procedures

The evaluations were carried out twice at a 40-week interval: (1) at the beginning of the competitive season (preseason visit), and (2) at the end of the competitive season (postseason visit). At the preseason visit, all 18 swimmers completed a self-administered questionnaire about their sociodemographic status, training habits, swimming performance and previous injuries. A standardized clinical examination including specific physical examination tests of the shoulder was performed by a sport medicine physician (JD). The shoulder strength profile was assessed by isokinetic testing as described above. The follow-

up was carried out over 38 weeks (October 2016 to July 2017). At the postseason visit, all swimmers included in the follow-up had the same evaluations as those at the preseason visit, with the same examiner (JD).

Statistical analyses

Means and standard deviations (SD) were calculated for all variables. The normal distribution of the data was checked by the Kolmogorov-Smirnov test. A 2-way ANOVA was used to determine the effect of swimmers' characteristics on the preseason PT, ratios and in-season changes. Regression analysis with an F-test and the r-squared (r²) statistic was used to determine the effect of age or experience variance on PT or ratio parameters. ANCOVA was used to estimate differences between IR and ER on the in-season changes. To assess the predictive accuracy of muscular imbalances, we used the receiver operating characteristic (ROC) analysis (Hanley and McNeil, 1982). The optimal threshold values (criteria) were associated with a greater Youden index ($J = \text{sensitivity} + \text{specificity} - 1$), and a chi-squared test with Yates correction was used to determine the relative risk (RR) of shoulder injury. Statistical analyses were performed with IBM SPSS Statistics for Windows, Version 20.0. (Armonk, NY: IBM Corp.).

Results

Shoulder strength profile in swimmers (n = 18)

The isokinetic PTs and ratios from preseason testing are presented in Table 2. Both conIR and eccIR PTs were significantly greater in male than in female swimmers ($t: 2.42-2.90, p < 0.05$). The years of practice explained a significant proportion of variance in the PTs under all conditions (conIR, conER, eccIR and eccER) ($r^2 = 0.40-0.59, p < 0.01$) and in the functional eccER:conIR ratio ($r^2 = 0.25, p < 0.05$) (Figure 1).

In-season changes in shoulder strength in swimmers (n = 13)

Participants had a mean of 6.7 ± 1.1 weekly swimming sessions, corresponding to an average total of 34.3 ± 5.7 km per week, and they had 1.5 ± 0.3 weekly dry-land sessions. Swimming sessions were based on elite competitive swimming practices. A standardized resistance training session consisted of a 10-min dynamic warm-up, a pyramidal weight set on the squat, bench press, and pull-down/seal row exercises successively and

finally a core strengthening exercise routine.

For the 13 swimmers included in the follow-up, in-season changes between preseason and postseason testing for the PT and ratio parameters are presented in Figure 2. The conIR and conER PTs significantly increased ($t = -2.57$ to -3.83 , $p < 0.05$) during the season without a difference between IR and ER PTs gains in both the dominant ($F[2.24] = 0.05$, $p = 0.82$) and non-dominant arm ($F[2.24] = 0.19$, $p = 0.66$). The conventional conER:conIR and eccER:eccIR ratios did not change significantly during the season. No change was found in the eccentric mode. At the end of the season, both functional ratios showed a significant decrease in eccER:conIR and eccIR:conER ratios compared to those from the preseason ($t = 2.59$, $p < 0.05$).

Association of rotator strength and shoulder injury

Among the follow-up group, 6 swimmers

(46%) sustained at least one shoulder injury during the season. Five swimmers had a rotator cuff tendinopathy (supra-spinatus muscle and long head of the biceps muscle), and one swimmer had a grade-two deltoid injury. The average time loss was 3.8 ± 2.0 days. The ROC curves for the PT ratios as predictors of the risk of shoulder injury showed that the eccER:eccIR ratio (ROC-AUC analysis, $AUC = 0.79$, 95% Confidence Interval [CI]: 0.20-0.96, $p < 0.05$) and eccER:conIR ratio ($AUC = 0.79$, 95% CI: 0.29-0.95, $p < 0.05$) had accurate predictive ability to discriminate injury. After interpretation of the Youden index, the muscular imbalance was defined as $\text{eccER:eccIR} < 0.66$ (sensitivity = 0.86, specificity = 0.83; $J = 0.49$) and $\text{eccER:conIR} < 0.68$ (sensitivity = 1.00, specificity = 0.67, $J = 0.67$). The relative risks of shoulder injuries associated with preseason muscle imbalances are presented in Table 3. There was a significant relative risk (RR) of 4.50 (95% CI: 1.33-15.28, $p < 0.05$) when the participant had $\text{eccER:conIR} < 0.68$.

Table 1
Characteristics of the swimmers in the initial group ($n = 18$)
and swimmers included in the follow-up ($n = 13$)

	Total $n = 18$	Follow-up $n = 13$
Age (year \pm SD)	16.1 \pm 2.3	16.3 \pm 1.7
Female (n and %)	8 (44%)	6 (46%)
Body weight (kg \pm SD)	62.1 \pm 12.8	58.3 \pm 10.0
Height (cm \pm SD)	172.5 \pm 11.3	169.23 \pm 10.0
BMI (kg/m ² \pm SD)	20.6 \pm 2.1	20.20 \pm 1.9
Right dominant arm (n and %)	17 (94%)	12 (92%)
Career lengths (year \pm SD)	8.2 \pm 2.9	7.4 \pm 2.4
Front-crawl specialist (n and %)	8 (44%)	6 (46%)
Symmetric stroke (n and %)	5 (28%)	3 (23%)
Sprint <200 m (n and %)	10 (56%)	7 (53%)
Swimming performance (FINA pts \pm SD)	574.3 \pm 79.4	564.92 \pm 84.3
Previous year shoulder injury	7 (39%)	5 (38.5%)

SD: standard deviation; BMI: body mass index; FINA: Fédération Internationale de Natation

No significant differences were found between the total and follow-up groups.

Table 2*Isokinetic variables of the peak torques and the ratios at the preseason visit with respect to sex*

	Total n = 18		Male n = 10		Female n = 8	
	Dom	Non-dom	Dom	Non-dom	Dom	Non-dom
<i>Peak Torque (Nm/kg)</i>						
conIR at 60°·s ⁻¹	0.73 ± 0.24	0.69 ± 0.21	0.85 ± 0.28	0.80 ± 0.21	0.59 ± 0.10 ^a	0.55 ± 0.12
conER at 60°·s ⁻¹	0.47 ± 0.13	0.45 ± 0.11	0.51 ± 0.14	0.50 ± 0.17	0.41 ± 0.10	0.39 ± 0.06
eccIR at 60°·s ⁻¹	0.81 ± 0.25	0.74 ± 0.2	0.96 ± 0.24	0.85 ± 0.2	0.63 ± 0.06 ^a	0.62 ± 0.08
eccER at 60°·s ⁻¹	0.51 ± 0.12	0.50 ± 0.15	0.56 ± 0.13	0.56 ± 0.18	0.46 ± 0.06	0.44 ± 0.08
<i>Ratio (at 60°·s⁻¹)</i>						
Conventional conER:conIR	0.65 ± 0.11	0.68 ± 0.13	0.62 ± 0.09	0.62 ± 0.05	0.70 ± 0.12	0.74 ± 0.18
Conventional eccER:eccIR	0.65 ± 0.11	0.68 ± 0.11	0.59 ± 0.09	0.62 ± 0.09	0.73 ± 0.08	0.71 ± 0.12
Functional eccER:conIR	0.72 ± 0.11	0.75 ± 0.18	0.70 ± 0.11	0.69 ± 0.11	0.78 ± 0.07	0.83 ± 0.22
Functional eccIR:conER	1.76 ± 0.37	1.65 ± 0.24	1.86 ± 0.38	1.69 ± 0.23	1.59 ± 0.31	1.59 ± 0.26

a: Significant difference between males and females (p-value < 0.05)

ER: external rotation, IR internal rotation, con: concentric, ecc: eccentric,

Dom: dominant, Non-dom: non-dominant

Table 3*The relative risk of swimmer shoulder injury associated with muscular imbalances (n = 13)*

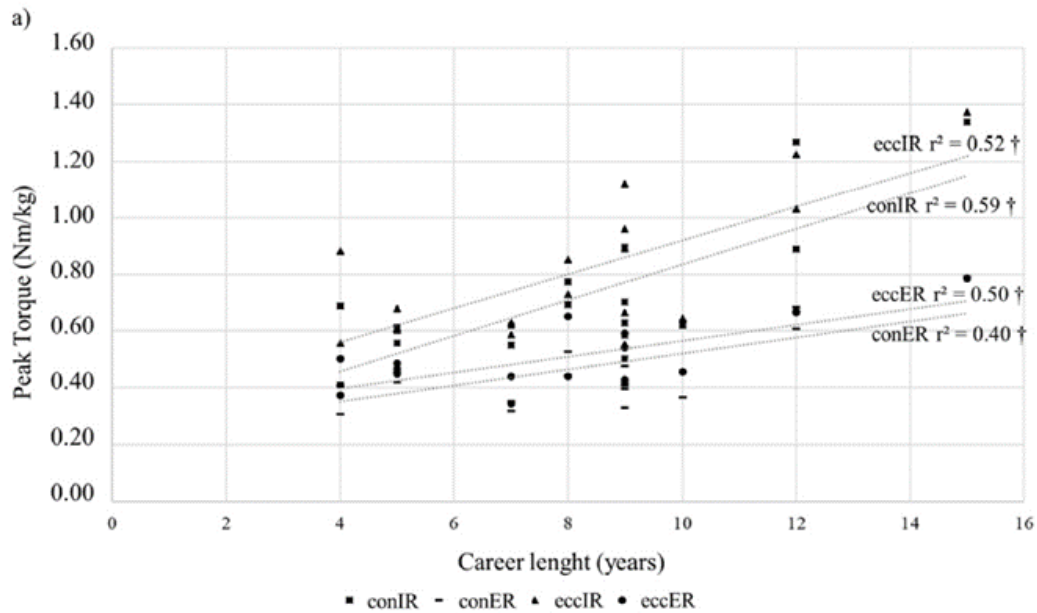
	Accuracy (AUC-ROC)	p-value	Criteria	Relative Risk	Confidence Interval (95%)
<i>Conventional ratios</i>					
conER:conIR at 60 °/s	0.64	0.20	<0.66	1.71	0.47 to 6.30
eccER:eccIR at 60 °/s	0.79 ^a	0.04	<0.66	5.83	0.92 to 37.08
<i>Functional ratios</i>					
eccER:conIR at 60 °/s	0.79 ^a	0.03	<0.68	4.50 ^b	1.33 to 15.28
eccIR:conER at 60 °/s	0.69	0.26	>1.37	3.75	0.38 to 36.76
<i>Global muscular imbalance</i>			≥ 2 criteria	3.20	0.89 to 11.48

^a Significant accuracy with p-value < 0.05 for tests of the null hypothesis that the AUC-ROC equals 0.50

^b Significant relative risk when the confidence interval (95%) was above and did not contain the value 1

(p-value < 0.05). AUC: area under the curve; ROC: receiver operating characteristic;

ER: external rotation; IR: internal rotation; ecc: eccentric; con: concentric



b)

		R-squared	F-value	β	t	CI (95%)	p-value
Conventional ratios	conER:conIR	0.22	4.49	13.61	-2.12	-27.2; 0.01	0.05
	eccER:eccIR	0.09	1.49	8.03	-1.22	-0.80; 0.21	0.24
Functional ratios	eccER:conIR	0.25	5.21	13.98	-2.28	-0.96; -0.35	0.04 *
	eccIR:conER	0.02	0.32	1.13	0.57	-3.09; 5.35	0.58

Figure 1

Isokinetic peak torques (a) at the preseason visit with respect to the swimming career length in years and (b) the regression analysis of the ratios with respect to the swimming career length in years ($n = 18$)

con : concentric, ecc : eccentric, ER: external rotators, IR: internal rotators

β : regression beta coefficients, t: β associated t-value, CI: confidence interval; * p-value < 0.05 † p-value < 0.01

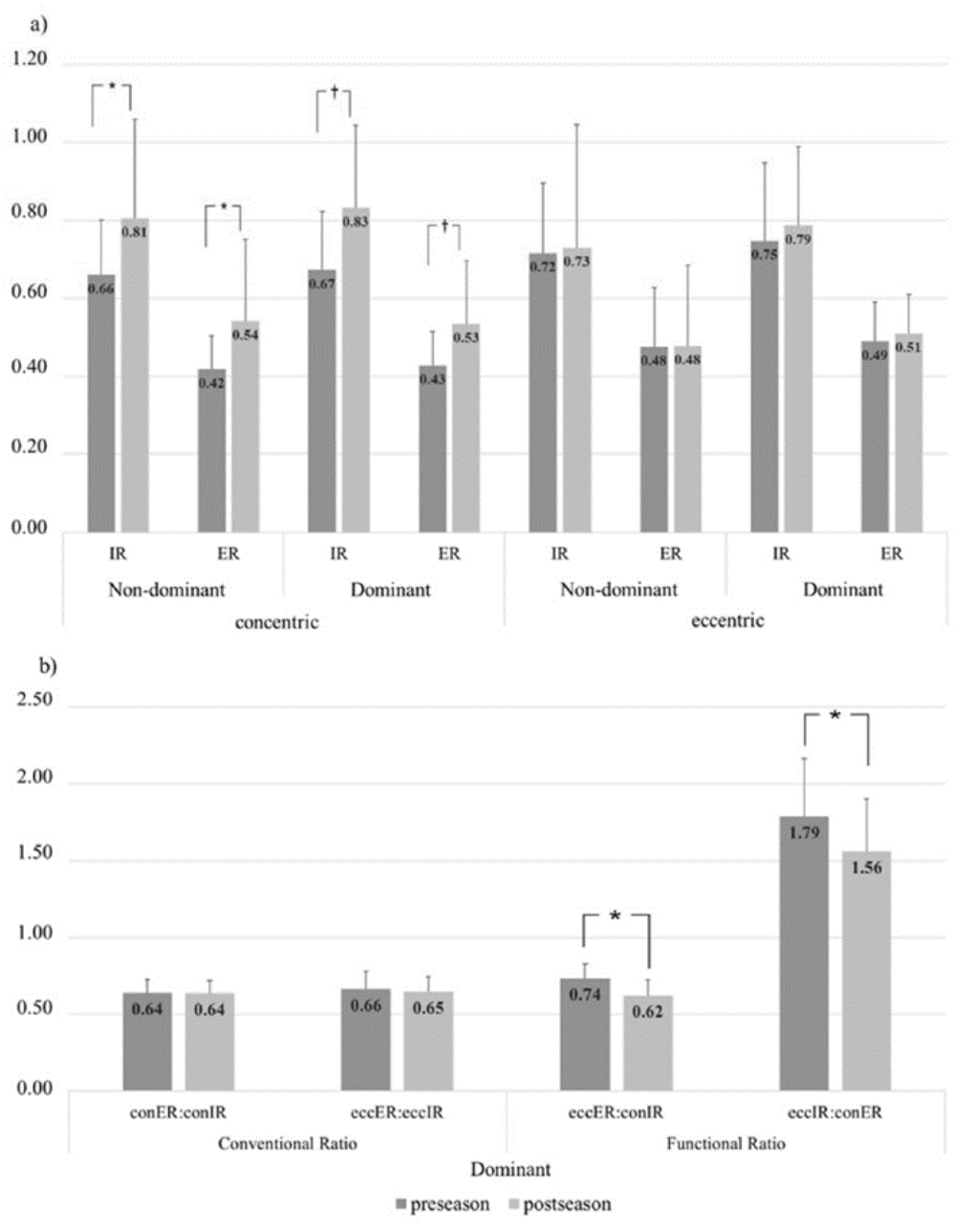


Figure 2
Changes in in-season isokinetic peak torques (a) and ratios (b) in swimmers (n = 13)
con : concentric, ecc : eccentric, ER: external rotators, IR: internal rotators
** p-value<0.05 † p-value< 0.01*

Discussion

In our cohort, swimmers with a lower preseason conventional eccentric eccER:eccIR ratio and functional eccER:conIR ratio had an increased risk of shoulder injury during the season. A preseason functional eccER:conIR ratio below 0.68 was associated with a significant 4.5-fold increased risk of developing a shoulder injury ($RR = 4.50$ $p < 0.05$).

The functional eccER:conIR ratio may be an interesting and relevant variable for identifying swimmers at higher risk for shoulder injury (with a cut-off at 0.68 in our study). Previous authors also conducted prospective studies and evaluated the associations of preseason shoulder rotator isokinetic measurements and injuries in overhead athletes (Edouard et al., 2013; Wang et al., 2000). Lower eccER:conIR functional ratios have also been described as injury risk factors in elite volleyball players (Wang et al., 2000) or handball players (Edouard et al., 2013). It is also interesting to note that the criterion of a functional eccER:conIR ratio < 0.68 is very close to that adopted in the study of Edouard et al. (2013), in which a threshold ratio of 0.67 was calculated from the study of a control, non-athlete population. Moreover, the conventional eccentric eccER:eccIR ratio had the predictive ability to identify swimmers at risk for shoulder injury, but the cut-off (< 0.66) failed to show statistically significant results and was thus unlikely to be clinically relevant and applicable in clinical practice.

Until now, the literature on rotator muscle imbalance and its association with shoulder injury in swimmers was mainly based on conventional concentric ratios (Bak, 2010; Batalha et al., 2013; Bradley et al., 2016). However, external rotators are less likely to be involved in their concentric mode as external rotation is the least used motion in swimming and is mostly involved in the non-propulsive phase (Manske et al., 2015). Thus, the main function of the ER muscles in the propulsion phase is to limit the anterior translation of the humeral head by contracting eccentrically to counteract the propulsive internal rotation (Gaudet et al., 2018). Electromyographic studies on swimming strokes found the highest activity of external rotator muscles (teres minor) during the pull-through phase (Pink et al., 1993) and consequently, when operating in an eccentric mode. The high eccentric demands on the ER

muscles have been implicated in the impairment of control of glenohumeral-joint translation, ultimately predisposing the shoulder to injury (Bradley et al., 2016; Ramsi et al., 2004), and an analysis of muscular recruitment in swimmers demonstrated a decrease and a delay in the activation of m. infraspinatus in swimmers with impingement syndrome (Scovazzo et al., 1991). However, to our knowledge, this is the first study to prospectively analyze the predictive impact of the muscle imbalance on the risk of shoulder injury in swimmers.

Moreover, our results highlight that the functional eccER:conIR and eccIR:conER ratios decreased during the season, mainly due to the increase in concentric strength of both internal and external rotators, which was not associated with a similar increase in eccentric strength. This can be interpreted as a worsening of the functional eccER:conIR ratio, with post-season mean values (0.62 ± 0.10) that were lower than the preseason cut-off found to indicate the risk of injury (0.68). This suggests that high-level swimming training induces insufficient eccentric strengthening compared to concentric strengthening that may expose the shoulder to instability and injury (Gaudet et al., 2018), which worsen during the competitive season. On the other hand, the conventional conER:conIR and eccER:eccIR ratios did not significantly change during the season. These results are not consistent with the finding from Batalha et al. (2013) who found a decrease in the conER:conIR ratio from 0.79 to 0.71 during a competitive season in adolescent swimmers. However, in our sample, swimmers already had lower conventional ratios in the preseason tests (0.65 ± 0.11).

Both IR and ER PTs were positively associated with age in all modes (ecc and con) and highly related to sport participation, as the normalized PT was stable in the control population between 13 and 36 years (Andrade et al., 2013). We also confirmed that swimmers are exposed to muscular imbalances, with a mean conventional conER:conIR ratio of 0.65 and a mean functional eccER:conIR ratio of 0.72. The literature supports that conventional conER:conIR ratio values below 0.66 characterize muscle imbalances which increase the risk for injury or instability (Ellenbecker and Davies, 2000) and that functional

eccER:conIR ratios above 1.0 should be targeted in swimmers (Bradley et al., 2016).

The present study shows that there was a significant negative correlation between the years of practice and the functional eccER:conIR ratio and a statistical trend toward significance for the conventional conER:conIR ratio. This suggests that shoulder rotator muscle imbalances may worsen as the years of practice increase and could increase the risk of shoulder injury over time (in addition to age per se). As shoulder pain increases with the years of practice (Dischler et al., 2018), we hypothesized that a specific prevention program aiming to reduce muscle imbalance could be targeted at young swimmers undergoing high-volume training (Batalha et al., 2018). Further studies with a long-term follow-up are needed to confirm these hypotheses. Moreover, although isokinetic evaluation is not currently a standard evaluation in swimming, it is the first step in optimizing the follow-up of swimmers. In swimmers, especially those with muscular imbalances, a specific land-based eccentric program targeting the external rotators (Tessaro et al., 2017) could limit the risk of injury.

These results are presented with caution as this is a preliminary trial of this approach, and there are several limitations to this study. First, the number of participants included in the current study was limited, and further studies are needed to confirm the results for larger samples. Second, this is a monocentric study, as we included swimmers from a single swimming club, but the swimmers' characteristics and training habits were consistent with national trends for elite adolescent swimmers. Thirdly, functional ratios were calculated with successive sets of either concentric or eccentric internal/external rotations

tested independently. In the literature, protocols are heterogeneous with some studies using concentric force consecutively followed by the eccentric force on the same set. Further studies are needed to compare and evaluate both protocols. Additionally, while injuries have been confirmed by health professionals, swimmers did not benefit from systematic imaging. However, all injuries were common overuse injuries in swimmers, for which diagnostic criteria are largely based on clinical variables. Moreover, a recent study described high prevalence of imaging abnormalities in the shoulders of swimmers, even in asymptomatic athletes (Rodeo et al., 2016). Finally, some teams described isokinetic evaluations in other positions when testing shoulder rotation (sitting, standing, or supine). However, Davies' seated position has high reliability and good clinical practical implications (Edouard et al., 2011).

This study reports that preseason functional eccER:conIR ratios were associated with a higher risk for developing shoulder injuries in elite adolescent swimmers. A functional eccER:conIR ratio below 0.68 identified swimmers with a 4.5-fold increased risk of in-season shoulder injury. In addition, our results highlighted that high-level swimming practice induced a significant decrease in the functional eccER:conIR ratio during a competitive season, which could lead to an increased risk of shoulder injury over time. Further studies on larger populations are needed to confirm these results, identify populations at risk and assess the efficacy of specific strengthening programs in reducing muscle imbalances to decrease the incidence of swimming-related shoulder injuries.

References

- Andrade MS, Vancini RL, de Lira CAB, Mascarin NC, Fachina RJFG, da Silva AC. Shoulder isokinetic profile of male handball players of the Brazilian national team. *Braz J Phys Ther*, 2013; 17: 572-578
- Bak K. The practical management of swimmer's painful shoulder: etiology, diagnosis, and treatment. *Clin J Sport Med*, 2010; 20: 386-390
- Bak K, Magnusson SP. Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. *Am J Sports Med*, 1997; 25: 454-459
- Batalha N, Dias S, Marinho DA, Parraca JA. The effectiveness of land and water based resistance training on shoulder rotator cuff strength and balance of youth swimmers. *J Hum Kinet*, 2018; 62: 91-102

- Batalha NM, Raimundo AM, Tomas-Carus P, Barbosa TM, Silva AJ. Shoulder rotator cuff balance, strength, and endurance in young swimmers during a competitive season. *J Strength Cond Res*, 2013; 27: 2562-2568
- Bradley J, Kerr S, Bowmaker D, Gomez J-F. Review of shoulder injuries and shoulder problems in competitive swimmers. *Am J Sports Sci Med*, 2016; 4: 57-73
- Collado-Mateo D, Dominguez-Muñoz FJ, Batalha N, Parraça J, Tomas-Carus P, Adsuar JC. Test-retest reliability of isokinetic arm strength measurements in competitive swimmers. *J Hum Kinet*, 2018; 65: 5-11
- Davies GJ. *A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation techniques*. Onalaska: S & S Publishers; 1987
- Dick R, Agel J, Marshall SW. National collegiate athletic association injury surveillance system commentaries: introduction and methods. *J Athl Train*, 2007; 42: 173-182
- Dischler JD, Baumer TG, Finkelstein E, Siegal DS, Bey MJ. Association between years of competition and shoulder function in collegiate swimmers. *Sports Health*, 2018; 10: 113-118
- Edouard P, Calmels P, Degache F. The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength. *Isokinet Exerc Sci*, 2009; 17: 35-39
- Edouard P, Degache F, Oullion R, Plessis JY, Gleizes-Cervera S, Calmels P. Shoulder strength imbalances as injury risk in handball. *Int J Sports Med*, 2013; 34: 654-660
- Edouard P, Samozino P, Julia M, Gleizes Cervera S, Vanbiervliet W, Calmels P, Gremeaux V. Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength: a systematic review of the effect of position. *J Sport Rehabil*, 2011; 20: 367-383
- Ellenbecker TS, Davies GJ. The application of isokinetics in testing and rehabilitation of the shoulder complex. *J Athl Train*, 2000; 35: 338-350
- Gaudet S, Tremblay J, Begon M. Muscle recruitment patterns of the subscapularis, serratus anterior and other shoulder girdle muscles during isokinetic internal and external rotations. *J Sports Sci*, 2018; 36: 985-993
- Gaunt T, Maffulli N. Soothing suffering swimmers: a systematic review of the epidemiology, diagnosis, treatment and rehabilitation of musculoskeletal injuries in competitive swimmers. *Br Med Bull*, 2012; 103: 45-88
- Guney H, Harput G, Colakoglu F, Baltaci G. The effect of glenohumeral internal-rotation deficit on functional rotator-strength ratio in adolescent overhead athletes. *J Sport Rehabil*, 2016; 25: 52-57
- Güney H, Harput G, Çolakoğlu F, Baltacı G. Functional strength ratio in athletes with and without glenohumeral internal rotation deficit (GIRD). *Orthop J Sports Med*, 2014; 2: 2325967114S2325900280
- Hanley JA, McNeil BJ. The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (ROC) curve. *Radiology*, 1982; 143: 29-36
- Manske RC, Lewis S, Wolff S, Smith B. Effects of a dry-land strengthening program in competitive adolescent swimmers. *Int J Sports Phys Ther*, 2015; 10: 858-867
- Matzkin E, Suslavich K, Wes D. Swimmer's shoulder: painful shoulder in the competitive swimmer. *J Am Acad Orthop Surg*, 2016; 24: 527-536
- Olivier N, Daussin FN. Relationships between isokinetic shoulder evaluation and fitness characteristics of elite french female water-polo players. *J Hum Kinet*, 2018; 64: 5-11
- Olivier N, Quintin G, Rogez J. The high level swimmer articular shoulder complex. *Ann Readapt Med Phys*, 2008; 51: 342-347
- Pink M, Jobe FW, Perry J, Kerrigan J, Browne A, Scovazzo ML. The normal shoulder during the butterfly swim stroke. An electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. *Clin Orthop Relat Res*, 1993: 48-59
- Ramsi M, Swanik K, Straub S, Mattacola C. Shoulder-rotator strength of high school swimmers over the course of a competitive season. *J Sport Rehabil*, 2004; 13: 9-18
- Rodeo SA, Nguyen JT, Cavanaugh JT, Patel Y, Adler RS. Clinical and ultrasonographic evaluations of the shoulders of elite swimmers. *Am J Sports Med*, 2016; 44: 3214-3221
- Saccol MF, Gracitelli GC, da Silva RT, Laurino CF, Fleury AM, Mdos SA, da Silva AC. Shoulder functional ratio in elite junior tennis players. *Phys Ther Sport*, 2010; 11: 8-11

- Scovazzo ML, Browne A, Pink M, Jobe FW, Kerrigan J. The painful shoulder during freestyle swimming. An electromyographic cinematographic analysis of twelve muscles. *Am J Sports Med*, 1991; 19: 577-582
- Tessaro M, Granzotto G, Poser A, Plebani G, Rossi A. Shoulder pain in competitive teenage swimmers and its prevention: a retrospective epidemiological cross sectional study of prevalence. *Int J Sports Phys Ther*, 2017; 12: 798-811
- Walker H, Gabbe B, Wajswelner H, Blanch P, Bennell K. Shoulder pain in swimmers: a 12-month prospective cohort study of incidence and risk factors. *Phys Ther Sport*, 2012; 13: 243-249
- Wang HK, Macfarlane A, Cochrane T. Isokinetic performance and shoulder mobility in elite volleyball athletes from the United Kingdom. *Br J Sports Med*, 2000; 34: 39-43
- Wolf BR, Ebinger AE, Lawler MP, Britton CL. Injury patterns in division I collegiate swimming. *Am J Sports Med*, 2009; 37: 2037-2042

Corresponding author:

Dr Joffrey DRIGNY

Médecine Physique et de Réadaptation,
CHU de Caen, av. de la Côte de Nacre, 14000, Caen,
France

Tel: +33 02 31 06 47 21,

Fax: +33 02 31 06 50 47

E-mail: j.drigny@gmail.com

8.5 DISCUSSION DE LA PARTIE 1

8.5.1 Résumé des principaux résultats

L'analyse synthétique des résultats des trois études présentées dans le cadre de cette première partie permet d'affirmer l'intérêt de l'évaluation isocinétique du déséquilibre musculaire des rotateurs d'épaule en prévention primaire des blessures d'épaule dans les sports «overhead» pour caractériser des similitudes mais aussi des différences selon les exigences biomécaniques de ces sports et pour identifier des individus à risque de se blesser au cours de la saison.

En 2022, le consensus de Bern visait à optimiser la prévention et la prise en charge des blessures d'épaule dans les sports exposés, et principalement les sports «overhead» (Schwank et al., 2022). Parmi les items abordés dans ces recommandations, il a été souligné que les différentes caractéristiques biomécaniques de ces sports devaient être considérées afin d'identifier plus précisément les axes de prévention. D'autre part, les auteurs faisaient le constat d'une absence de recommandation franche concernant certains domaines de prévention. Parmi les interrogations persistantes ils soulignaient:

'Does screening for muscle weakness, such as a loss of rotational strength in the shoulder, hold value for athletes?'

caractérisant l'absence de données suffisantes pour affirmer que l'évaluation du déséquilibre musculaire, notamment des rotateurs d'épaule, était pertinente dans la prévention des blessures d'épaule. Nos résultats corroborent ces constats et permettent de répondre à certaines interrogations.

Tout d'abord, l'approche commune et globale semble pertinente puisque nos résultats montrent que ces sports sont exposés au risque de déséquilibre musculaire, principalement sur le RF, et que celui-ci tend à s'aggraver avec le nombre d'années de pratique et qu'il est associé au risque de blessure d'épaule au cours de la saison sportive. De plus nos résultats confirment que les blessures d'épaule sont fréquentes dans ces sports avec une incidence de 42% et 46% de blessure chez les badistes et nageurs respectivement. Ainsi, nous pouvons appuyer une recommandation générale visant à mesurer la force musculaire isocinétique des rotateurs d'épaule dans le suivi du sportif «overhead» pour identifier des déséquilibres exposant au risque de blessure d'épaule. Le calcul du

RF, intégrant l'évaluation excentrique des RE semble indispensable puisqu'il s'agit du paramètre associé au risque de blessure, et confirme l'intérêt théorique de cet équilibre fonctionnel dans la stabilité de l'épaule. Cependant, nos résultats montrent que les valeurs seuils du RF acceptables sont environ $> 2/3$ (68% pour les nageurs, 69% pour les badistes) et corroborent les résultats de Edouard et al. 2013 (67%), mais sont largement inférieures au ratio théorique de 100%. D'ailleurs, le consensus de Bern reprend la valeur seuil de 100% pour le RF, qui correspond à l'hypothèse que les RE en excentrique soient au moins aussi forts que les RI en concentrique, ce qui n'a quasiment jamais été retrouvé dans notre population de sportifs élites, y compris chez les sportifs non-blessés.

Cependant, nos résultats soulignent également des différences caractéristiques des exigences biomécaniques des différentes disciplines sportives. Tout d'abord, si la force musculaire, normalisée par rapport à la masse corporelle, augmentait significativement avec le nombre d'années de pratique sportive, cette augmentation était plus importante chez les nageurs que chez les badistes. Ceci confirme que la pratique de la natation à haut-niveau entraîne des adaptations physiologiques avec un gain de force important, qui est associé à la performance sportive. Cependant, ce gain de force observé chez les nageurs, par rapport aux badistes, était similaire sur l'ensemble des modalités de contractions, ainsi, il n'y avait pas de différence entre ces sports concernant l'évolution des ratios agonistes-antagonistes avec le nombre d'années. De manière attendue, la pratique du badminton était associée à une asymétrie significative de la force musculaire concentrique des RI et RE qui était supérieure sur le membre dominant par rapport au membre non-dominant. Les nageurs présentaient une tendance pour une force concentrique plus importante des RI du membre dominant (vs. non-dominant.) et la corrélation avec le nombre d'années semblait confirmer cette asymétrie fonctionnelle avec un gain de force des RI plus important sur le membre dominant. Ainsi, on observait, de manière surprenante, que le RF de décélération s'aggravait de manière bilatérale avec le nombre d'années de pratique de badminton alors qu'il s'aggravait uniquement sur le membre dominant chez les nageurs. Également, l'étude de l'impact prédictif du bilan musculaire sur la survenue des blessures révélait que le RF mixte, incluant un mouvement de RI à vitesse rapide ($240^\circ/s$), était plus approprié dans le badminton et que le RF à vitesse similaire ($60^\circ/s$) était approprié dans la prévention des blessures des nageurs. Ceci confirme l'intérêt d'utiliser des vitesses angulaires rapides dans les bilans isocinétiques pour les sports d'armes-lancer alors que l'utilisation d'une vitesse lente est appropriée pour évaluer la force.

8.5.2 Limites

Certaines limites doivent être discutées pour une interprétation fiable de nos résultats.

Tout d'abord, les groupes étaient de faible effectif, mais l'incidence des blessures permettait la réalisation d'analyse statistique de puissance acceptable. D'autres études incluant un plus grand nombre de participants pourront confirmer ces résultats. Inclure d'autres sports et notamment des disciplines d'armer-lancer/contrer (handball) permettra d'explorer une autre catégorie de sports « overhead».

Aussi, nous n'avons pas inclus de groupe contrôle avec des participants ne pratiquant pas de sport «overhead» et des études précédentes ont décrit des différences significatives concernant la force maximale et le déséquilibre musculaires entre les sportifs «overhead» et des groupes contrôles.

Par ailleurs, le protocole était différent entre les groupes puisque les nageurs n'ont pas réalisé de mesure à 240°/s. En effet, la mesure à vitesse rapide est principalement recommandée dans les sports ayant une composante principale de vitesse d'exécution du mouvement. Ensuite, nous avons réalisé des mesures sur 2 dynamomètres isocinétiques différents, mais la reproductibilité inter-machine a été étudiée et considérée acceptable.

Également, nous avons essentiellement étudié l'impact du déséquilibre musculaire dans la survenue des blessures car c'est le sujet principal de cette thèse, mais d'autres paramètres cliniques peuvent être considérés. Nous avons inclus le GIRD uniquement pour les badistes car significativement supérieur aux nageurs et suspecté comme facteur de risque de blessures dans les disciplines de raquettes. Cependant les nageurs avaient un déficit bilatéral de l'amplitude articulaire en rotation interne et il serait intéressant d'étudier son impact en traumatologie. D'autres tests fonctionnels pourraient également être étudiés en complément de l'évaluation instrumentale, et notamment pour l'applicabilité de protocoles de prévention puisque la disponibilité et le coût du bilan isocinétique restent un frein à leur utilisation en pratique courante.

Pour finir, il aurait été pertinent d'intégrer une comparaison avec un groupe contrôle non sportif. Aussi, il aurait été intéressant de comparer notre population à des sportifs sans sollicitation majeure des membres supérieurs ou encore de comparer nos résultats à ceux de sports où le geste technique est réalisé sous le plan des épaules ('below shoulder height' selon le consensus de Bern, Schwank et al., 2022) comme cela a été étudié dans le judo (Edouard, Frize, et al., 2009)

8.5.3 Applications pratiques / Perspectives

À la lumière de ces résultats, plusieurs applications pratiques directes peuvent être envisagées pour optimiser le suivi des athlètes et la prévention des blessures d'épaule dans une population particulièrement exposée, spécifiquement des sportifs « overhead ».

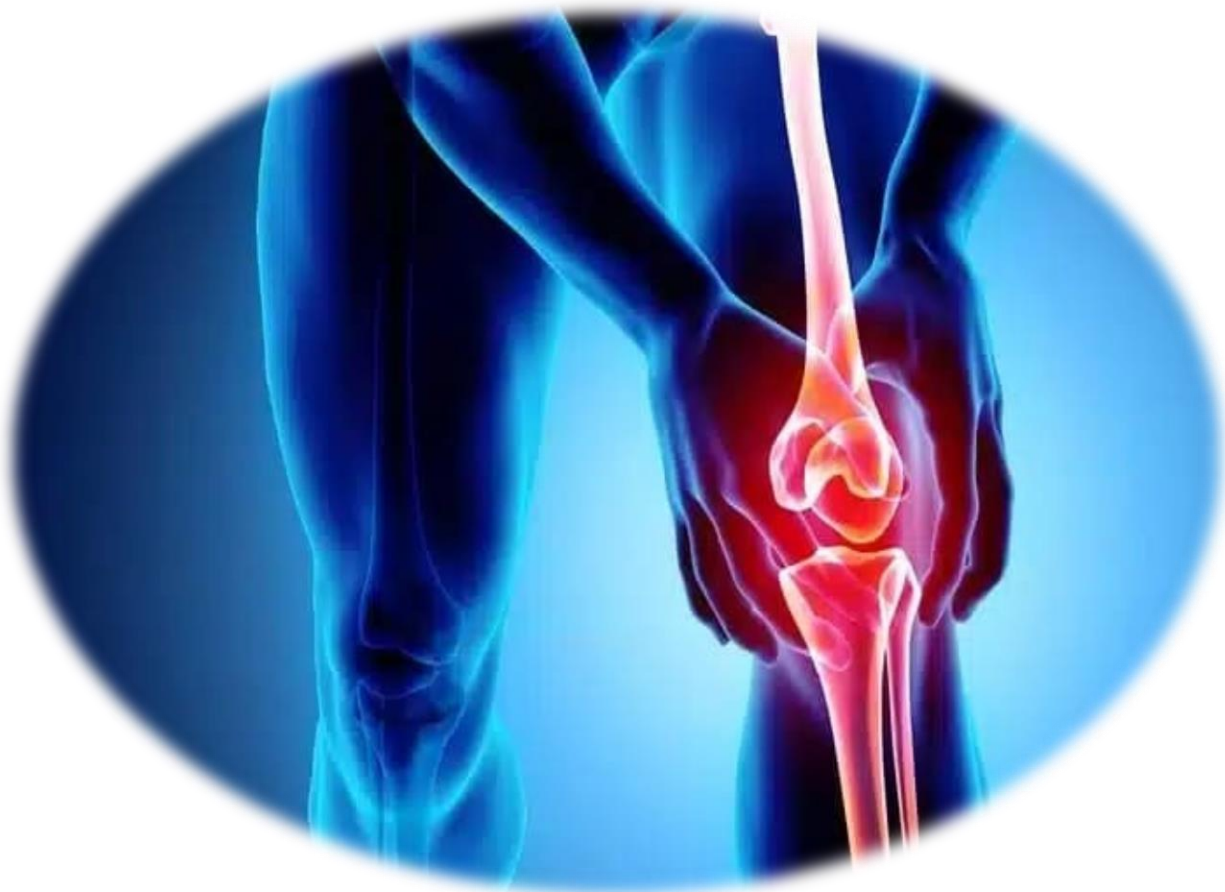
Tout d'abord, un constat général et global est le déficit relatif de force excentrique des RE, qui s'aggrave avec le nombre d'années et qui est un facteur de risque de blessure. Ainsi, une attention particulière devrait être portée sur l'intérêt de réaliser des exercices spécifiques, notamment lors des séances de renforcement musculaire pour compenser l'augmentation progressive des muscles RI due à la pratique sportive. En effet, un programme d'exercices excentriques spécifiques et centrés sur les muscles rotateurs externes semble être efficace pour réduire les déséquilibres du RF de décélération dans les sports de raquette (Julienne, 2011; Niederbracht et al., 2008) et également chez les nageurs (Drigny & Herquin, 2021). Cependant, des études supplémentaires sont nécessaires pour évaluer l'effet à long terme de programmes spécifiques sur la correction des déséquilibres musculaires et, secondairement, la réduction des blessures.

Dans les situations où l'évaluation isocinétique est disponible et indiquée, notamment chez les sportifs présentant des blessures récidivantes, ou bien pour les structures de haut-niveau proposant un suivi optimisé des athlètes, nos résultats proposent des critères objectifs et utilisables en pratique clinique. Ainsi, dans la prévention des blessures d'épaules des sportifs « overhead », nos résultats suggèrent de considérer que le $RF < 2:3$ (une approximation acceptable et utilisable des ratios de 68 et 69%) est un facteur de risque spécifique de blessure, exposant les sportifs à un risque 2-4,5 fois supérieur de se blesser au cours de la saison. L'utilisation de ces seuils pourra également être applicable pour des études ultérieures, afin de confirmer nos résultats et d'identifier des populations à risque lors d'études interventionnelles. Cependant nos résultats appuient l'intérêt d'intégrer une mesure de la force concentrique à vitesse rapide pour les sports où la composante de vitesse d'exécution du mouvement est un déterminant de la performance, notamment pour les RI dans le calcul du ratio mixte.

8.6 CONCLUSION DE LA PARTIE 1

À travers ces trois études, nous avons démontré que l'évaluation musculaire isocinétique des rotateurs d'épaule, et notamment via le calcul du RF de décélération est utile dans le suivi des sportifs «overhead» pratiquant des sports unilatéraux et bilatéraux. En effet, ces sportifs présentent un RF déséquilibré avec des muscles RE relativement plus faibles, qui s'aggrave avec le nombre d'années de pratique sportive et qui est un facteur de risque de développer une blessure d'épaule au cours de la saison sportive si $< 2/3$. Cependant, des préconisations particulières sont recommandées au regard des caractéristiques spécifiques de ces sports et notamment le choix de la vitesse angulaire. Néanmoins, ces conclusions supportent l'intérêt d'un renforcement spécifique des muscles rotateurs externes, notamment sur leur modalité excentrique, et d'autres études sont nécessaires pour tester l'impact de tels protocoles sur la correction des déséquilibres et la diminution de l'incidence de blessures d'épaule.

PARTIE 2 : PREVENTION SECONDAIRE/TERTIAIRE : SUIVI APRES RECONSTRUCTION DU LIGAMENT CROISE ANTERIEUR (LCA)



9 ANATOMIE ET BIOMECHANIQUE DU LCA

9.1 ANATOMIE DU LCA

Le ligament croisé antérieur (LCA) est un des ligaments constituant le pivot central avec le ligament croisé postérieur. C'est un ligament intra-articulaire mais extra-synovial qui est constitué d'une bande de tissu conjonctif dense qui s'étend du fémur au tibia. Lorsque le genou est en extension, le LCA a une longueur moyenne de 32 mm et une largeur de 7 à 12 mm (Duthon et al., 2006). Au niveau du tibia, le LCA s'insère sur la surface pré-spinale, en avant des épines tibiales, en arrière de la corne antérieure du ménisque médial. Son trajet le dirige vers le haut, l'arrière et en latéral pour s'attacher sur le condyle externe du fémur. D'ailleurs, les plus anciennes nomenclatures utilisent parfois la dénomination de ligament croisé antéro-externe (LCAE) pour caractériser cette orientation. Cependant, la direction et la tension du LCA dépendent du degré de flexion du genou. En extension, le LCA est vertical et se positionne au contact de l'échancrure intercondylienne tandis qu'il devient horizontal en genuflexion. Concernant son insertion fémorale, les fibres s'évalent en éventail sur la face médiale, ou axiale, du condyle fémoral latéral avec une insertion directe plus antérieure assumant la plus grande partie des transmissions de force, et prolongée par une insertion indirecte plus postérieure.

Plusieurs théories se confrontent concernant la conformation anatomique du LCA (Iriuchishima & Goto, 2022). La structure en double faisceaux du ligament croisé antérieur humain a été décrite il y a près de 200 ans par les frères Weber qui identifiaient un faisceau antéro-médial (FAM) et l'autre postéro-latéral (FPM) (Schindler, 2012). Des études anatomiques récentes tendent à décrire le LCA comme un ruban en torsion qui se déroule à mesure que le genou s'étend (Ruban-like ou Lasagna like). Les travaux anatomiques de Smigielski sont plus en faveur d'un ruban torsadé représentant un cylindre « écrasé » et donnant l'effet de faisceaux, expliquant la description historique du LCA (Śmigielski et al., 2015). Cette torsion se traduit également par une orientation de l'attache tibiale qui diffère de celle de l'attache fémorale.

Si cette approche décrivant le LCA comme un double faisceau a retenu l'attention depuis plus d'un siècle c'est en raison du comportement biomécanique différent des faisceaux. Les études cadavériques montrent un comportement réciproque de ces faisceaux avec une tension du FPL en extension tandis que le FAM serait tendu en flexion. Soumis à une translation antérieure, le FPL et FAM sont en tension en position d'extension tandis que le FAM serait le principal faisceau en tension

en flexion (Figure 33) (Sonnery-Cottet, Saithna, et al., 2017). De plus, il a été suggéré que le FAM fonctionne principalement pour résister à la translation antérieure, tandis que le FPL joue un rôle plus important dans la restriction du mouvement de rotation.

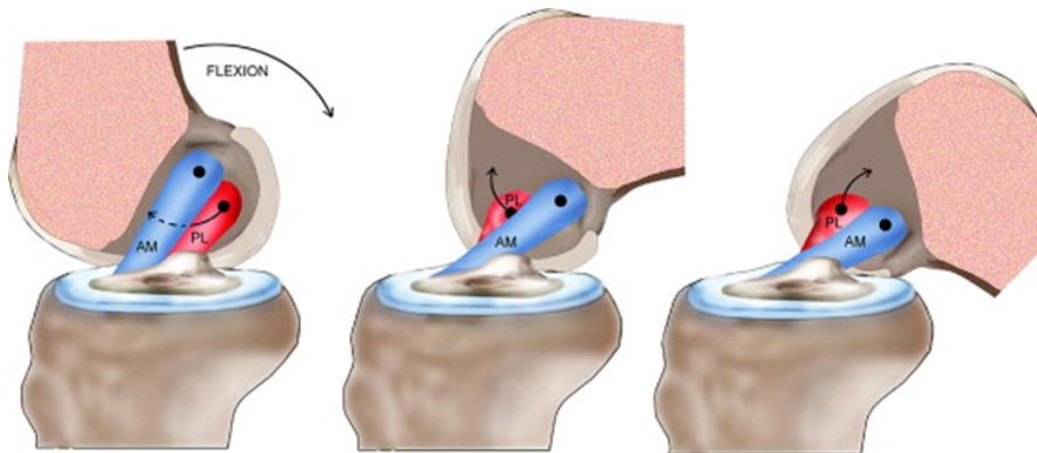


Figure 33 Représentation du comportement des faisceaux du LCA selon la position du genou de l'extension à la flexion d'après Sonnery-Cottet & Chambat, 2007.

Au contraire, les études *in vivo* semblent être en faveur d'un comportement plus similaire et plus précisément, des études d'imagerie *in vivo* qui ont mesuré les schémas de longueur des faisceaux AM et PL ont suggéré que les deux faisceaux sont allongés avec l'extension du genou et sont plus relâchés en flexion pendant des activités en charge, comme la marche et des sauts (Englander et al., 2019; K. Nagai et al., 2019).

Concernant sa composition histologique, le LCA présente une microstructure de faisceaux de collagène de plusieurs types (principalement de type I) et une matrice composée d'un réseau de protéines, de glycoprotéines, de systèmes élastiques et de glycosaminoglycanes ayant de multiples interactions fonctionnelles (Strocchi et al., 1992). L'organisation complexe de l'ultrastructure et le système élastique abondant du LCA lui permettent de résister à des contraintes multiaxiales et à des tensions variables. Le LCA est innervé par des branches articulaires postérieures du nerf tibial et est vascularisé par des branches de l'artère géniculaire moyenne.

La première démonstration de mécanorécepteurs dans le LCA humain a été réalisée par Schultz et al qui ont mis en évidence des corpuscules de Golgi au sein du LCA (Schultz et al., 1984). Depuis, plusieurs types de mécanorécepteurs ont été identifiés au sein du LCA avec des caractéristiques différentes et principalement quatre types de récepteurs (Banios et al., 2022):

Type I : corpuscules de Ruffini - récepteurs à faible seuil et à adaptation lente qui répondent au stress mécanique. Les caractéristiques de ces récepteurs les classent comme mécanorécepteurs statiques et dynamiques, transmettant des informations sur la position statique, les changements de pression intra-articulaire et la direction, l'amplitude et la vitesse des mouvements articulaires.

Type II : corpuscules de Pacini - mécanorécepteurs dynamiques, à adaptation rapide et à seuil bas. Ils sont inactifs dans les articulations immobiles et ne deviennent actifs qu'au début ou à la fin du mouvement articulaire, moments où se produisent des changements soudains de contrainte.

Type III : corpuscules de Golgi, mécanorécepteurs à adaptation lente, totalement inactifs dans les articulations immobiles. Ils ne deviennent actifs que dans les amplitudes de mouvements extrêmes et lorsqu'une contrainte considérable est générée dans l'articulation.

Type IV : terminaisons nerveuses libres - récepteurs de la douleur à seuil élevé leur implication dans les propriétés proprioceptives du ligament sont incertaines.

9.2 BIOMECANIQUE DU GENOU, PLACE DU LCA

Si l'articulation du genou est moins mobile que l'épaule, il n'en reste pas moins que l'équilibre entre la mobilité et la stabilité articulaire est une préoccupation importante en traumatologie sportive, notamment dans la pathologie du LCA.

La stabilité fonctionnelle est assurée par la géométrie des surfaces articulaires, par un système capsuloligamentaire passif, et par un système musculaire actif. Dans le genou sain, le système ligamentaire du pivot central du genou est assimilé à un système de 4 barres liées avec une relation intime entre la géométrie des ligaments croisés et le profil des surfaces articulaires (Dye, 1987) (Figure 34). Ce concept associant des mouvements de roulement et glissement explique l'anatomie fonctionnelle du genou permettant l'existence d'un axe de rotation instantané variable et déporté en fonction de l'orientation des surfaces articulaires et de modification de longueur des ligaments. Ceci a donné naissance au concept de non-isométrie favorable décrit notamment par Chambat puisqu'il existera lors de l'extension un recrutement progressif des fibres, allant des plus antérieures (les plus isométriques) vers les plus postérieures (Chambat & Selva, 1999)

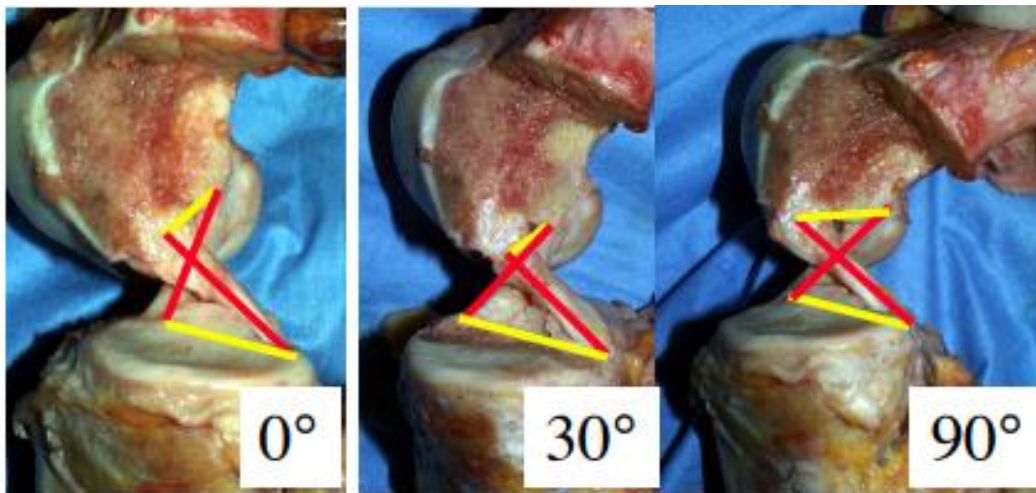


Figure 34 Représentation de la biomécanique du genou comme un système à 4 barres liées par les ligaments croisés.

Si la position et la longueur du LCA permettent le mouvement articulaire, il est surtout appréhendé pour son rôle dans la stabilité articulaire. Le LCA fournit un soutien essentiel à la translation tibiale antérieure et à la rotation interne.

En extension, la translation tibiale antérieure est faible (<2mm) et offre un soutien en position debout. Dans les angles de flexion et lors de l'application d'une charge externe antéropostérieure elle peut augmenter jusqu'à 3 mm à la marche et jusqu'à 5,5 mm soumis à une force antéropostérieure (Domnick et al., 2016). Après une rupture du LCA, cette translation tibiale antérieure moyenne était de 9.15mm avec des valeurs de laxité plus importantes dans les lésions chroniques et avec lésions intra-articulaires associées (Keizer & Otten, 2019). Concernant la stabilité rotatoire, l'augmentation de la laxité rotatoire à la suite d'une rupture isolée du LCA se traduit par une augmentation de l'angle fémoro-tibial (Vassalou et al., 2016). Au-delà de la laxité rotatoire, ce sont surtout des modifications biomécaniques du mouvement de rotation qui résultent du déplacement de l'axe de rotation à une position médiale près du segment moyen du ménisque médial lorsque le LCA est rompu (Amis et al., 2005). Ainsi, le mouvement dans le compartiment latéral augmente et les structures articulaires et péri-articulaires latérales jouent un rôle important dans le maintien de la stabilité rotatoire.

D'autres structures articulaires et abarticulaires s'associent au LCA dans la stabilité du genou. En effet, les ménisques jouent également un rôle important dans le maintien de la congruence et de la stabilité du genou. La surface supérieure de chaque ménisque est concave, permettant une congruence efficace entre les condyles fémoraux convexes et le plateau tibial plat. De plus, lorsque

le ménisque est intact, la charge axiale sur le genou a une fonction de stabilisation multidirectionnelle, limitant les mouvements excessifs dans toutes les directions. La méniscectomie médiale dans avec un LCA intact a peu d'effet sur le mouvement antéro-postérieur, mais elle entraîne une augmentation de la translation tibiale antéro-postérieure associée à une rupture du LCA (Markolf et al., 1984). En effet, la corne postérieure du ménisque médial est une structure importante s'opposant à la translation antérieure après rupture du LCA (Shoemaker & Markolf, 1986). Plus récemment, des lésions de la corne postérieure du ménisque médial ont été impliquées dans la stabilité rotatoire. En effet, les 'ramp lesions' correspondent à la déchirure de la corne postérieure du ménisque médial et/ou de l'insertion méniscocapsulaire, du ligament méniscotibial et/ou de leurs attaches respectives (Chahla et al., 2016). La reconnaissance et le traitement de ces lésions est importante pour restaurer la stabilité antéro-postérieure et rotatoire du genou, lorsqu'elles sont associées à une rupture du LCA (DePhillipo et al., 2018). Le ménisque latéral participe également à la stabilité du genou. En effet, les lésions de la corne postérieure du ménisque latéral augmentent l'instabilité lors du pivot-shift par une augmentation de la translation du condyle fémoral latéral (Shybut et al., 2015) tandis que leur reconstruction permet de récupérer une meilleure stabilité (Tang et al., 2019).

Concernant le ligament collatéral médial (LCM ou tibial), la portion proximale est le principal stabilisateur du genou contre les contraintes en valgus, tandis que la portion distale est le principal stabilisateur contre les moments de rotation internes et externes. Les structures postéro-médiales du genou, connues sous le nom de point d'angle postéro-médial (PAPM), sont important dans la stabilisation médiale. Ils comprennent le ligament oblique postérieur (POL), l'insertion tendineuse du muscle semi-membraneux, le ligament poplité oblique (OPL), la capsule articulaire médiale et la corne postérieure du ménisque médial. Ces lésions peuvent entraîner une subluxation tibiale antérieure et une instabilité rotatoire (Vosoughi et al., 2021).

Le ligament collatéral latéral (LCL ou fibulaire) est le principal frein à la contrainte en varus. Il joue également un rôle important en assurant la stabilité postéro-latérale du genou. Le LCL et le tendon poplité constituent les principales résistances de rotation tibiale externe du genou entre 0 à 30 degrés de flexion du genou (Lasmar et al., 2010).

Un autre ligament, le ligament antérolatéral (LAL), connaît une popularité croissante depuis quelques années tant sur sa description anatomique et fonctionnelle, mais aussi dans son implication dans les chirurgies de reconstruction du LCA (Sonnery-Cottet, Daggett, et al., 2017). La caractérisation du LAL fait suite aux travaux de Paul Segond qui décrivait en 1879 une "bande fibreuse, nacrée et résistante" et dont l'avulsion distale est responsable de la fracture qui porte son

nom (Segond, 1879). Cependant sa description anatomique est nettement plus récente et notamment en 2013 par S. Claes (Claes et al., 2013) . L'origine du LAL est située sur l'épicondyle fémoral latéral, légèrement en avant de l'origine du ligament collatéral latéral. Son trajet est oblique par rapport à la face antérolatérale du tibia proximal, avec des attaches au ménisque latéral. Son insertion située sur la partie antérolatérale du tibia est située à mi-chemin entre le tubercule de Gerdy et la pointe de la tête fibulaire. Plusieurs études biomécaniques ont démontré que la LAL agit comme un stabilisateur secondaire de l'instabilité rotatoire antérolatérale et le rôle du LAL pourrait augmenter dans l'instabilité résultante de la rupture du LCA (Inderhaug et al., 2017). L'impact de l'instabilité rotatoire liée à une lésion du LAL semble plus évident pour les angles de flexion du genou supérieurs à 30°, puisque la contribution du LCA à la stabilité rotatoire diminue et le rôle de la LAL augmente. A noter que Kittl et al. ont décrit que la bandelette ilio-tibiale était le principal frein lors du mouvement de rotation interne et semble jouer un rôle important dans la stabilité rotatoire (Kittl et al., 2016). Cependant, Sonnery-Cottet et al. ont démontré que, même après section de la bandelette ilio-tibiale, une section supplémentaire de LAL entraînait une augmentation significative de la rotation interne (Sonnery-Cottet et al., 2016).

A côté des éléments passifs, les muscles jouent un rôle important dans la stabilité du genou et notamment en assistant la fonction stabilisatrice du LCA. En effet, on considère qu'ils agissent comme des stabilisateurs secondaires de la translation antéro-postérieure et de la rotation après le LCA (Abulhasan & Grey, 2017). Ce sont principalement les muscles ischio-jambiers qui permettent de limiter la translation tibiale antérieure et l'instabilité rotatoire lors de leurs contractions, permettant de diminuer les contraintes du LCA (MacWilliams et al., 1999; Toor et al., 2019). En effet, une diminution de force des m ischio-jambiers est associée à une augmentation de la contrainte de force du LCA lors des mouvements sportifs de feinte de corps (Weinhandl et al., 2014). De plus, la contraction des ischio-jambiers permet une meilleure stabilisation du genou chez les patients présentant une rupture du LCA, surtout lors de co-contraction avec le quadriceps en phase d'appui, et un déficit de force est associé à une moins bonne fonction du genou (Tsepis et al., 2004; Yanagawa et al., 2002). La contraction des ischio-jambiers serait un moyen de compenser l'instabilité du genou à la suite d'une rupture du LCA (Rudolph et al., 2001).

Cependant l'impact de la contraction des ischio-jambiers en position d'extension du genou, également vulnérable pour le LCA, est discuté (Elias et al., 2012). Il a été proposé que la raideur musculaire des muscles ischio-jambiers participe à la stabilité dynamique du genou, (Blackburn et al., 2011; McNair, 2011). En effet, une raideur musculaire plus importante est associée à meilleure stabilité permettant une diminution des contraintes du LCA notamment en réception de saut (Blackburn et al., 2013). De plus, par leur anatomie bi articulaire, ils participent aussi à l'articulation

de la hanche et fonctionnent ainsi en chaîne cinématique polyarticulaire permettant la mobilité et assurant la stabilité du membre inférieur (Cleather et al., 2015).

Lecture synthétique 7: Anatomie et biomécanique du LCA

- Le ligament croisé antérieur (LCA) est un des ligaments constituant le pivot central avec le ligament croisé postérieur (LCP)
- Le LCA a une conformation anatomique de ruban en torsion donnant l'aspect de double faisceau
- Sur le plan histologique, le LCA est composé de multiples faisceaux de collagène. Il comprend également des mécanorécepteurs spécifiques caractérisant son importance dans la proprioception du genou.
- Sur le plan biomécanique, le LCA fournit un soutien essentiel à la translation tibiale antérieure et à la rotation interne.
- D'autres structures jouent un rôle important en assistant la fonction stabilisatrice du LCA, notamment les ménisques, le ligament antérolatéral (LAL) et les muscles fléchisseurs du genou dans leur fonction active et passive.

10 TRAUMATOLOGIE DU LCA

10.1 EPIDEMIOLOGIE DES LESIONS

Dans la littérature internationale, l'incidence de rupture du LCA varie entre 30 à 78 pour 100.000 individus par an, plus élevée chez les hommes que chez les femmes et survenant essentiellement chez le jeune adulte masculin (19-25 ans, 241.0 / 100,000) et l'adolescente féminine (14-18 ans, 227.6 / 100,000) (Sanders et al., 2016). En France les données épidémiologiques sont variables avec des incidences entre 30-100 000 ruptures du LCA par an.

10.2 MECANISME DE LESION

Les principaux mécanismes de ruptures du LCA sont, respectivement, le valgus-rotation externe ('Knee-in&Toes-out' des anglo-saxons) représentant la majorité des traumatismes puis le varus-rotation interne ('Knee-out&Toes-in) et l'hyperextension (Kobayashi et al., 2010). La grande majorité des lésions du LCA sont des lésions indirectes c'est-à-dire qu'elles se font sans collision et sans traumatisme direct sur le genou. Dans le cas des traumatismes sans contact, l'individu se blesse sans l'implication d'un tiers, et dans ces cas c'est essentiellement un mécanisme de valgus-rotation externe, sur un changement de direction le pied fixé au sol. Lors des collisions avec contact direct, c'est également un mécanisme en valgus-rotation externe avec un élément vulnérant qui réalise un valgus forcé du genou, souvent le pied fixé au sol. La majorité des ruptures ont lieu à la partie moyenne ou proximale du ligament, les avulsions proximales représentant cependant plus de 15% des ruptures contre 3% pour les avulsions distales (van der List et al., 2017)

Une majorité de lésions du LCA sont associés à une lésion méniscale, soit 50-65% selon les études et plus récemment la description d'une ramp lésion (lésion périphérique de la corne postérieure du ménisque médial aggravant l'instabilité a été retrouvée dans près de 40% de lésions du LCA (Cristiani et al., 2023)

10.3 FACTEURS DE RISQUES

Plusieurs facteurs de risques ont été décrits, notamment pour les lésions indirectes avec ou sans contact. Parmi les facteurs non-modifiables, le plus fréquemment cité dans la littérature est le genre féminin, et notamment lors de la phase folliculaire du cycle menstruel. On retrouve également la période pubertaire, la prédisposition familiale, les antécédents personnels de lésion ligamentaire du genou. D'autres facteurs anatomiques ont été décrits comme l'échancrure inter-condylienne, la concavité/pente des plateaux tibiaux et la laxité constitutionnelle, notamment accompagnée d'un recurvatum de genou (Alentorn-Geli et al., 2009; Smith et al., 2012). Les facteurs modifiables sont essentiellement biomécaniques lors du geste technique comme le genuvalgum, la translation tibiale antérieure, la rotation tibiale, l'inclinaison thoracique avec un défaut de proprioception du tronc, la pronation dynamique du pied. Sur le plan musculaire, une revue récente ne permet pas de conclure puisque les principaux résultats significatifs montrent un impact de la force des muscles abducteurs et rotateurs externes de hanche, mais les résultats sont discordants concernant le sens de l'effet (Straub & Powers, 2023). Comme le décrivent Bahr et Krosshaug, si la blessure intervient au cours d'un évènement accidentel unique, elle résulte de phénomènes complexes associant des facteurs de risques intrinsèques qui caractérisent la prédisposition au risque de blessure, auxquels s'ajoutent des facteurs de risques extrinsèques qui rendent l'individu susceptible de se blesser (Bahr & Krosshaug, 2005). Une application de ce modèle, appliqué à la lésion du LCA, est présentée en Figure 35.

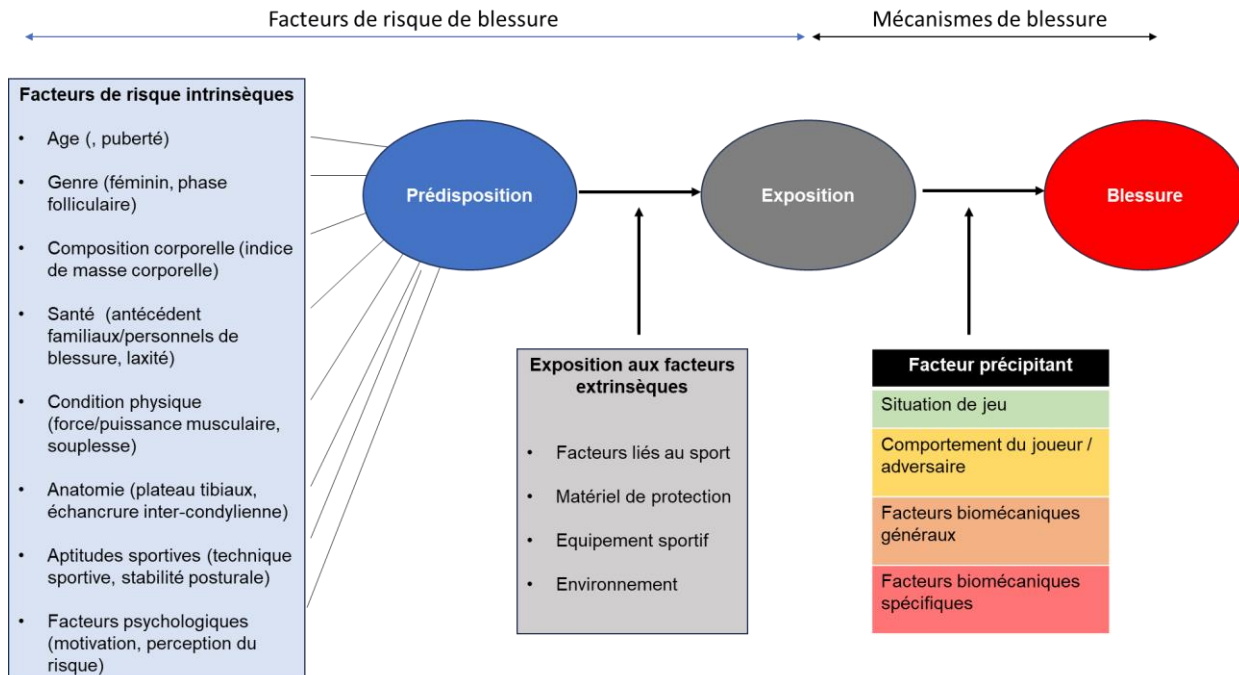


Figure 35 Modèle global de causalité des blessures selon Bahr et Krosshaug, traduit et adapté pour la lésion du LCA.

Lecture synthétique 8: Traumatologie du LCA

- La rupture du ligament croisé (LCA) est une lésion grave et fréquente avec un impact majeur sur la pratique sportive.
-
- La majorité de lésions du LCA sont associés à une lésion méniscale.
- Les mécanismes lésionnels sont souvent indirects avec des mécanismes spécifiques en valgus/rotation externe, varus/rotation interne et hyperextension.
- Les facteurs de risques peuvent être répartis en facteurs de risques intrinsèques, extrinsèques et en facteurs précipitants.
- L'impact du déficit musculaire sur le risque d'une première rupture du LCA reste incertain.

11 TRAITEMENT DES RUPTURES DU LCA

Le traitement d'une rupture du LCA est un processus décisionnel où de nombreux paramètres influencent le choix du patient guidé par les professionnels de santé. Les options thérapeutiques sont principalement conservatrices avec un traitement ortho-fonctionnel ou bien chirurgicales. Les principaux arguments en faveur d'une chirurgie sont l'instabilité, la pratique d'une activité physique ou professionnelle à risque, une lésion associée, l'âge jeune et parfois l'importance de la laxité (Haute Autorité de Santé (HAS), 2008b). C'est un processus au sein duquel le patient est au cœur de la décision finale, guidée et aidée par l'information délivrée par le professionnel de santé (Grevnerts et al., 2022).

Le traitement ortho-fonctionnel correspond à une prise en charge conservatrice associant souvent un temps d'immobilisation couplé et/ou suivi d'une rééducation spécifique visant à compenser l'instabilité fonctionnelle. Ce type de prise en charge concerne essentiellement les ruptures isolées, avec peu ou pas d'instabilité fonctionnelle, chez des patients peu exposés aux contraintes sportives et/ou professionnelles ou en raison de l'âge. Si les études comparatives ne permettent pas d'affirmer clairement l'infériorité de ce type de traitement, par rapport à la reconstruction chirurgicale, de nombreux patients présentant une instabilité persistante après le traitement conservateur vont avoir une intervention chirurgicale en deuxième intention (Monk et al., 2016).

La chirurgie du LCA est le traitement le plus fréquemment choisi par les sportifs qui souhaitent reprendre leur sport avec le maximum de stabilité et en réduisant le risque de seconde blessure. Avec le temps, les modalités chirurgicales ont évolué en matière de choix de greffe, de mode de fixation, de technique dont l'ajout de plasties extra articulaires. Ces évolutions ont permis de répondre au mieux aux exigences de diminution des comorbidités aiguës et chroniques, mais aussi optimiser les performances fonctionnelles, et sportives de l'athlète

11.1.1 Techniques intra articulaires

Le premier traitement chirurgical d'une rupture du ligament croisé antérieur a été réalisé en 1895 par Robson qui réalise une suture primaire du ligament rompu (Robson, 1903). En 1903, F. Lange suggéra un remplacement complet du ligament blessé par des ligaments de soie. En 1917, Hey-Groves présente sa technique chirurgicale en utilisant une plastie provenant du tenseur du fascia

lata et qui constitue la base de la chirurgie de reconstruction des années suivantes (Groves, 1917) (Figure 36).

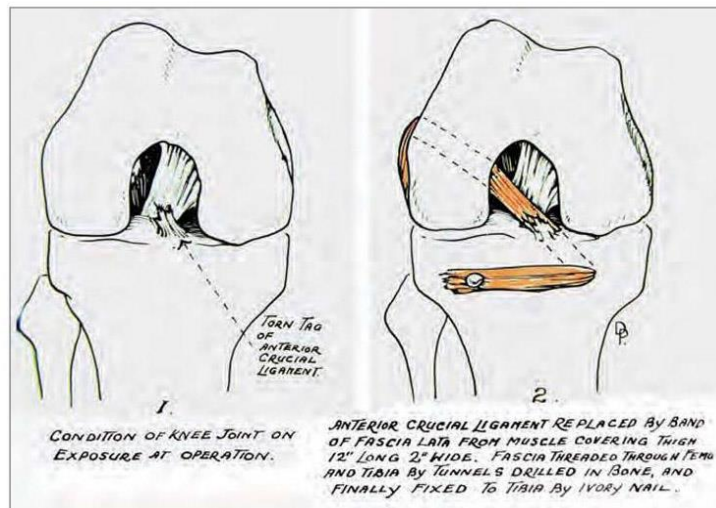


Figure 36 Dessin de E.W. Hey-Groves présentant sa technique de reconstruction du LCA en utilisant le tendeur du fascia lata.

Ultérieurement, des approches anatomiques proposaient une reconstruction en double faisceaux pour mieux correspondre au LCA natif et pour pallier aux insuffisances de la reconstruction monofaisceau (Keyl & Viernstein, 1972). Cependant, les études n'ont pas permis d'identifier une supériorité de ces greffes, qui présentent également des inconvénients liés à la complexité de la technique chirurgicale (H. Chen et al., 2018). Dans l'état actuel des connaissances scientifiques, la R-LCA par autogreffe intra-articulaire monofaisceau reste la référence.

En France, l'utilisation d'une autogreffe est considérée comme la référence en matière de chirurgie de R-LCA. Lorsqu'elle est disponible, l'allogreffe présente une alternative intéressante à l'autogreffe en raison de la durée chirurgicale plus courte et de l'évitement de la morbidité du site donneur, et peut être une indication privilégiée des ruptures de transplant (Condello et al., 2019). L'utilisation d'allogreffe est plus fréquente dans les pays anglo-saxons, mais se confronte à la fois à des questions législatives (don d'organes, vigilance...) mais aussi une moins bonne intégration du greffon. Cependant les résultats fonctionnels à long terme semblent similaires aux autogreffes (J. Hu et al., 2013).

Ainsi, actuellement, une reconstruction primaire du ligament croisé antérieur est couramment réalisée en sélectionnant une autogreffe de tendon homolatéral chez le patient en cours de reconstruction. Chez l'adulte et l'adolescent mature, l'autogreffe au tendon des ischio-jambiers est la plus couramment utilisée dans le monde, suivie par l'autogreffe os-tendon-rotulien-os (BPTB ou

K-J, cf infra) et l'autogreffe de tendon quadriceps (QT) (Arnold et al., 2021). Le choix du greffon exerce une influence considérable sur les résultats postopératoires et reste un facteur chirurgical facilement ajustable impactant les taux de rupture du greffon et de réintervention. Aussi, les méthodes de fixation du greffon présentent des avantages et des inconvénients uniques qui affectent les propriétés du greffon et doivent être soigneusement prises en compte lors de la sélection du greffon optimal pour chaque patient (Runer et al., 2023). Ci-après, nous détaillerons la technique d'autogreffe aux ischiojambiers et la technique os-tendon rotulien-os qui représentent les 2 principales techniques utilisées et étudiées dans le cadre de cette thèse.

L'autogreffe au tendon rotulien

C'est en 1963 que Kenneth G Jones publiait son article ' Reconstruction of the anterior cruciate ligament. A technique using the central one-third of the patellar ligament' (K. G. Jones, 1963). Jones introduit une technique qui reconstruisait le LCA en utilisant le tiers moyen du tendon rotulien, en le laissant attaché à une bande de tendon rotulien et quadriceps pour obtenir la longueur nécessaire. La bandelette de tendon rotulien a ensuite été introduite et fixée dans un tunnel percé de l'envers vers l'extérieur à travers le condyle fémoral latéral. Bien qu'avec le temps les progrès technologiques et les études cliniques et biomécaniques aient conduit à de profondes modifications de la technique décrite dans l'article original, les concepts introduits par Kenneth Jones (KJ) sont toujours à la base de toutes les techniques de R-LCA utilisant une greffe de tendon rotulien.

L'autogreffe aux ischio-jambiers

En 1934, Galeazzi a utilisé pour la première fois la reconstruction des ischio-jambiers chez trois patients. Il a utilisé l'autogreffe du tendon semi-tendineux, préparée à partir de la jonction musculo-tendineuse, puis passée en intra-articulaire à travers un tunnel tibial et un tunnel percé sur le condyle fémoral latéral, où elle a été attachée au périoste. (Galeazzi, 1934). Dans les années 1950, D'Aubigne a revisité la méthode de Galeazzi en associant une greffe provenant du gracile devenant une technique de référence (DIDT pour droit interne-demi tendineux) (Charalambous & Kwaees, 2013). Cependant certaines techniques de greffe courte préservent le gracile en prélevant exclusivement le semi-tendineux replié en quatre fois. Ce type de greffe a été créé dans un souci d'économie tendineuse épargnant le gracile et améliorant la régénération du semi-tendineux et donc la récupération musculaire.

Les avantages et inconvénients de chacune des techniques décrites sont détaillés dans le Tableau 6 (H. Kim et al., 2013).

Tableau 6 Avantages et inconvénients des autogreffes au tendon rotulien ou aux ischio-jambiers

	Tendon rotulien	Ischio-jambiers
Avantages	<ul style="list-style-type: none"> Meilleure intégration du transplant Intégration plus rapide Longueur similaire au LCA natif 	<ul style="list-style-type: none"> Incision courte, site de prélèvement moins douloureux Pas d'altération des extenseurs Moins de douleur de genou Moins d'amyotrophie quadricipitale Récupération plus rapide de la force des extenseurs Adapté aux jeunes prépubères
Inconvénients	<ul style="list-style-type: none"> Douleur sur le site de prélèvement Incision plus large Trouble de la sensibilité Risque de fracture patellaire Douleur antérieure 	<ul style="list-style-type: none"> Intégration os-transplant plus lente Laxité résiduelle Risque plus important de ballonnisation des tunnels Technique de prélèvement

Il n'existe pas suffisamment de preuves pour tirer des conclusions sur les différences entre les deux techniques en matière de résultats fonctionnels à long terme. Bien que les reconstructions au tendon rotulien semblent supérieures concernant la stabilité articulaire, elles sont également associées à davantage de douleur antérieure persistante du genou et du risque de gonarthrose (Mohtadi et al., 2011; Poehling-Monaghan et al., 2017). Cependant, chez les sportifs particulièrement exposés au risque de récurrence, en lien avec un sport à risque, il semblerait que l'utilisation d'une plastie au dépens du tendon rotulien soit privilégiée car associée à un risque moindre de rupture du transplant (Murgier et al., 2020).

11.1.2 Plasties extra articulaires associées

Si l'utilisation de plasties extra-articulaires isolées a été décrite dans le traitement des ruptures du LCA, notamment chez les jeunes athlètes, l'évolution récente des techniques a proposé d'associer une ténodèse latérale à la ligamentoplastie intra-articulaire afin d'augmenter la stabilité, notamment rotatoire. En effet, l'ajout de la ténodèse de la bandelette ilio-tibiale à une reconstruction intra-articulaire diminuait significativement la force du transplant de 43 % en moyenne (Engebretsen et al., 1990). Plus récemment, c'est la reconstruction du LAL qui a fait l'objet de nombreuses publications et a pris une place importante dans la pratique clinique, notamment chez les patients qui présentent une instabilité rotatoire importante. Plusieurs techniques ont été décrites pour cette chirurgie (DePhillipo et al., 2017) et la reconstruction combinée du LCA et du LAL donne de

meilleurs résultats cliniques postopératoires par rapport à la reconstruction isolée du LCA, notamment en réduisant l'instabilité rotatoire et le risque de rupture du transplant (Ariel de Lima et al., 2021). Ces deux techniques, parfois regroupés sous le terme de plasties antérolatérales, sont supérieures à la R-LCA isolée lorsqu'il est nécessaire d'améliorer la stabilité rotatoire et la fonction associée. La reconstruction du LAL semble être une meilleure option pour améliorer la stabilité rotatoire par rapport à la ténodèse latérale (Na et al., 2021).

Les techniques chirurgicales du traitement de lésions méniscales associées à la rupture du LCA ne seront pas détaillées dans ce manuscrit. Cependant, on considère que les lésions méniscales nécessitant une réparation chirurgicale doivent être traitées par une réparation accompagnée d'une R-LCA (Beaufils et al., 2009; Korpershoek et al., 2020).

Lecture synthétique 9: Traitement des ruptures du LCA

- Le traitement de la rupture du ligament croisé antérieur (LCA) peut être conservateur (ortho-fonctionnel) ou bien chirurgical, le plus souvent par reconstruction du LCA (R-LCA).
- Le choix du traitement repose sur des critères cliniques, les lésions associées et le profil du patient et, souvent, les patients sportifs auront recours à une reconstruction chirurgicale.
- Les techniques chirurgicales ont beaucoup évolué permettant un choix concernant le type de plastie et une chirurgie « à la carte »
- En France, les principales autogreffes utilisées pour la R-LCA sont au dépens du tendon rotulien ou bien des ischio-jambiers, ayant chacune des avantages et des inconvénients
- Ces dernières années, l'ajout d'une plastie antérolatérale à la R-LCA connaît un essor important, notamment pour les patients présentant une instabilité rotatoire importante.

12 SUIVI APRES RECONSTRUCTION DU LCA (R-LCA)

12.1 PLACE DE LA REEDUCATION DANS LA CHIRURGIE DE R-LCA

La place de la rééducation dans la R-LCA se considère en fonction de la phase de prise en charge depuis la période préopératoire jusqu'à la reprise sportive (Wilk & Arrigo, 2017).

Avant la chirurgie, la rééducation préopératoire ou plus communément appelée préhabilitation, a été développée pour préparer physiquement et mentalement les individus en vue de l'intervention et anticiper la prise en charge postopératoire. Plusieurs études ont tenté d'appliquer la préhabilitation à la R-LCA en proposant des exercices spécifiques de renforcement musculaire, et d'équilibre-coordination (Cunha & Solomon, 2022). Ces protocoles semblent apporter des résultats bénéfiques puisque les performances musculaires et fonctionnelles à 3 mois postopératoires semblent améliorées, et les retours au sport semblent plus rapides avec des taux de retour au sport supérieurs à 2 ans (Giesche et al., 2020). Cependant, il n'existe pas de consensus concernant le contenu, la fréquence et le volume optimaux et les études sont hétérogènes. Dans leur revue systématique, van Melick et al préconisent comme objectifs un contrôle du déficit d'extension pour limiter le risque de déficit d'extension postopératoire et un déficit musculaire préopératoire <20 % pour les extenseurs du genou qui seraient associés à une meilleure fonction du genou autodéclarée jusqu'à 2 ans après R-LCA (van Melick et al., 2016a). Ainsi, si une prise en charge en rééducation lors de la période préopératoire semble bénéfique, des études supplémentaires sont nécessaires pour développer des programmes spécifiques prenant en compte les facteurs psychologiques et en standardisant les protocoles de préhabilitation.

Après la chirurgie, la rééducation est divisée en plusieurs étapes successives dont les modalités sont à adapter aux consignes chirurgicales postopératoires, aux caractéristiques individuelles et à l'évolution du patient (Cavanaugh & Powers, 2017). Un protocole classique de rééducation du LCA se décompose en différentes phases représentées dans le Tableau 7.

Tableau 7 Objectifs et critères de rééducation après reconstruction du ligament croisé antérieur selon les phases postopératoires.

Phase 1 Post-opératoire immédiat (0-2 semaines)	Objectifs: Extension passive complète; Mobilités 0-90° Contrôler la douleur/gonflement Mise en charge progressive Prévenir l'inhibition motrice Autonomisation pour auto-rééducation	Critères: Verrouillage du genou en extension Mobilités 0° → 90° Appui unipodal Absence de douleur
Phase 2 Rééducation précoce (2-6 semaines)	Objectifs: Mobilités: 0-130° Bonne mobilité rotulienne Gonflement minime Restaurer une marche normale Monter les escaliers avec un bon verrouillage	Critères: Mobilités 0° → 125° Schéma de marche normal Montée des escaliers Bonne mobilité rotulienne
Phase 3 Rééducation, contrôle neuromusculaire (6-12 semaines)	Objectifs: Mobilités complètes Descente des escaliers avec un bon verrouillage	Critères: Mobilités normales Capacité à descendre des escaliers avec un bon verrouillage et sans douleur Gain fonctionnel
Phase 4 Réathlétisation (12-24 semaines)	Objectifs: Course sans douleur Gain de force et contrôle neuromoteur pour répondre aux exigences biomécaniques des activités physiques	Critères: Course à pied sans symptômes Test musculaire isocinétique LSI ≥85% Absence d'appréhension sur les exercices de pliométrie et d'agilité
Phase 5 Préparation à la reprise sportive (>24 semaines)	Objectifs: Absence d'appréhension sur les mouvements sportifs Optimiser la force et la souplesse Symétrie de force musculaire Symétrie fonctionnelle Contrôle postural	Critères: Test isocinétique et fonctionnel (cf infra) Bon contrôle postural Force et souplesse adaptés aux niveaux souhaités de performance sportive Autonomie dans la poursuite de la réathlétisation

En 2016, van Melick et al. publiaient une série de recommandations correspondant aux différents stades de rééducation après R-LCA (van Melick et al., 2016a) :

A la phase postopératoire, il est recommandé que la mise en charge immédiate soit tolérée que s'il existe une démarche correcte (si nécessaire avec aides techniques) sans douleur, épanchement ni augmentation de la température localement pendant la marche ou peu de temps après la marche. A ce stade, il est conseillé de débiter les exercices isométriques du quadriceps dès la première semaine pour réactiver la contraction musculaire lorsqu'ils ne provoquent aucune douleur et éviter l'inhibition motrice. Aussi, l'électrostimulation peut être utile en complément de l'entraînement en force isométrique pour rééduquer la contraction volontaire des muscles quadriceps pendant les premières semaines postopératoires

Lors de la phase de rééducation, des exercices concentriques et excentriques doivent être utilisés en remplacement des exercices isométriques, pour optimiser la réactivation du quadriceps en l'absence de réaction locale (gonflement, douleur). Les exercices en chaîne cinétique fermée (CCF) peuvent être effectués à partir de la 2^e semaine postopératoire. Les exercices en chaîne cinétique ouverte (CCO) peuvent être démarrés à partir de 4 semaines postopératoires dans une amplitude restreinte de 90 à 45° avec une précaution particulière pour les plasties aux ischio-jambiers où il est déconseillé d'appliquer une résistance précoce pour éviter l'allongement du greffon. L'amplitude peut être augmentée progressivement pour obtenir un travail jusqu'à l'extension complète à la 8^{ème} semaine pour les deux types de greffons.

Pour le contrôle neuromusculaire, des exercices spécifiques de proprioception peuvent être ajoutés aux exercices de renforcement musculaire dès la 6^{ème} semaine au sein de tâches spécifiques adaptées à la progression du patient. Ces exercices viseront, progressivement à optimiser le contrôle postural du tronc, le contrôle de la stabilité rotatoire de la hanche et la stabilité frontale et sagittale du genou lors de la phase d'appui. Les tâches seront progressives en débutant par l'appui bipodal, puis la transition vers les exercices mixtes unipodaux/bipodaux en situation d'instabilité, en intégrant secondairement la double tâche puis les tâches multidirectionnelles, notamment en pliométrie (Di Stasi et al., 2013).

La phase de réathlétisation correspond à l'optimisation du geste sportif et l'acquisition de l'ensemble des qualités physiques nécessaires à la pratique de l'activité sportive en levant les freins psychologiques et physiques pouvant limiter le retour à la performance sportive. Cette phase a pour objectif le retour au sport, au même niveau de pratique initial et au meilleur niveau de performance.

Si les différentes phases de rééducation sont assez bien définies, la supériorité des techniques de rééducation est moins certaine. En effet, selon une revue de littérature récente de Culvenor et al.,

le niveau général de preuve concernant la rééducation après une rupture du LCA est faible (Culvenor et al., 2022). Au mieux, seul un niveau de preuve modéré a été observé en faveur de l'utilisation de l'électrostimulation (excito-moteur) pour améliorer la force du quadriceps, l'équivalence entre exercices en CCF vs. CCO concernant le gain de force du quadriceps et la fonction et l'absence de supériorité de la rééducation en cabinet vs. auto-rééducation (guidée) sur le gain de force et la fonction.

12.2 COMPLICATIONS ET EVENEMENTS INDESIRABLES APRES R-LCA

Plusieurs critères entrent en compte pour considérer un succès de la R-LCA, notamment l'absence de survenue de complications ou effets indésirables secondaires.

À la phase initiale postopératoire, il est important de surveiller l'absence de complications précoces, notamment la récupération progressive des amplitudes articulaires, une articulation non douloureuse et non inflammatoire permettant une reprise progressive de la marche sous couvert puis sans orthèse/aide technique (Cvetanovich et al., 2016). Le gain articulaire est une préoccupation importante à la phase initiale. Ceci concerne principalement la lutte contre le flessum qui est fréquent après une R-LCA et pouvant persister plusieurs mois (Noll et al., 2015; Scholes et al., 2023). Ce flessum est associé à un risque d'évolution défavorable sur le plan fonctionnel et sur le risque d'arthrose à long terme (Shelbourne et al., 2012; Shelbourne & Gray, 2009). Si les facteurs associés au risque de flessum persistant sont incertains, il a été suggéré qu'une contracture des ischio-jambiers associée à l'inhibition motrice d'origine centrale du quadriceps puisse expliquer une partie des symptômes et être une stratégie de traitement (Delaloye et al., 2018). Dans certains cas, ce flessum peut être un lien avec un syndrome du cyclope ou arthrofibrose, caractérisé par la formation d'un nodule cicatriciel fibreux à la face antérieure de la plastie ligamentaire du LCA et dont le traitement peut être chirurgical (Ekhtiari et al., 2017).

Parmi les complications secondaires, les plus fréquentes sont la douleur antérieure, observée principalement après une plastie au tendon rotulien, suivi de la raideur persistante du genou opéré (Rousseau et al., 2019).

Les lésions ménisco-ligamentaires secondaires à la R-LCA sont des complications particulièrement redoutées par les patients et les praticiens. Si la R-LCA semble diminuer le risque de lésion méniscale secondaire à une rupture du LCA (Korpershoek et al., 2020), les lésions méniscales secondaires sont des complications classiques touchant 16% des individus suivis dans une cohorte

de 1398 patients opérés (Hagmeijer et al., 2019). Cependant les facteurs de risques associés au risque de lésion méniscale secondaire sont hétérogènes (âge élevé, délai opératoire important, retour au sport précoce) et peuvent correspondre à des situations différentes (Jurgensmeier et al., 2023). Certaines lésions précoces sont secondaires à l'instabilité persistante et peuvent être liées à une incompétence de la plastie ligamentaire. Les lésions plus tardives, notamment au cours d'un nouvel épisode traumatique après la reprise sportive peuvent être considérées comme des véritables lésions secondaires. Également, le taux d'échec de réparation méniscale est fréquent puisque près de 19% des patients opérés d'une réparation méniscale en association avec une R-LCA ont une lésion secondaire, mais il est incertain s'il s'agit d'un échec de la réparation ou d'une autre lésion secondaire (Schweizer et al., 2022).

Une autre complication redoutée est la rupture de la plastie ou du LCA controlatéral, et concerne près d'un individu sur cinq (S. Barber-Westin & Noyes, 2020). Le retour précoce au sport et l'âge jeune sont des facteurs de risque de seconde lésion du LCA (ipsi- et controlatéral) tandis que l'utilisation d'une plastie isolée au dépens des ischio-jambiers semble être associée au risque de rupture secondaire du transplant (Persson et al., 2014; Wiggins et al., 2016). Cependant, après contrôle du statut sportif, il semble que la reprise sportive intensive et précoce soit le principal facteur de risque, indépendamment de l'âge jeune et que l'utilisation de critères décisionnels objectifs permette de limiter le risque de rupture secondaire du LCA (Grindem et al., 2020). Le délai de survenue de ces récurrences est différent avec un risque de rupture de la plastie principalement à la phase précoce tandis que le risque de lésion du LCA controlatéral apparaît plus tardivement. Concernant les ruptures du LCA controlatéral, de nombreux marqueurs de risque (l'âge jeune, le genre féminin, les antécédents familiaux) semblent être en faveur d'une prédisposition physique ou physiologique aux lésions ligamentaires, aggravés par une reprise d'un sport à risque (Cronström et al., 2021). Cependant, si la récupération des capacités physiques et biomécaniques après R-LCA peut influencer le risque de lésions controlatérales secondaires, les données de la littérature semblent insuffisantes pour le démontrer.

A plus long terme le principal risque est la survenue d'une gonarthrose dont les facteurs de risques principaux sont une méniscectomie, la laxité résiduelle, l'âge > 30 ans et la reprise de sports pivot-contact (Curado et al., 2020). Contrairement aux lésions méniscales, la reconstruction ne semble pas diminuer le risque d'arthrose après rupture du LCA (Webster & Hewett, 2022). Cependant le gain fonctionnel après chirurgie peut expliquer une reprise sportive et des contraintes mécaniques plus importantes pouvant aggraver le risque d'arthrose secondaire.

12.3 RETOUR AU SPORT APRES R-LCA

Un des critères et probablement le critère de réussite de la chirurgie et de satisfaction pour le patient sportif est le retour à son activité sportive et à son niveau de performance.

12.3.1 Quelques chiffres

Le retour au sport est un véritable défi puisque le taux de retour à l'activité sportive et à la performance est faible. En 2014, Ardern et al. ont réalisé une revue de littérature incluant 69 études évaluant 7556 participants avec un suivi moyen de 40 mois après R-LCA. Au total, 81 % des participants avaient repris une activité sportive, 65 % avaient retrouvé leur niveau de participation préalable et 55 % avaient repris le sport de compétition au moment du suivi. La performance fonctionnelle, l'âge jeune, le sexe masculin, la pratique de haut niveau et un score psychologique élevé étaient associés à des taux supérieurs de reprise sportive (Ardern et al., 2014). De manière intéressante, seulement 41% des participants n'ayant pas repris leur sport à 1 an avaient retrouvé leur niveau de participation à 2 ans de la chirurgie et la performance aux tests fonctionnels, l'évaluation fonctionnelle subjective et le statut psychologique étaient associés à des taux de reprise supérieurs (Ardern et al., 2015). Ce taux est plus élevé dans le sport élite avec 83% de retour au sport entre 6-10 mois postopératoires (C. C. H. Lai et al., 2018). Cependant, seulement 65% conserveraient leur niveau antérieur à 3 ans de la chirurgie (Waldén et al., 2016). Au contraire, les patients sportifs loisir ont des taux de retour au sport plus faibles puisque 59 % des sportifs de loisir retrouvent leur niveau de participation après R-LCA, avec des taux variables selon le délai de suivi (Brzeszczyński et al., 2022).

12.3.2 Processus de retour au sport après R-LCA

Comme nous venons de le voir, le retour au sport est un élément essentiel de la prise en charge du patient puisqu'elle fait partie intégrante des objectifs de rééducation.

Cependant, plusieurs modèles théoriques ont été développés concernant les modalités de retour au sport après une blessure sportive. Le consensus de Bern de 2016 a permis de présenter et de synthétiser les connaissances en matière de retour au sport après blessure sportive afin de formuler des recommandations pour la prise de décision en pratique clinique et définir des orientations de recherche en matière de retour au sport des athlètes (Ardern et al., 2016).

Premièrement, la définition d'un retour au sport 'réussi' dépend de l'objectif ciblé et peut être

- Centré sur la reprise (« Goal focus ») e.g. Reprendre le même sport le plus rapidement possible
- Centré sur la performance (« Performance focus ») e.g. Reprise avec le plus haut niveau de performance
- Centré sur les complications (« Outcome focus ») e.g. Éviter les complications secondaires ou associées

Deuxièmement, le processus de retour au sport doit être considéré comme un continuum progressif basé sur des critères et qui est applicable à tout sport et centré sur les objectifs du RTS.

- Retour à la participation (RTP)
 - L'athlète peut participer à la rééducation, à l'entraînement (modifié ou non) ou au sport, mais à un niveau inférieur au niveau idéal ou à son objectif RTS. L'athlète est physiquement actif, mais n'est pas encore "prêt" (médicalement, physiquement et/ou psychologiquement) à participer au retour au sport. Après R-LCA, le RTP correspond classiquement au retour à la course à pied (return-to-running, RTR) qui caractérise cette étape et a lieu en moyenne au 4^{ème} mois post opératoire (A. J. M. Rambaud et al., 2018a).
- Retour au sport (RTS)
 - L'athlète a repris le sport souhaité, mais ne réalise pas les performances antérieures ou souhaitées. Certains athlètes peuvent être satisfaits d'avoir atteint ce stade, ce qui peut représenter pour eux un retour au sport réussi. Si les délais optimaux de RTS sont très variables et débattus après R-LCA c'est en partie en raison de la récupération lentement progressive des capacités physiques et psychologiques et nous les discuterons ultérieurement. Il est désormais classique de considérer le RTS après 9 mois postopératoires, notamment chez les athlètes jeunes exposés au risque de seconde blessure (Beischer et al., 2020). Compte tenu de la persistance de déficit et de symétrie à ce stade (King et al., 2019), certains auteurs décrivent même un statut optimal après 24 mois, ce qui est difficilement acceptable pour le sportif et l'encadrement dans le contexte d'un sportif (Nagelli & Hewett, 2017)
- Retour à la performance (RTPerf)
 - Cette étape prolonge le RTS puisque l'athlète a progressivement repris le sport qu'il avait défini et réalise des performances égales ou supérieures à son niveau antérieur. Ce stade dépend du statut antérieur et de l'évolution attendue sans la blessure (sportif en fin de carrière ou sportif en

pleine progression au moment de la blessure), donc il est important de considérer le niveau de performance idéal, souhaité par l'athlète.

Si ces phases se succèdent au sein d'un continuum progressif, l'évolution n'est pas linéaire et suppose une évaluation régulière multimodale et pluri-disciplinaire intégrant l'évolution naturelle de la chirurgie, le statut physique, fonctionnel et psychologique du patient et ses attentes/exigences sportives dans une approche multidimensionnelle. En 2019, un consensus d'experts internationaux réunis à Pittsburg dans le cadre du Symposium de Panther et a défini les étapes du processus de RTS après R-LCA, en utilisant le schéma progressif décrit précédemment (Meredith et al., 2020). Ce groupe composé de chirurgiens orthopédiques, médecins du sport, kinésithérapeutes et scientifiques spécialisés dans ce domaine ont identifié 10 étapes clés du processus de RTS, ayant récolté un accord consensuel >80% et représentés sur la Figure 37.

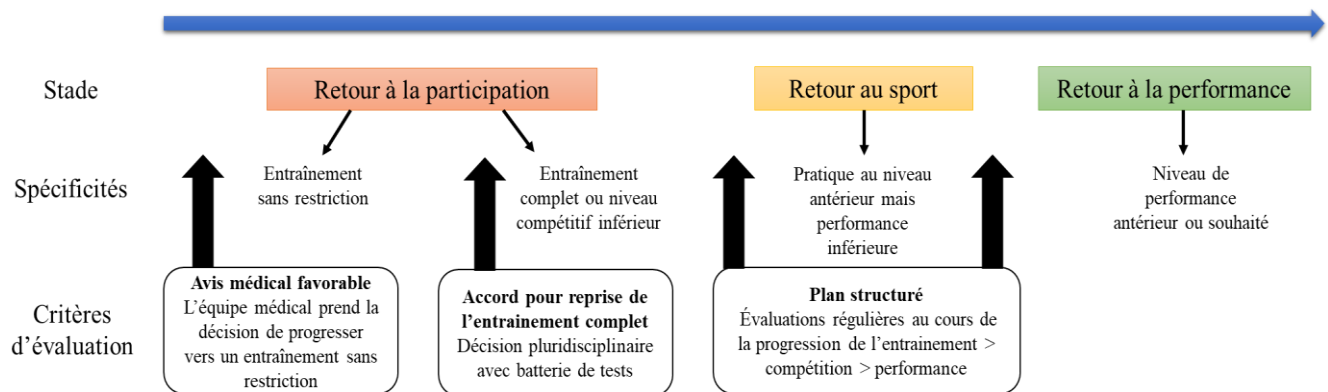


Figure 37 Continuum du retour au sport appliqué à la reconstruction du LCA (traduit et adapté d'après Meredith et al., 2020)

Parmi les items retenus au sein de ce consensus, la nécessité d'évaluations objectives utilisant des critères décisionnels valides et adaptés à l'individu a été renforcée, notamment dans les recommandations suivantes :

- La décision basée uniquement sur le temps devrait être abandonnée dans la pratique clinique.
- La décision de RTS doit inclure des données objectives d'examen physique (par exemple, des tests cliniques et des mesures).
- Les patients doivent réussir une batterie de tests de RTS standardisés, validés et évalués par des pairs, avant de revenir à des activités complètes après une blessure au ligament croisé antérieur avec ou sans reconstruction du ligament.

- Les tests de RTS devraient impliquer une évaluation de compétences fonctionnelles spécifiques démontrant une qualité de mouvement appropriée, de la force, de l'amplitude de mouvement, de l'équilibre et du contrôle neuromusculaire des membres inférieurs.
- La décision de RTS doit inclure le statut psychologique tel que mesuré par une échelle validée
- La décision doit prendre en compte les facteurs contextuels (type de sport, période de la saison, position, niveau de compétition, etc.).

12.3.2.1 Les critères de RTS

La littérature internationale récente est unanime sur l'intérêt d'une évaluation multimodale, intégrative et non centrée sur le genou au sein d'évaluations pluridisciplinaires utilisant des critères validés (Dingenen & Gokeler, 2017). Cependant, la décision de reprise du sport est encore trop souvent basée sur le délai depuis la chirurgie, sans critère objectif individualisé. En effet, dans une revue de littérature réalisée en 2019, Burgi et al. décrivaient que 42% des études n'utilisent que le seul critère de délai postopératoire pour la décision de reprise sportive (Burgi et al., 2019a) (Figure 38).

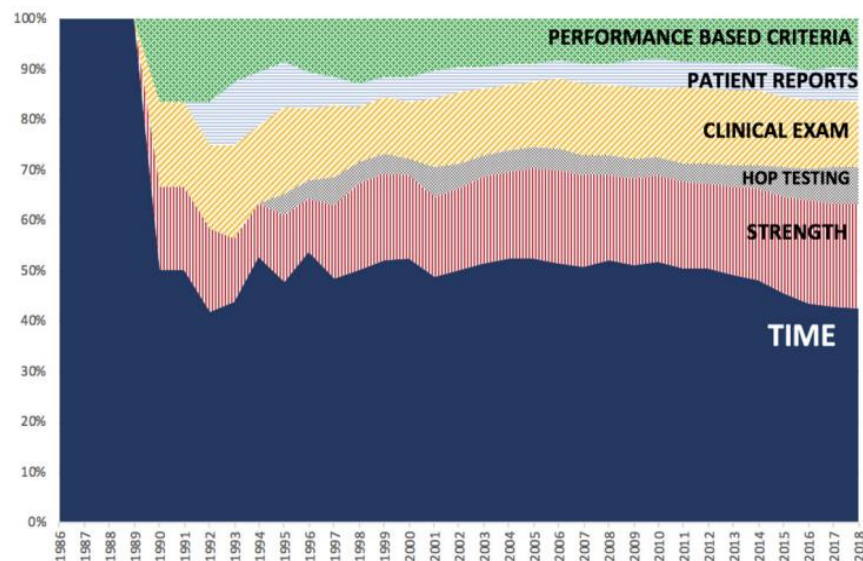


Figure 38 Part relative d'utilisation des critères décisionnels de la reprise sportive après reconstruction dans la littérature internationale entre 1986 et 2018 (Burgi et al. 2019)

Dans cette même revue, la mesure du déficit de force musculaire était le paramètre objectif le plus utilisé dans 41% des études. Cependant, les modalités d'évaluation de la force sont hétérogènes avec des outils d'évaluation différents, des protocoles d'évaluation variés et l'utilisation inconstante de valeurs décisionnelles (Burgi et al., 2019a).

A côté des mesures instrumentales de la force musculaire, les évaluations fonctionnelles permettent de comparer les performances du côté opéré avec le côté sain via des tâches plus complexes et souvent plus proches du geste sportif. Parmi les tests utilisés après R-LCA, les tests de saut monopodaux ('Hop-tests') sont les plus couramment utilisés et étudiés (Abrams et al., 2014). L'analyse doit être qualitative et quantitative pour apprécier à la fois la performance du saut (en longueur) mais aussi la stabilité du genou, notamment dans le plan frontal lors de la réception. Si les protocoles varient avec la réalisation de saut unique, triples sauts, sauts croisés ou sur une distance de 6 mètres, la réalisation de 2 tests semble être suffisante pour évaluer la performance fonctionnelle du genou opéré (W. T. Davies et al., 2020a). Cependant, les performances mesurées lors de Hop-tests peuvent surestimer les performances et le statut du patient notamment en comparaison avec les mesures analytiques de force (T. Nagai et al., 2020a). De plus les capacités physiques qui influencent la performance et la symétrie sur les Hop-tests restent incertaines.

Les recommandations d'une méta-analyse confirment qu'il est nécessaire d'utiliser une batterie de tests comprenant ces 2 types d'évaluations, à savoir fonctionnelle et musculaire, afin de définir si un patient est apte ou non pour un retour au sport (van Melick et al., 2016b). Ces deux évaluations associées, permettent de quantifier la performance musculaire et fonctionnelle du genou dans le but de déceler d'éventuelles asymétries entre le côté opéré et le côté sain (Kyritsis et al., 2016a). Ces évaluations se révèlent être fiables, valides et reproductibles (Barfod et al., 2019) (Palmieri-Smith & Lepley, 2015a), ce qui permet d'interpréter les résultats en pratique clinique. De plus, elles sont complémentaires, évaluant à la fois la force musculaire analytique et son intégration au sein de tâches fonctionnelles plus proches du geste sportif

Pour l'ensemble des critères basés sur la performance via l'étude de la symétrie, l'utilisation du genou sain comme référence est discutable puisque le genou controlatéral présente des altérations de ses performances physiques et des caractéristiques biomécaniques après la blessure et la chirurgie (Moran et al., 2022; Pairet de Fontenay et al., 2015).

Un autre obstacle décrit concerne les facteurs psychologiques qui peuvent expliquer les difficultés rencontrées lors du retour au sport ou le risque de lésion secondaire malgré un statut physique et fonctionnel. Ces facteurs comprennent la peur d'un nouvel accident, une sensation d'instabilité, un manque de confiance ou encore une mauvaise préparation psychologique pour le retour au sport (Webster et al., 2018). Une revue systématique a montré qu'une attitude positive est corrélée à un taux de retour aux sports plus rapide et à un niveau équivalent au statut préalable à la blessure (Arderm et al., 2013). Ces facteurs peuvent être étudiés grâce à un questionnaire : l'échelle ACL-RSI (Anterior Cruciate Ligament-Return to Sport after Injury). Cette échelle évalue l'impact psychologique du retour au sport dans une population opérée suite à une rupture du LCA (Sadeqi, Klouche, Lefevre, et al., 2018). Cette échelle a été validée en français auprès du comité de lecture du KSSTA (Knee Sport Surgery Traumatology Arthroscopy) (Bohu et al., 2015). Ce critère évolue significativement au cours de la période postopératoire et constitue un facteur indépendant associé au retour au sport (Sadeqi, Klouche, Bohu, et al., 2018).

Il n'existe pas de consensus concernant le choix des critères et des seuils décisionnels pour déterminer si un patient est apte à reprendre le sport, notamment sur les sports à risque (S. D. Barber-Westin & Noyes, 2011b). En effet, aucun test ne peut être prédictif à lui seul d'une réussite de reprise sportive (Czuppon et al., 2014). Néanmoins, de nombreuses études ont admis que l'association de critères objectifs est indispensable dans la décision. Ainsi, Barber-Westin et Noyes (Noyes & Barber Westin, 2012) ont proposé différents critères cliniques, fonctionnels et instrumentaux et reposant sur l'évaluation musculaire / fonctionnelle, l'évaluation proprioceptive et l'évaluation psychologique.

Ainsi, de nombreuses batteries de tests basées sur ces principes généraux ont été décrites pour aider à la décision du retour au sport au cours des dernières années. Cependant elles présentent des variabilités importantes dans les tests utilisés et les critères décisionnels, des faibles taux de réussite, des taux de retour au sport peu documentés avec de nombreux patients qui reprennent leur activité sans avoir atteint les critères décisionnels et des critères qui ne permettent pas d'identifier les individus à risque de seconde blessure (Webster & Hewett, 2020). Cette hétérogénéité dans les batteries de tests proposées souligne le décalage entre les recommandations basées sur les preuves et la pratique clinique rendant difficile leur utilisation (Roe et al., 2022; Webster & Hewett, 2019).

Lecture synthétique 10: Suivi après reconstruction du LCA (R-LCA)

- Les modalités de suivi après reconstruction du LCA (R-LCA) reposent sur une collaboration pluridisciplinaire entre le kinésithérapeute qui effectue des soins de rééducation et le médecin/chirurgien qui réalise des consultations de suivi.
- Plusieurs critères entrent en compte pour considérer un succès de la R-LCA qui peuvent être fonctionnels, dont la reprise sportive, mais aussi anatomique et notamment l'absence de lésion secondaire.
- Les taux de retour au sport sont faibles avec seulement 55% des sportifs compétiteurs qui reprennent le sport en compétition avec un suivi de 40 mois.
- Le retour au sport doit être guidé par des critères cliniques, fonctionnels et instrumentaux et repose sur l'évaluation de la fonction musculaire, l'évaluation proprioceptive et l'évaluation psychologique.
- Cependant, l'intérêt de l'utilisation de ces critères reste incertain, notamment sur leur impact concernant le retour à la performance sportive et le risque de seconde blessure.

13 PLACE DE L'EVALUATION ISOCINETIQUE DANS LE SUIVI APRES R-LCA

13.1 PRINCIPES GENERAUX DU SUIVI

Dans le cadre du suivi après R-LCA, la Haute Autorité de Santé a élaboré une série de critères d'évaluation du patient dans une synthèse de recommandations professionnelles (Haute Autorité de Santé, 2008a). D'après ces recommandations, l'évaluation de la force musculaire et de la proprioception sont des indicateurs structurels de suivi du patient et la reprise des activités sportives requiert que la force musculaire soit récupérée. Dans l'argumentaire associé à ces recommandations, il est stipulé que le recours à la dynamométrie isocinétique apporte un plus dans l'évaluation, voire un élément de décision dans la reprise du sport. Ainsi, il a été convenu le 23/07/2009 d'accorder remboursement d'actes d'isocinétisme (PEQP003) à leur réalisation dans le cadre d'un programme MPR de suivi des ligamentoplasties du genou (LCA et/ou LCP), avec ou sans lésions associées.

En 2009, des recommandations pour la pratique de la dynamométrie isocinétique dans le cadre du suivi MPR après ligamentoplastie du genou élaborés conjointement par la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER) et le Syndicat Français de Médecine Physique et de Réadaptation (SYFMER) a permis de définir le cadre de réalisation des évaluations isocinétiques après ligamentoplastie de genou (SOFMER - SYFMER, 2009). Deux examens de dynamométrie isocinétique sont habituellement programmés, le premier au 3ème-4ème mois puis le second au 6ème-8ème mois. Ces examens ont pour objectif de donner des informations qualitatives et quantitatives sur la récupération de la force musculaire dynamique des extenseurs et fléchisseurs du genou et d'en quantifier l'évolution durant toute la phase postopératoire et de rééducation/réadaptation. Ils permettent d'objectiver le niveau de récupération musculaire, qui est l'un des déterminants majeurs pour autoriser ou non la reprise du travail, de la course, puis des sports, en particulier, de pivot. Dans tous les cas, l'espacement entre deux examens doit être d'au moins 2 mois, afin d'obtenir un profil évolutif suffisant et nécessaire à la mise en place d'un traitement et, pour une ligamentoplastie, il pourra être remboursé trois actes PEQP003 au maximum.

Concernant les modalités d'évaluation, ces recommandations stipulent que l'examen est réalisé en mode concentrique, comparativement sur les deux genoux, en commençant par le genou sain qui sert de référence, et à deux vitesses au moins, une lente et une rapide et dans certains cas, le

mode excentrique peut aussi être effectué en complément. Sa conclusion doit faire la synthèse de ces données et établir des préconisations pour la suite de la rééducation/réadaptation du patient.

13.2 ÉVALUATION ISOCINETIQUE DANS L'ÉVALUATION DE LA FORCE MUSCULAIRE APRES R-LCA

Comme nous l'avons évoqué plus haut, la force musculaire est le second critère utilisé dans la littérature dans la décision de reprise sportive, après le délai postopératoire, et il constitue le premier critère individuel mesurable (Burgi et al., 2019a). Dans cette revue de littérature, l'évaluation isocinétique était la modalité principale de mesure de la force, cependant les modalités d'évaluation et les critères décisionnels étaient très hétérogènes.

En effet, ce constat est également fait par Undheim et al. qui ont réalisé une revue systématique et concluent qu'il n'existe pas de protocole isocinétique standardisé dans le suivi du patient et que les mesures isocinétiques de la force n'ont pas été validées en tant que facteurs prédictifs utiles d'une reprise sportive réussie (Undheim et al., 2015a). Cependant, sur les 39 études incluses, les variables les plus fréquemment utilisées et recommandées étaient le mode de contraction concentrique/concentrique (31 études) avec une vitesse angulaire de 60°/s (29 études) sur 3 à 5 répétitions (24 études) et l'utilisation de la correction de la gravité (9 études). Ainsi il a été suggéré que la validation d'un protocole standardisé était nécessaire afin de permettre la cohérence des tests et une comparaison fiable de la littérature (Undheim et al., 2015b). De plus, il a été démontré que les tests isocinétiques effectués à des vitesses différentes révèlent des déséquilibres différents et que les tests réalisés à vitesses lentes reflètent véritablement les déficits de force, notamment pour les extenseurs du genou (T. Nagai et al., 2020b). Cependant la littérature ne présente pas de protocole standardisé clairement établi pour l'évaluation de la force après une R-LCA.

Le principal paramètre utilisé est le calcul du déséquilibre entre le membre opéré et le membre non-opéré, qui est un élément important pour caractériser le déficit musculaire de l'individu. Cet index de symétrie calculé comme :

$$\text{LSI (limb symmetry index)} = \text{Performance}_{\text{opéré}} / \text{Performance}_{\text{non-opéré}} \times 100$$

Il n'existe pas de consensus quant aux critères de force appropriés pour la reprise du sport après une R-LCA. Concernant les critères théoriques habituellement acceptés et retenus pour guider la reprise sportive sont LSI \geq 70% pour la reprise des activités dans l'axe, type course à pied (A. J. M. Rambaud et al., 2018a) et \geq 80-90% pour la reprise des activités sportive de type pivot-contact (S. D. Barber-Westin & Noyes, 2011a)

Cependant, il existe une grande variabilité dans la littérature concernant les seuils décisionnels pour la reprise sportive sans restriction, en utilisant des seuils décisionnels entre 70-100% (Burgi et al., 2019b). De nombreuses études décrivent une augmentation de la symétrie calculée à partir de mesures réalisées à des vitesses angulaires plus élevées, avec un impact du choix de protocole sur le calcul de la symétrie (Undheim et al., 2015c). De plus, les paramètres biomécaniques du genou ne sont pas significativement différents entre les patients ayant un LSI sur les extenseurs du genou > 80 % ou > 90 % (Palmieri-Smith & Lepley, 2015b).

Dans une revue systématique de la littérature réalisée en 2005, Dauty et al rapportaient déjà le constat d'un déficit de force musculaire isocinétique d'environ 30% pour les extenseurs et 10% pour les fléchisseurs à 6 mois postopératoires et la persistance d'un déficit pour les extenseurs d'environ 15% au-delà de 24 mois postopératoires. Ici encore, les différences méthodologiques rendaient difficile l'interprétation synthétique des résultats (Dauty et al., 2005). En effet, plus récemment une étude de cohorte de 4093 individus suivis à 6 mois postopératoires confirmait que la symétrie de force musculaire isocinétique était le critère décisionnel le moins atteint pour le retour au sport, avec seulement 35.7 % des participants atteignant le seuil LSI > 90 % pour les extenseurs du genou testés à 90°/s (Cristiani et al., 2019). Certains paramètres sont associés avec une moins bonne symétrie de force musculaire isocinétique comme l'âge ≥ 30 ans, le délai de chirurgie, la réparation méniscale et le type de greffe utilisé (Cristiani et al., 2019). En effet, l'utilisation d'un greffe au dépens du tendon rotulien est associée à une asymétrie plus importante des muscles extenseurs du genou, et, inversement, une meilleure symétrie des muscles fléchisseurs du genou en comparaison avec un greffe au dépens des ischio-jambiers (Xergia et al., 2011).

Ainsi, en raison de cette hétérogénéité et du manque d'études fiables évaluant l'impact de la symétrie musculaire isocinétique sur la reprise sportive, il est admis que l'impact prédictif du bilan musculaire sur la reprise sportive après R-LCA reste incertain (Undheim et al., 2015b). Également, l'évaluation isocinétique pourrait être utile dans la prévention des récurrences puisque Grindem et al. ont décrit que l'asymétrie de force des extenseurs du genou était le facteur le plus prédictif le d'une nouvelle blessure au sein d'une batterie d'évaluation pour le retour au sport (Grindem et al., 2016). De plus, si les seuils décisionnels ont été principalement étudiés lors de la reprise sportive, soit entre 6-12 mois, l'utilisation de critères décisionnels reste incertain pour un bilan précoce réalisé à 3-4 mois, tel que recommandé par les sociétés françaises (SOFMER - SYFMER, 2009).

13.3 L'ÉVALUATION ISOCINETIQUE DANS L'ÉVALUATION DES AUTRES PARAMETRES MUSCULAIRES

13.3.1 Propriétés passives

Comme nous l'avons décrit précédemment, la raideur active et passive du complexe musculo-tendineux des fléchisseurs du genou a une importance particulière dans la physiopathologie et la biomécanique du LCA puisqu'elle participe à limiter les contraintes en diminuant la translation tibiale antérieure. Ainsi, la mesure de la raideur des ischio-jambiers semble pertinente dans la prévention et le suivi des blessures du LCA. Après une R-LCA, certaines études ont évalué la raideur des ischio-jambiers avec des méthodologies différentes et des résultats divergents. Kuszewski et al. ont comparé les valeurs de l'angle d'étirement des ischio-jambiers, ou angle poplité mesuré en décubitus dorsal, entre le genou opéré et controlatéral au cours de la première année après une R-LCA, et ont conclu à une augmentation significative de la raideur des fléchisseurs du genou après la chirurgie (Kuszewski et al., 2019). En revanche, He et al. ont évalué la raideur des muscles de cuisse par une technique d'élastographie par onde de cisaillement réalisée entre 6 et 12 mois après l'opération et ont constaté une diminution de la raideur du muscle semi-tendineux du côté opéré par rapport au côté controlatéral et un groupe contrôle sain (He et al., 2021). Plus récemment, Shagawa et al. ont utilisé la myotonométrie pour évaluer la raideur du biceps fémoral (chef long) à 1 an d'une R-LCA et n'ont trouvé aucune différence significative entre le côté opéré et le côté controlatéral (Shagawa et al., 2023). Ces études ont évalué les fléchisseurs du genou en position statique, tandis que la raideur dynamique peut être mesurée à partir de la courbe couple-angle lors de l'extension passive du genou.

La dynamométrie isocinétique a été souvent utilisée pour évaluer les propriétés mécaniques passives des muscles ischio-jambiers en condition dynamique (Magnusson, 1998). La méthodologie commune consiste à imposer un mouvement passif en extension de genou et de mesurer le moment de force correspondant à la résistance passive à l'étirement. En général, des vitesses angulaires faibles ($< 20^\circ/\text{s}$) sont préférées pour minimiser les phases d'accélération / décélération, ainsi que les réflexes à l'étirement. Les protocoles de mesure vont varier en fonction de la flexion de hanche, principalement en position assise pour l'évaluation du genou mais également en flexion plus importante pour augmenter la longueur des ischio-jambiers (Le Sant et al., 2015). La vitesse angulaire et la course angulaire et par exemple, l'extension maximale peut correspondre à une amplitude prédéfinie stable et standardisée (Voglar et al., 2022), ou bien jusqu'à l'amplitude maximale tolérable par l'individu (Hatano et al., 2019).

Certains paramètres ont été décrits comme pouvant influencer la raideur des ischio-jambiers mesurée par la raideur passive lors d'un mouvement isocinétique. Par exemple, un étirement statique de 5 minutes entraîne une diminution de la raideur passive des ischio-jambiers de manière aigüe pendant moins de 30 minutes. (Hatano et al., 2019). Cependant, la raideur passive se normalisait dans l'heure suivant l'étirement tandis que les modifications de l'amplitude et la tolérance à l'étirement persistaient. L'étirement dynamique diminue également la raideur passive de manière significative immédiatement après l'étirement dynamique, et cette diminution s'est maintenue pendant 90 minutes (Iwata et al., 2019). Cependant, il n'y avait pas de différence significative concernant l'ampleur des modifications de raideur passive entre les étirements statiques et dynamiques (Matsuo et al., 2019), et des méthodes d'étirement mixtes (statique puis cyclique), entraînaient également une diminution de la raideur passive des ischio-jambiers, principalement dans les derniers degrés d'extension (Nordez et al., 2006). La réalisation d'un exercice excentrique ne modifiait pas significativement la raideur passive des ischio-jambiers mesurée par dynamométrie isocinétique, tandis qu'il y avait une augmentation du module d'élasticité mesurée par élastographie (Voglar et al., 2022). D'ailleurs, ces 2 mesures n'étaient pas corrélées dans l'étude de Voglar et al. Cependant, le type d'étirement réalisé en amont d'un exercice excentrique impactait les modifications de raideur passive après un exercice excentrique, puisque la raideur augmentait dans le groupe ayant réalisé un étirement dynamique, alors qu'elle diminuait dans un groupe contrôle ou ayant réalisé un étirement statique (C.-H. Chen et al., 2015)

Pour terminer, le profil des individus est également un facteur qui impacte la raideur passive des ischio-jambiers et les athlètes avec une plus grande flexibilité ont démontré une résistance passive plus faible associée une diminution de la raideur passive par rapport aux athlètes moins flexibles (Moltubakk et al., 2016).

13.3.2 La proprioception

Comme nous l'avons évoqué, le LCA est impliqué dans la proprioception du genou à travers ses caractéristiques anatomiques et ses propriétés biomécaniques. Ainsi, la littérature scientifique a accordé une importance particulière à l'évaluation instrumentale de la proprioception du genou après une lésion et/ou une R-LCA (Arumugam et al., 2019). La dynamométrie isocinétique permet une mesure précise et reproductible de la position articulaire, ce qui en fait un outil adapté pour

l'évaluation de la kinesthésie et de la statesthésie qui sont des composantes importantes de la fonction de proprioception (Ager et al., 2017).

Généralités

La statesthésie, ou sens de position articulaire, est principalement évaluée par le Joint position sense (JPS) qui consiste à reproduire une position articulaire. Les techniques peuvent varier puisque le geste pour reproduire la position cible peut être actif ou bien passif et il s'agit d'une tâche de repositionnement dans laquelle l'individu fait varier la position articulaire jusqu'à maintenir la position qui lui semble être la cible ou bien la détection de la position au cours d'un mouvement imposé (Han et al., 2016). Le choix de la méthode peut influencer les résultats y compris après R-LCA (Hoshiba et al., 2020). La différence entre l'angle de flexion atteint par le patient et la position cible est appelée Erreur Absolue (AE dans les articles en anglais) (Figure 39). Ainsi, une valeur plus élevée correspondra à une plus mauvaise proprioception. La symétrie est calculée comme la différence entre l'Erreur Absolue du membre non-dominant et dominant ($AE_{diff} = AE_{non-dom} - AE_{dom}$) ou lésé et sain ($AE_{diff} = AE_{lésé} - AE_{sain}$)

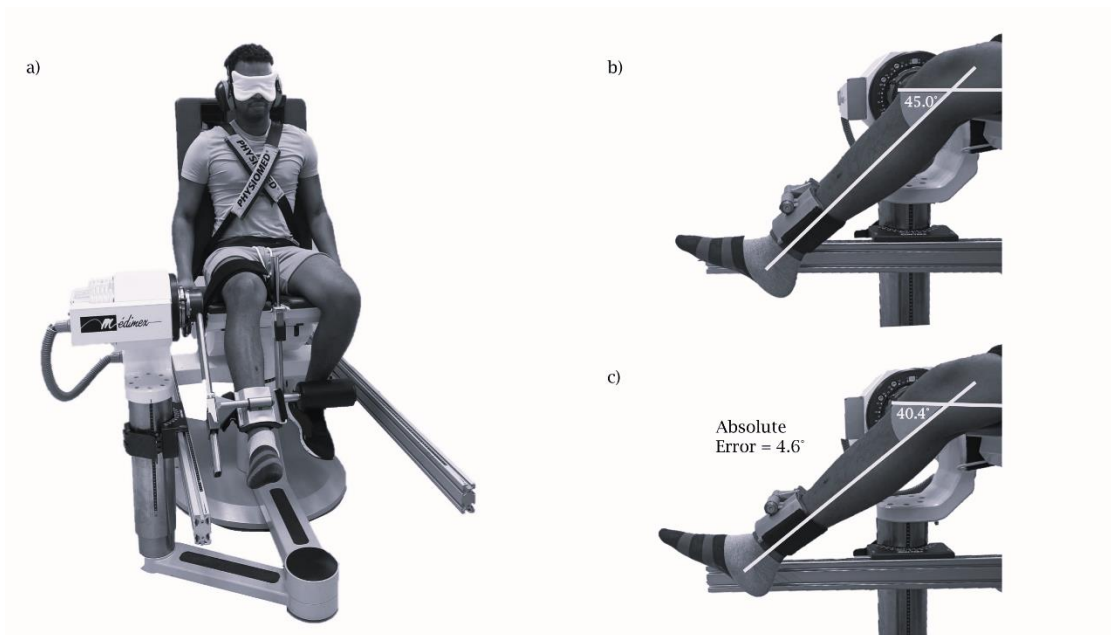


Figure 39 Installation pour la mesure de la statesthésie avec exemple de calcul de l'Erreur Absolue.

La kinesthésie est évaluée par la détection du mouvement articulaire ou TDPM (Threshold to détection of passive motion). Au cours de ce test, le membre à tester est dans une position de repos

puis le dynamomètre déplace le segment entraînant un mouvement articulaire passif. Lorsque le sujet détecte un mouvement, c'est-à-dire la perception d'une modification de sa position articulaire, il le signale puis l'angle parcouru ou bien le temps nécessaire à la détection du mouvement sont mesurés. Le TDPM correspond alors à la course angulaire ou le temps mis par le patient pour détecter le mouvement passif à partir de la position de repos. La différence entre l'angle de flexion atteint par le patient et la position de départ est appelée Erreur Absolue (AE dans les articles en anglais). La symétrie est calculée comme la différence entre l'Erreur Absolue du membre non-dominant et dominant ($AE_{diff} = AE_{non-dom} - AE_{dom}$) ou lésé et sain ($AE_{diff} = AE_{lésé} - AE_{sain}$)

Évaluation de la proprioception après lésion du LCA

Les premières études qui ont utilisé la dynamométrie isocinétique dans l'évaluation de la proprioception du genou dans la pathologie du LCA ont étudié l'impact de la rupture du LCA. Par exemple, Barack et al. en 1989 puis Carter et al., en 1997, décrivaient que les valeurs du TDPM et JPS étaient augmentées (moins bonne proprioception) sur le genou blessé en comparaison avec le genou sain (Barack et al., 1989; Carter et al., 1997). Au contraire, d'autres études n'ont pas montré de différence significative entre le genou blessé et sain sur le TDPM et le JPS (Fonseca et al., 2005; Good et al., 1999). De plus, une rééducation bien menée, permettant un gain de stabilité articulaire, n'entraînait pas de modification significative du JPS et le rôle de la statesthésie (JPS) dans la stabilité articulaire après rupture du LCA restait donc incertain (Carter et al., 1997). Ageberg et al. ont montré que la kinesthésie était moins bonne sur le genou blessé mais également sur le genou controlatéral chez les individus ayant une rupture du LCA en comparaison avec une population non blessée (Ageberg & Fridén, 2008). Il semble également que le délai après rupture du LCA ait un impact sur la statesthésie avec des valeurs de JPS significativement plus élevées du côté opéré dans chez les patients ayant une rupture chronique du LCA (>3 mois) en comparaison avec des ruptures récentes (≤ 3 mois) (Lee et al., 2018).

Évaluation de la proprioception après R-LCA

Plusieurs études ont évalué l'impact d'une R-LCA sur la proprioception du genou en utilisant une méthode isocinétique. En 2003, Reider et al. réalisaient une étude prospective évaluant l'évolution du TDPM et du JPS avant et après une R-LCA avec comparaison d'un groupe contrôle non blessé (Reider et al., 2003). Ces résultats montraient que le TDPM préopératoire était moins bon sur le genou blessé et controlatéral en comparaison avec le groupe contrôle, corroborant les résultats décrits précédemment. À 6 mois après la R-LCA, les valeurs moyennes de TDPM des deux genoux, blessé et controlatéral, étaient significativement plus basses (meilleures) qu'avant l'opération et les

genoux blessés présentaient une meilleure statesthésie (JPS) que les genoux controlatéraux et que les participants sains. L'ajout d'une stimulation vibratoire n'apportait pas de modification significative dans la mesure du JPS pour l'évaluation du genou opéré, controlatéral ou chez les individus sains (T. Nagai et al., 2018).

Risberg et al. n'ont pas trouvé de supériorité d'une rééducation proprioceptive spécifique en comparaison avec un programme de rééducation standard, sur la kinesthésie évaluée par le TDPM (Risberg et al., 2007). Fu et al. ont montré l'absence de supériorité de l'utilisation d'une plate-forme vibrante en association avec une rééducation classique, sur le JPS malgré l'amélioration du contrôle postural et des performances aux tests fonctionnels (C. L. A. Fu et al., 2013). En revanche, la rééducation supervisée s'est révélée plus efficace que la rééducation à domicile pour la récupération de la proprioception du genou mais des améliorations similaires de la force musculaire (Lim et al., 2019).

Laboute et al. ont étudié la kinesthésie (TDPM) chez les patients en période postopératoire précoce (1 mois) et chez des patients en phase de réathlétisation (3-9 mois postopératoires), en comparaison avec des individus sains (Laboute et al., 2019b). À 1 mois, les participants opérés présentaient une augmentation bilatérale du TDPM (moins bon) par rapport aux participants sains. A la phase de réathlétisation, seul le genou opéré avait une moins bonne kinesthésie que le groupe contrôle.

Le délai de chirurgie semble avoir un impact sur la proprioception après R-LCA avec une corrélation positive entre le délai opératoire d'une chirurgie réalisée dans les 4 mois après la blessure et le JPS mesuré à 6 mois, soit une plus mauvaise proprioception pour les chirurgies réalisées plus tard (Zhou et al., 2008), Les mêmes auteurs décrivaient également une corrélation positive entre la proprioception postopératoire et l'indice de symétrie des extenseurs à 6 mois postopératoires.

Également, des auteurs ont étudié l'impact d'une reconstruction anatomique (double faisceau) sur le TDPM évalué dans les plans sagittal et transversal et ne montraient aucune différence significative entre le genou opéré et le genou controlatéral (T. Nagai et al., 2013). Seule la kinesthésie lors du mouvement en rotation interne, à partir de la position en rotation externe, était moins bien discriminée sur le genou opéré, en comparaison avec le genou controlatéral.

Lecture synthétique 11: Isocinétisme après reconstruction du LCA (R-LCA)

- L'évaluation isocinétique est le gold-standard de la mesure instrumentale de la force musculaire après reconstruction du LCA
- Des recommandations françaises suggèrent la réalisation de bilans musculaire isocinétique au 4^{ème} et au 7-8^{ème} mois postopératoire dans le suivi après R-LCA.
- Si la littérature scientifique fournit des informations et applications pratiques pour le bilan à la phase du retour au sport (7-8^{ème} mois), il y a peu de données disponibles pour le bilan réalisé lors de la reprise des activités légères (4^{ème} mois).
- De plus, la dynamométrie isocinétique permet la mesure d'autres paramètres de la fonction musculaire tels que la proprioception et les propriétés passives, qui sont peu étudiées et dont l'application pratique est incertaine.

13.4 HYPOTHESE DE TRAVAIL (PARTIE 2)

L'introduction a mis en avant que :

- Le LCA est un élément central dans la stabilité dynamique du genou, fonction dans laquelle il est assisté par d'autres structures, dont les muscles fléchisseurs du genou qui participent à limiter la translation tibiale par leur comportement dynamique actif et passif.
- De plus, la fonction du LCA ne se résume pas à son comportement mécanique et la proprioception du LCA joue un rôle fondamental dans la biomécanique du genou.
- Les ruptures du LCA sont des blessures graves et fréquentes en traumatologie sportive et la majorité des patients sportifs ont recours à une R- LCA. De nombreux paramètres chirurgicaux (délai de chirurgie, type d'autogreffe, réparation méniscale, plastie extra-articulaire...) peuvent influencer la récupération postopératoire.
- Après une R-LCA, un des enjeux importants est de récupérer les capacités physiques et psychologiques suffisantes pour permettre une reprise des activités physiques, et principalement sportives sans restriction et limiter le risque de seconde blessure.
- Cependant, le taux de reprise sportive est faible après R-LCA et la littérature récente insiste sur le continuum du retour au sport qui est un processus progressif basé sur des critères décisionnels qui vont définir les phases du retour à la participation jusqu'à la performance.
- Dans la littérature internationale, l'évaluation isocinétique est recommandée pour mesurer le déficit de force postopératoire et les recommandations françaises supportent la réalisation de ces bilans aux 4^{ème} et 8^{ème} mois postopératoires.
- Si les critères de symétrie de force ont largement été étudiés à la phase du retour au sport, correspondant à l'évaluation du 8^{ème} mois, peu d'études se sont intéressées au bilan réalisé à un stade précoce, soit au 4^{ème} mois.
- De plus, d'autres paramètres de la fonction musculaire mesurables en isocinétisme (relation force-vitesse, propriétés passives, proprioception) ne sont pas évalués en

pratique clinique et pourraient avoir un impact sur les propriétés biomécaniques du genou opéré

Sur l'hypothèse de travail concernant l'impact de l'évaluation isocinétique dans le suivi du patient après R-LCA et en intégrant des mesures de la fonction musculaire plus larges que le bilan conventionnel, les objectifs de cette partie sont :

Étude 4 : Calculer les valeurs cibles de l'indice de symétrie de force musculaire mesuré au 4^{ème} mois qui étaient associées aux seuils optimaux à la phase du retour au sport (80-90 %) et les facteurs associés à la symétrie. L'objectif secondaire est de tester l'impact du déséquilibre musculaire sur le retour au sport lors du suivi à 2 ans.

Étude 5 : Explorer l'association entre la symétrie musculaire isocinétique à 4 mois et la survenue d'une nouvelle blessure grave du genou après reconstruction primaire du LCA. Les objectifs secondaires sont d'étudier la relation en le bilan de force musculaire et le score psychologiques, et confirmer les données de la littérature sur le retour au sport.

Étude 6 : Tester la relation force-vitesse des extenseurs et des fléchisseurs du genou, en utilisant le modèle isocinétique à deux points, au 4^{ème} mois et 8^{ème} mois après une R-LCA, en comparant la jambe opérée et la jambe non-opérée. Le deuxième objectif est de tester l'impact des paramètres chirurgicaux sur la relation force-vitesse : le délai de la chirurgie et le type de greffe utilisée pour la ligamentoplastie.

Étude 7 : Évaluer la raideur passive des fléchisseurs du genou mesurée par dynamométrie isocinétique à 4 et 8 mois après reconstruction primaire du LCA en comparant les résultats avec un groupe contrôle d'individus sains. Ensuite, nous testons les caractéristiques chirurgicales associées à la raideur des fléchisseurs du genou près reconstruction primaire du LCA.

Étude 8 : Tester l'association entre la performance et la symétrie fonctionnelle sur les Hop Tests avec les paramètres isocinétiques de force et de proprioception dans le cadre d'une étude méthodologique portant sur une population de jeunes adultes sains physiquement actifs.

Étude 9 : Tester la proprioception au 4^{ème} mois après une R-LCA en utilisant une méthode isocinétique de mesure de la kinesthésie et de la statesthésie. Les objectifs secondaires sont de tester l'impact de la dominance et de la reconstruction du plan antérolatéral (AEAP) sur la proprioception du genou après une reconstruction primaire du LCA. Enfin, cette étude visait à tester l'impact de la proprioception du genou sur le statut psychologique vis-à-vis de la reprise sportive.

14 CONTRIBUTION PERSONNELLE

14.1 MÉTHODOLOGIE COMMUNE

14.1.1 Suivi des patients après R-LCA

Dans le cadre du parcours de soin après ligamentoplastie du LCA, les patients ont la possibilité d'intégrer un 'Parcours LCA' dans le service de médecine du sport du CHU de Caen qui concerne les patients sportifs qui ont pour objectif la reprise de tous types de sports à tous niveaux. Cette orientation est définie directement depuis le service de chirurgie orthopédique du CHU de Caen mais est également accessible à tous les patients adressés pour le suivi, y compris opérés en dehors du CHU de Caen. Conformément aux recommandations de suivi après une R-LCA, les patients ont 3 consultations systématiques à 6 semaines postopératoires, au 4^{ème} mois postopératoire (3-4 mois après la chirurgie) et 8^{ème} postopératoire (7-8 mois après la chirurgie) (Figure 40).

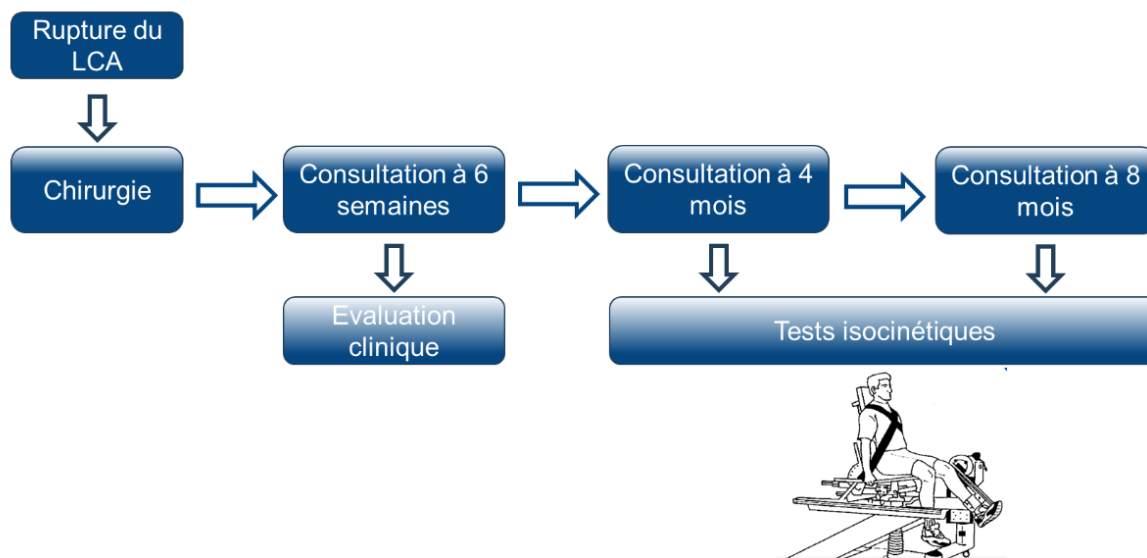


Figure 40 Schéma du 'Parcours LCA' dans le service de médecine du sport (CHU Caen)

La consultation de 6 semaines a pour objectif principal le suivi postopératoire afin de s'assurer de la bonne évolution clinique et fonctionnelle précoce, et notamment l'absence de complication précoce (par ex. anomalie de cicatrisation cutanée, inflammation/infection, raideur articulaire, inhibition motrice).

C'est également lors de cette consultation que sont collectés les éléments suivants :

- Antécédents médico-chirurgicaux
- Situation professionnelle/étudiante
- Anamnèse et mécanisme lésionnel
- Bilan lésionnel
- Délai de chirurgie et type de chirurgie
 - Type d'autogreffe
 - Réparation méniscale associée
 - Plastie antérolatérale associée
 - Durée de garrot (à partir du compte-rendu opératoire)
- Type de rééducation
- Projet sportif (type de sport, niveau et volume de pratique sportive, projet sportif)
- Traitement actuel
- Taille et masse corporelle (et masse corporelle cible)

Dans le cadre de l'examen clinique standard de suivi, une mesure goniométrique des amplitudes articulaires du genou opéré et du genou non-opéré sont retranscrites dans le dossier du patient, comme à chaque visite.

Au cours des consultations des 4^{ème} et 8^{ème} mois, l'évaluation isocinétique de la force musculaire est réalisée, selon le protocole décrit ci-dessous

14.1.2 Protocole d'évaluation isocinétique de la force musculaire

L'évaluation de la force musculaire isocinétique de l'articulation du genou a été en utilisant un dynamomètre Con-Trex® (Con-Trex MJ ; CMV AG, Dübendorf, Switzerland) (Maffiuletti et al., 2007). Le dynamomètre était configuré conformément au manuel du fabricant et les individus ont été installés en position assise pour les tests de flexion/extension du genou, avec un angle d'inclinaison du dossier fixé à 85° de flexion de hanche et la sangle distale du dynamomètre attachée à 3 cm au-dessus de la malléole latérale (Figure 41). Des sangles ont été positionnées autour de la poitrine, du bassin et à mi-cuisse. L'alignement entre l'axe de rotation du dynamomètre et l'axe de rotation de l'articulation du genou a été vérifié avant chaque test. La longueur du bras de levier était calculée comme la distance entre l'axe de rotation et l'attache distale du bras de levier du dynamomètre. Les essais ont été effectués dans une plage de mouvement de flexion-extension de minimum 15° à 95° de flexion (0° correspondant à une extension complète du genou), et les données ont été recueillies dans une plage de mouvement de flexion-extension de 20° à 90°.



Figure 41 Installation lors de l'évaluation isocinétique des muscles fléchisseurs/extenseurs du genou.

Le protocole classiquement réalisé dans le cadre de l'évaluation de la force maximale est représenté dans le Tableau 8. Dans le cadre de la pratique clinique, la jambe non-opérée était systématiquement évaluée en premier et la jambe opérée en deuxième.

Tableau 8 Protocole d'évaluation isocinétique du genou dans le suivi des R-LCA

Echauffement	
180 °/s (concentrique)	12 répétitions (flex/ext) sous-maximales 9 répétitions progressives
Test	
60 °/s (concentrique)	4 répétitions sous-maximales 4 répétitions maximales
240 °/s (concentrique)	4 répétitions sous-maximales 4 répétitions maximales
30°/s * (excentrique)	3 répétitions sous-maximales 3 répétitions maximales
* non systématique, notamment peu réalisé au 4 ^{ème} mois	

Lors de toutes les évaluations, la correction du moment de force passif (couramment appelée « correction de gravité ») était effectuée automatiquement à partir de cycles de mouvements passifs réalisés en amont de l'évaluation. Les variables étudiées étaient le MFM et la vitesse angulaire de test. L'indice de symétrie était calculé selon la formule décrite précédemment.

14.1.2.1 Utilisation de l'isocinétisme dans le calcul des paramètres Force-vitesse

Les tests isocinétiques ont été utilisés pour évaluer les relations force-vitesse de différents mouvements monoarticulaires (Janicijevic et al., 2019b). En effet, le modèle à deux points permet de déterminer in vivo la relation force-vitesse des muscles du genou à partir de deux vitesses différentes et distantes couvrant un large spectre soit une faible lente (30°/s, 60°/s ou 90°/s) combinée à une vitesse plus rapide (210°/s, 240°/s ou 300°/s) (Grbic et al., 2017)(Sašek et al., 2022b).

Comme nous l'avons expliqué, l'évaluation isocinétique correspond à l'étude d'un mouvement rotatoire, ainsi c'est un moment de force qui est mesuré, c'est-à-dire le produit de la force exercée à distance de l'axe de rotation par la distance du bras de levier. Le calcul du profil force-vitesse, nécessite de calculer la force à partir du moment de force mesuré et en connaissant la longueur du bras de levier. Le MFM et les vitesses angulaires ont été convertis en force et en vitesse linéaire en divisant ou en multipliant, respectivement, la valeur par le rayon, ce qui correspondait à la longueur du bras de levier du sujet. La force a été normalisée par rapport à la masse corporelle, à la puissance aux deux tiers ($N/kg^{2/3}$) (Jaric, 2002) et la masse corporelle a été mesurée. Les paramètres étudiés étaient la force maximale isométrique théorique (F_0) des extenseurs et fléchisseurs du genou et la pente F-V (F-V slope en anglais) (Grbic et al., 2017), qui étaient calculés à partir de l'équation de la fonction linéaire obtenue à partir des 2 points mesurés (Figure 42).

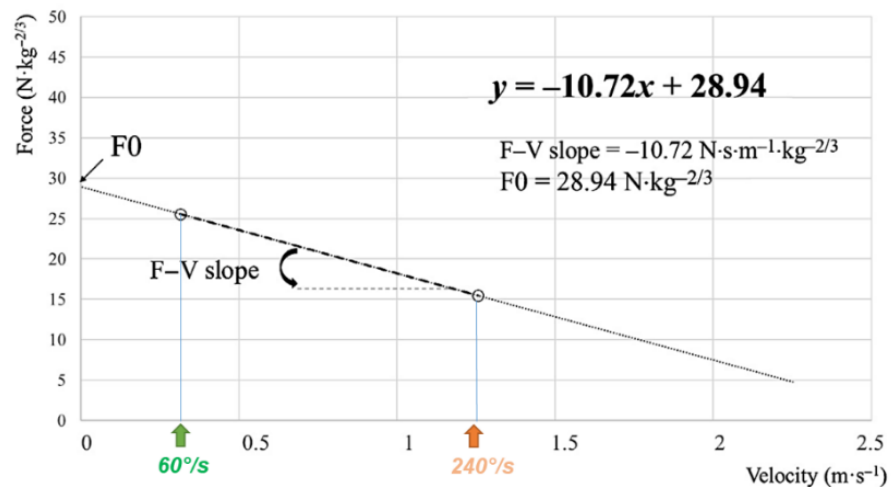


Figure 42 Exemple de modèle de régression linéaire obtenu à partir des données de force et de vitesse lors de mouvements concentriques d'extension du genou à 60°/s et 240°/s.

L'indice de symétrie peut être calculé pour F_0 des extenseurs et fléchisseurs du genou de la même manière que les indices de symétrie habituels ($F_{0\text{opéré}}/F_{0\text{non-opéré}} \times 100 \%$, LSI_{F_0}).

La méthode isocinétique linéaire à deux points est une technique sensible et valide, notamment en comparaison avec les méthodes polynomiales, pour déterminer les capacités maximales des muscles à produire de la force, mais moins pour déterminer la vitesse maximale (Janicijevic et al., 2019b), (Janicijevic et al., 2020b). En effet, des modèles plus complexes décrivant la relation force vitesse comme une double hyperbole semblent être plus adaptés pour caractériser le comportement musculaire à vitesse très rapide et donc pour approcher V_0 .

Cependant l'utilisation de modèles linéaires a été validée pour l'analyse in-vivo des paramètres F_0 et pente F-V via l'étude de niveaux de force $>40\%$ force maximale, ce qui correspond aux protocoles de tests après R-LCA. En effet, cette méthode a démontré une excellente reproductibilité pour F_0 ($ICC > 0,90$; $CV < 5 \%$), mais moins pour V_0 (Janicijevic et al., 2019b), (Sašek et al., 2022b). La pente F-V a montré une bonne à excellente corrélation avec le modèle à points multiples et une bonne reproductibilité (Sašek et al., 2022b).

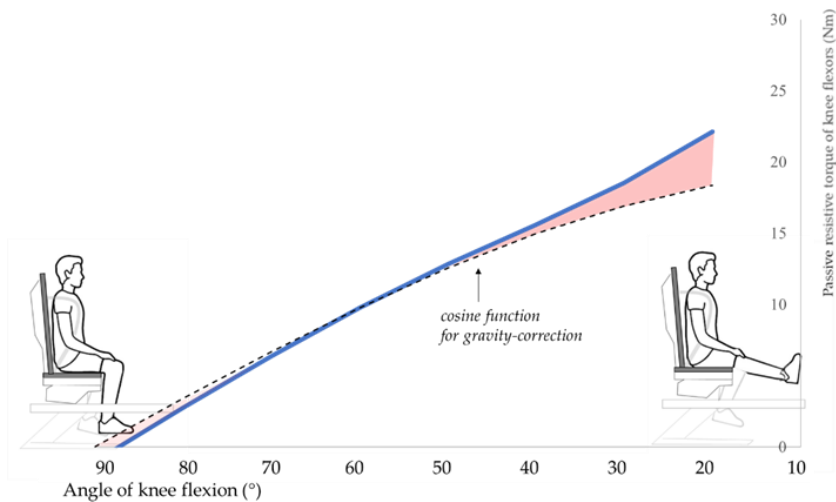
14.1.3 Protocole d'évaluation isocinétique de la raideur musculaire

L'évaluation des propriétés mécaniques passives du complexe musculo-tendineux était réalisée en position assise pour les tests de flexion/extension du genou sur une amplitude de 90° à 20° de flexion du genou (en excluant les phases d'accélération et de décélération). Dans nos études, l'évaluation isocinétique passive a été effectuée avant les mesures de force afin de limiter l'impact de la contraction volontaire maximale sur les propriétés élastiques passives des muscles ischio-jambiers

Pour évaluer les propriétés mécaniques passives des muscles ischio-jambiers, nous avons mesuré le moment de force (en Newton-mètres, Nm) correspondant à la tension passive de résistance lors d'un mouvement passif d'extension de genou lors de l'extension du genou. La vitesse angulaire était de $15^\circ/\text{s}$ et la mesure était réalisée lors de trois cycles complets de mouvement en flexion-extension, tandis que les participants devaient rester détendus. Pour calculer les paramètres de tension passive, une correction du moment gravitationnel a été modélisée sous forme d'une fonction trigonométrique cosinus, et le moment de force mesuré à 50° de flexion du genou a été utilisé dans le modèle, en supposant que les moments de résistance élastique passive sont négligeables à ce point (Anderson et al., 2010; Moltubakk et al., 2016) (Figure 43a). La zone d'intérêt pour la résistance passive des fléchisseurs du genou était donc comprise entre 50 à 20 degrés de flexion

du genou, vers l'extension. La raideur passive des ischio-jambiers ($Stiff_{KF}$ dans les études) correspondait à la portion supposée linéaire de la courbe moment-angle lors du mouvement d'étirement passif et donc au comportement quasi-élastique du complexe musculo-tendineux. La raideur, $Stiff_{KF}$, était calculée comme la pente du couple passif en fonction de l'angle lors des 10 derniers degrés de l'extension du genou, de 30 à 20 degrés de flexion du genou, correspondant à la partie de la courbe comprenant la présence de moments élastiques passifs (Anderson et al., 2010) (Figure 43b).

a)



b)

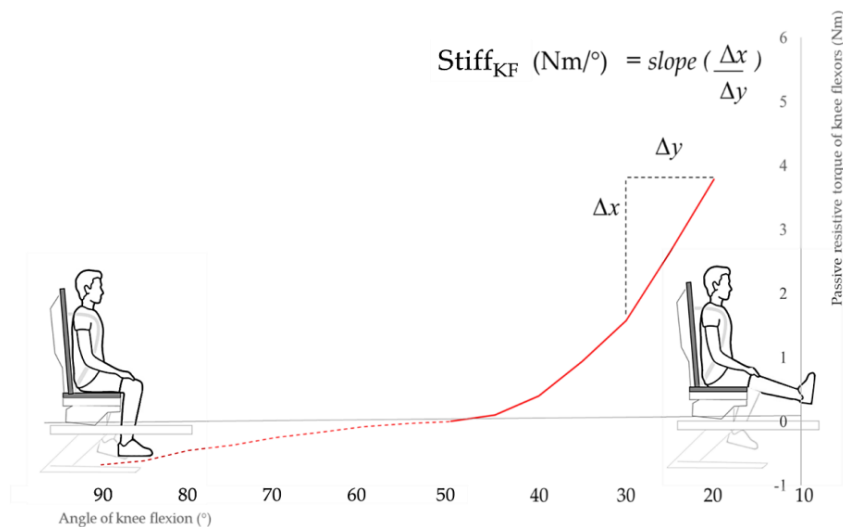


Figure 43 Courbe moment-angle (a) lors d'un mouvement d'extension passif et (b) après correction du moment gravitationnel

La reproductibilité test-retest de l'évaluation isocinétique de StiffKF a été évaluée sur n=13 individus sains qui ont effectué l'évaluation isocinétique sur les deux membres (26 évaluations) deux fois à un intervalle de 5 jours. Le test-retest a démontré une excellente reproductibilité avec un coefficient de corrélation intraclasse (ICC) de 0,91 (0,80-0,96)

14.1.4 Protocole d'évaluation isocinétique de la proprioception

Le dynamomètre était configuré en position assise pour les tests de flexion/extension du genou, avec un angle d'inclinaison du dossier fixé à 85° de flexion de hanche et la sangle distale du dynamomètre attachée à 3 cm au-dessus de la malléole latérale. Afin de limiter toutes afférences sensorielles auditives et visuelles, le sujet était équipé d'un casque antibruit ainsi que d'un bandeau oculaire (Figure 44). On demandait également aux participants de venir avec un short afin de ne pas avoir d'informations sensorielles par frottement du tissu sur la peau.



Figure 44 Evaluation isocinétique de la proprioception

Statesthésie : Le Joint Position Sense

Le JPS (Joint Position Sense) correspond à l'évaluation du sens positionnel d'une articulation reflétant la statesthésie. Le principe est de déplacer l'articulation du genou à une position angulaire cible, dans notre cas entre 40-50° de flexion, puis, après retour à une position de repos, l'individu

doit retrouver la position angulaire cible selon une technique de repositionnement (actif ou passif) ou bien par détection au cours d'un mouvement passif) (Han et al., 2016). Dans nos études, seul le JPS en mode passif était évalué et selon 2 méthodes pour retrouver la position angulaire cible :

- Détection de la position angulaire au cours d'un mouvement d'extension passif isocinétique à 2°/s, avec un arrêt par un bouton 'stop' (JPS1)
- Repositionnement passif par le patient guidé par une commande permettant la mobilisation isocinétique en flexion/extension du genou (JPS2).

Principe : Pour ces 2 tests, le membre inférieur à tester est dans une position de repos à 90° de flexion puis est amené dans une position cible située entre 40-50° de flexion (variable au cours du bilan pour éviter un effet de mémorisation/apprentissage) avec une précision de 0,1°, celle-ci est maintenue 5 secondes (Springer et al., 2017). Le membre inférieur est replacé en position de départ puis le participant doit retrouver la position angulaire soit par détection de la position (JPS1) soit en repositionnant par la commande isocinétique (JPS2).

Deux essais sont réalisés au préalable et l'évaluation se fait au cours de 2 tests mesurés. L'Erreur Absolue (AE dans les articles en anglais) était mesurée et la symétrie était calculée comme la différence entre l'Erreur Absolue du membre non-dominant et dominant ($AE_{diff} = AE_{non-dom} - AE_{dom}$) ou lésé et sain ($AE_{diff} = AE_{lésé} - AE_{sain}$).

Kinesthésie: Le Threshold to Detection of Passive Motion (TDPM)

Le TDPM correspond à l'évaluation du seuil de détection du mouvement passif. Dans nos protocoles le genou est mobilisé à vitesse très lente (0.2°/sec) à partir de 90° de flexion, lors d'un mouvement d'extension passive. Il existe une grande hétérogénéité dans la méthodologie des études mesurant le TDPM, mais l'utilisation d'une vitesse très faible lors d'un mouvement d'extension semble être la méthode la plus adaptée (Shidahara et al., 2011). Nous avons choisi d'effectuer ce test à une vitesse plus lente afin que ce test soit le plus sensible et ne repose pas simplement sur le temps de réaction à appuyer sur le bouton stop. De plus nous avons choisi d'effectuer ce test à 90° pour limiter l'effet de gravité et ne pas modifier les butées prédéfinies en début de test.

Principe. Au cours de ce test, le membre inférieur à tester est dans une position de repos à 90° de flexion et après un délai variable défini par l'opérateur, le dynamomètre déplace la jambe en extension de genou au cours d'un mouvement passif réalisé à 0,2°/s. Lorsque le sujet détecte un mouvement, c'est-à-dire la perception d'une modification de son angle de flexion du genou, il utilise un bouton stop pour arrêter le mouvement la machine. Le TDPM correspond alors à la course

angulaire réalisée par le patient à partir de la position de repos. Pour exemple, si le patient détecte un mouvement à $86,3^\circ$, son TDPM sera alors de $3,7^\circ$.

Deux essais sont réalisés au préalable et l'évaluation se fait au cours de 3 tests mesurés. La différence entre l'angle de flexion atteint par le patient et la position de départ est appelée Erreur Absolue (AE dans les articles en anglais). La symétrie est calculée comme la différence entre l'Erreur Absolue du membre non-dominant et dominant ($AE_{diff} = AE_{non-dom} - AE_{dom}$) ou lésé et sain ($AE_{diff} = AE_{lésé} - AE_{sain}$).

14.2 ÉTUDE 4: KNEE STRENGTH SYMMETRY AT 4 MONTHS IS ASSOCIATED WITH CRITERIA AND RATES OF RETURN TO SPORT AFTER ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION.

14.2.1 Résumé

Contexte : Parmi les critères de retour au sport (RTS) après chirurgie de reconstruction du ligament croisé antérieur (R-LCA), l'indice de symétrie isocinétique des membres inférieurs (LSI) est indiqué pour évaluer les déficits musculaires. Les recommandations françaises supportent la réalisation systématique de 2 tests au 4^{ème} mois et aux 7-8^{ème} mois postopératoires pour optimiser le suivi et guider le RTS. Alors que les seuils pour le LSI calculé lors de la période du RTS ont été fréquemment étudiés, les connaissances restent faibles sur les valeurs cibles optimales lors de l'évaluation isocinétique précoce, au 4^{ème} mois postopératoire, et il n'existe pas encore de seuils cliniquement pertinents associés à un LSI optimal. De plus, l'impact du déséquilibre musculaire précoce sur le RTS reste à être démontré.

Les objectifs de cette étude étaient de calculer les valeurs cibles du LSI mesuré au 4^{ème} mois qui étaient associées aux seuils optimaux à la phase du RTS (80-90 %) et les facteurs associés au LSI. L'objectif secondaire était de tester l'impact du déséquilibre musculaire sur le RTS lors du suivi à 2 ans.

Méthode : Une étude de cohorte prospective a été réalisée parmi les patients qui étaient suivis dans les suites d'une chirurgie de reconstruction primaire du LCA dans le service de Médecine du sport du CHU de Caen entre Janvier 2017 et Février 2020.

La première visite correspondait à la consultation de suivi à 6 semaines post opératoire. Les informations personnelles et le niveau de pratique sportive antérieure étaient recueillis avant la réalisation d'un examen clinique. Les données concernant la blessure incluaient le type de lésion (LCA isolé, lésion méniscale, récurrence) et le délai avant la chirurgie. Les données chirurgicales comprenaient le type de greffe utilisé (technique de Kenneth-Jones au tendon rotulien, KJ, ou prélèvements aux ischio-jambiers, DIDT), le type de chirurgie et la durée d'utilisation du greffon.

Au 4^{ème} mois et au 8^{ème} mois postopératoires, les participants avaient un examen clinique ainsi qu'un test isocinétique sur dynamomètre pour évaluation de la force musculaire suivant le protocole décrit précédemment dans la méthodologie commune. A chaque visite de suivi, ils étaient questionnés sur leur prise en charge en rééducation actuelle.

Dans un second temps, et de manière prospective, un questionnaire était administré aux patients suivis après 24 mois postopératoires. Les participants étaient interrogés sur la reprise de l'activité sportive, le niveau de pratique sportive et l'évaluation subjective du niveau sportif actuel en comparaison au niveau sportif antérieur (similaire, plus faible, meilleur).

Pour évaluer la capacité prédictive du déséquilibre musculaire au stade précoce (soit au 4^{ème} mois), nous avons réalisé une analyse par courbe ROC et un test du Chi2 a été utilisé pour déterminer le risque relatif (RR). Le LSI_(RTS) optimal pour les fléchisseurs était considéré > 90 %, et, pour les extenseurs, les critères > 80 %, > 85 % ou > 90 % ont été étudiés, conformément à la littérature. Une analyse multivariée a été réalisée pour déterminer des facteurs ou variables qui étaient associés de manière significative à un déséquilibre musculaire. Pour une aire sous la courbe (AUC) de 0.70 comme critère de discrimination en considérant au moins un rapport de 5 :1 entre les répondants et les non-répondants (satisfaisant aux critères de LSI), un échantillon minimum de 106 sujets a été calculé (alpha = 5 %, beta = 20 %). Les analyses statistiques ont été réalisées avec IBM SPSS Statistics 20.0 (Armonk, NY : IBM Corp) pour Windows et Analyse-it (Logiciel Analyse-it, Ltd., Leeds, UK) pour Excel.

Résultats. Un total de 113 patients (25.2 +/- 9.7 ans ; 41.6 % de femmes) ayant eu une première R-LCA ont été inclus. L'évaluation isocinétique du 4^{ème} mois a été réalisée en moyenne à 3.6 ± 0.7 mois postopératoires et le Q-LSI_(précoce) moyen était 60.4 ± 17.6 % tandis que le H-LSI_(précoce) moyen était 84.6 ± 17.2 %. L'évaluation isocinétique du 8^{ème} mois a été réalisée en moyenne à 7.3 ± 0.8 mois postopératoires et le Q-LSI_(RTS) moyen était 76.0 ± 14.8 %, tandis que le H-LSI_(RTS) moyen était 95.9 ± 16.9 %. Pour les extenseurs du genou, un Q-LSI_(précoce) > 59 % pourrait prédire un Q-LSI_(RTS) > 80 % (OR = 31.50, p < .0001), un Q-LSI_(précoce) > 67 % pourrait prédire un Q-LSI_(RTS) > 85 % (OR = 14.51, p < .0001), et un Q-LSI_(précoce) > 71 % pourrait prédire un Q-LSI_(RTS) > 90 % (OR = 8.55, p < .0001). Pour les fléchisseurs du genou, un H-LSI_(précoce) > 72 % pourrait prédire un H-LSI_(RTS) > 90 % lors de la reprise du sport (OR = 6.03, p < .0001). Une durée d'utilisation plus longue du garrot était associée avec des valeurs de Q-LSI_(précoce) et H-LSI_(précoce) plus faibles. L'utilisation d'une greffe de type K-J était associée à des valeurs de Q-LSI_(précoce) et Q-LSI_(RTS) plus faibles alors que la pratique d'un sport « pivot-contact » et/ou à haut niveau avant l'opération étaient respectivement associées à un H-LSI_(précoce) et un Q-LSI_(précoce) plus élevés. L'âge jeune était également associé à un Q-LSI_(précoce) plus élevé.

Les facteurs associés à la symétrie de force des extenseurs à 4 mois étaient la durée de garrot, l'âge, le niveau de sport pratiqué et le type de transplant, tandis que seul le type de transplant était

associé à la symétrie de force musculaire à 8 mois avec une greffe K-J associée à un déficit plus important. Les facteurs associés à la symétrie de force des fléchisseurs à 4 mois étaient la durée de garrot et le niveau de sport pratiqué, mais aucun facteur n'était associé de manière significative à la symétrie de force musculaire à 8 mois.

A un délai minium de 2 ans postopératoire, 102 participants (90,3%) ont répondu au suivi et parmi eux 72% ont repris leur sport dont 46% au même niveau de performance. Les participants qui avaient atteint le seuil Q-LSI > 59% (OR : 3,45, p= 0,003), H-LSI >72% (OR : 3,76, p= 0,013) ou bien l'association de ces critères (OR : 3,31, p= 0,003) avaient plus de chance de retrouver leur niveau de performance après 2 ans (Figure 45).

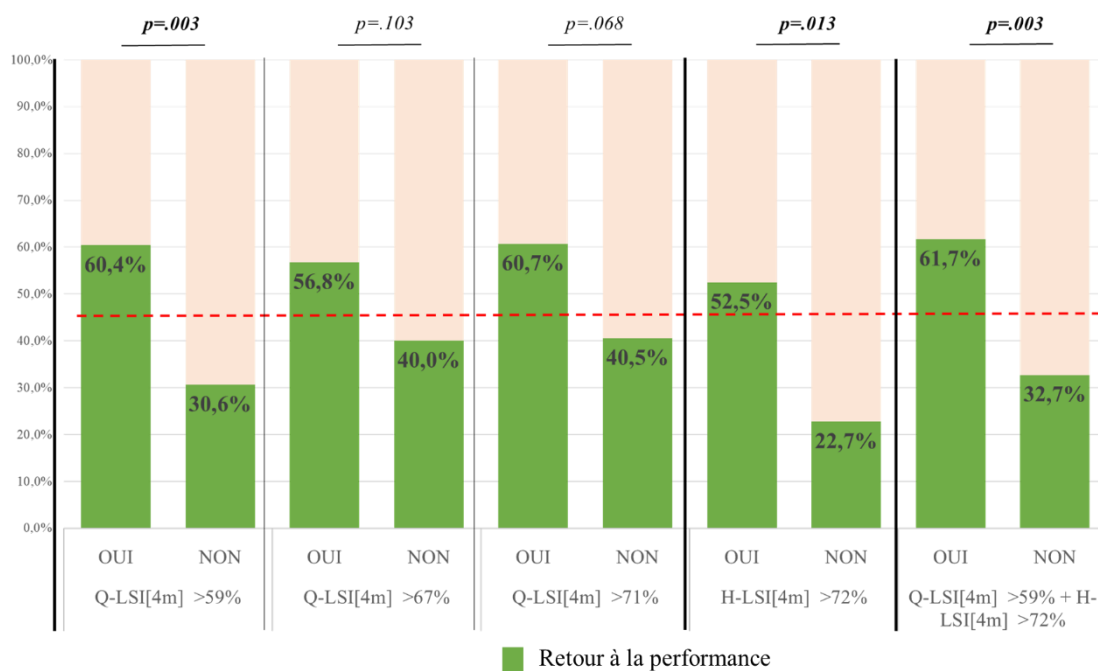


Figure 45 Taux de retour à la performance sportive à 2 ans en fonction des seuils de symétrie musculaire isométrique à 4 mois

Discussion : La validation de seuils cliniquement pertinents pour l'évaluation isocinétique à 4 mois pourrait aider les professionnels à identifier précocement les patients à risque de faible récupération de la force et ne répondant pas aux critères de force pour un retour au sport (Grindem et al., 2016; Kyritsis et al., 2016b). Ainsi, plusieurs études ont utilisé une approche similaire pour tenter de valider des seuils cliniquement pertinents dans la planification du retour au sport (Kitaguchi et al., 2020; Pietrosimone et al., 2016). Il s'agit de la première étude à évaluer les seuils mesurés précocement, à 4 mois après l'opération, étant associés à la symétrie musculaire à 8 mois, période où le retour

au sport est souvent envisagé. Beischer et al. ont démontré qu'une meilleure symétrie de la force musculaire à 4 mois après une R-LCA était associée à une probabilité accrue d'obtenir une fonction musculaire symétrique un an après la chirurgie (Beischer et al., 2019a). Cependant, ils ont évalué la mesure de la force en utilisant des tests isométriques ou isocinétiques sans distinction et sans utilisation de seuils spécifiques à 4 mois. Plus récemment, Dauty et al. ont utilisé une approche similaire avec une analyse ROC pour tester le Q-LSI associé au retour à la course après une R-LCA. Ils ont constaté qu'un Q-LSI de 60 % à 4 mois après une R-LCA avait une bonne sensibilité et spécificité dans la décision d'autoriser un retour à la course (Dauty et al., 2021a). Ce seuil est très proche du Q-LSI > 59 % proposé dans la présente étude et correspond à une évaluation réalisée à un délai similaire. De plus, dans une revue récente, Rambaud et al. ont rapporté les critères décisionnels concernant le retour à la course après une R-LCA à un délai médian de 12 semaines postopératoires (A. J. M. Rambaud et al., 2018b). Parmi les études utilisant l'évaluation isocinétique de la force comme critère (6% des études incluses), un LSI > 70 % était préconisé pour les Q-LSI et H-LSI, mais uniquement sur l'argument de fréquence de la littérature et correspondant seulement à 2% de l'ensemble des études. Cela souligne l'intérêt de définir des critères valides et cliniquement pertinents.

L'évaluation de suivi 2 ans après une R-LCA chez 90 % des patients inclus a montré un taux de retour au sport de 72 % et un taux de retour à la performance sportive de 46 %. Ardern et al. ont montré des chiffres légèrement inférieurs avec, en moyenne, 42 % des athlètes non-élites qui revenaient à des niveaux compétitifs après la chirurgie (Ardern et al., 2014). Notre étude a montré que les patients atteignant les critères Q-LSI > 59 % à 4 mois avaient 3,5 fois plus de chances de réussir leur retour à la performance, et ceux atteignant les critères H-LSI > 72 % à 4 mois avaient 3,8 fois plus de chances de réussir leur retour à la performance dans les deux premières années. Ces résultats corroborent des résultats suggérant que la symétrie de la force est associée au retour au sport, en particulier lorsqu'on utilise les critères correspondant à un LSI attendu > 80 % pour les extenseurs du genou et > 90 % pour les fléchisseurs.

Les autogreffes de tendon rotulien (KJ) étaient associées à des niveaux de symétrie musculaire inférieurs pour les extenseurs, ce qui est conforme aux données antérieures (Cristiani et al., 2019; Xergia et al., 2011). En revanche, il n'y avait pas d'asymétrie significative de la force des fléchisseurs, notamment après des autogreffes aux ischio-jambiers (DIDT). La supériorité des autogreffes K-J ou DIDT reste discutée, avec des avantages et désavantages spécifiques de chacune de ces greffes et les impacts d'autres techniques sur la symétrie de force musculaire devraient également être étudiés.

Au total, cette étude propose des critères cliniquement pertinents pour l'analyse de la symétrie musculaire isocinétique à 4 mois postopératoires, étant associés à la force musculaire à la période du retour au sport et aux taux de retour à la performance. D'autres études sont nécessaires pour étudier l'impact à plus long terme, notamment sur le risque de récurrences.

14.2.2 Article publié



Available online at
ScienceDirect
 www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
 www.em-consulte.com



Original article

Knee strength symmetry at 4 months is associated with criteria and rates of return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction



Joffrey Drigny^{a,*}, Clémence Ferrandez^b, Antoine Gauthier^c, Henri Guermont^d, César Praz^e, Emmanuel Reboursière^f, Christophe Hulet^g

^a Service de Médecine Physique et de Réadaptation, Service de Médecine du Sport, CHU de Caen Normandie, Normandie Univ, UNICAEN, INSERM, COMETE, GIP CYCERON, Caen 14000, France

^b Service de Médecine Physique et de Réadaptation, Service de Médecine du Sport, CHU de Caen Normandie, Caen 14000, France

^c Normandie Univ, UNICAEN, INSERM, COMETE, GIP CYCERON, Caen 14000, France

^d Service de Médecine du Sport, CHU de Caen Normandie, Caen 14000, France

^e Département d'orthopédie et de traumatologie, Normandie Univ, UNICAEN, CHU de Caen Normandie, Caen 14000, France

^f Service de Médecine du Sport, CHU de Caen Normandie, Caen 14000, France

^g Département d'orthopédie et de traumatologie, Normandie Univ, UNICAEN, INSERM, COMETE, GIP CYCERON, Caen 14000, France

ARTICLE INFO

Article History:
 Received 20 December 2020
 Accepted 24 January 2022

Keywords:
 ACL reconstruction
 Isokinetic testing
 Strength
 Limb symmetry index

ABSTRACT

Background: Strength limb symmetry index (LSI) is a useful criterion to help in return-to-sport performance (RTP) after anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR).

Objectives: We aimed to assess whether knee extensor and flexor LSI values at 4 months after ACLR are associated with those recommended at 8 months after ACLR for RTP (80%, 85% and 90%) and with successful RTP after 2 years.

Methods: This was prospective cohort study of 113 participants who underwent primary ACLR. Personal factors such as demographic and sport information, injury and surgery characteristics were collected at 6 weeks after surgery. Isokinetic strength LSI (60°/s) was calculated at 4 months (LSI[4 m]) and 8 months (LSI[8 m]) for knee extensors (Q-LSI) and flexors (H-LSI). Participants were followed at 2 years after ACLR to determine their self-reported RTP. Multiple linear regression analysis was used to determine associations between personal factors and LSI at 4 and 8 months. Associations between passing the optimal cut-off thresholds and RTP were tested with chi-square tests and odds ratios (ORs) with effect sizes (ES).

Results: Among the 113 participants (mean age 25.2 [SD 9.7] years; 42% females), extended tourniquet time and lower level of pre-injury sport were associated with lower Q-LSI[4m] and H-LSI[4m]. Bone-patellar tendon-bone graft was associated with lower Q-LSI[4m] and Q-LSI[8m], and older age was associated with lower Q-LSI[4m]. For knee extensors, Q-LSI[4m] >59% was associated with Q-LSI[8m] >80% (OR= 31.50, $p < 0.001$, large ES) and increased odds of successful RTP (60% vs 31%, OR= 3.45, $p = 0.003$, medium ES). For knee flexors, H-LSI[4m] >72% was associated with H-LSI[8m] >90% (OR= 6.03, $p < 0.001$, large ES) and increased odds of successful RTP (53% vs 23%, OR= 3.76, $p = 0.013$, small-to-medium ES).

Conclusions: After primary ACLR, 4-month post-operative strength symmetry was negatively associated with age, pre-injury sport and tourniquet time and bone-patellar tendon-bone graft. Four-month post-operative LSI was associated with 8-month post-operative LSI, and Q-LSI[4m] >59% or H-LSI[4m] >72% was associated with increased RTP rates after 2 years.

ClinicalTrials.gov: NCT04071912

© 2022 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Introduction

Anterior cruciate ligament (ACL) injuries are frequent and devastating among athletes [1]. ACL reconstruction (ACLR) is strongly suggested for ACL-deficient athletes who want to return to sport (RTS)

participation, especially in pivoting sports requiring satisfactory knee stability [2]. Thus, the patient RTS status is a measure of successful outcome and is associated with patient satisfaction after ACLR [3,4]. This process of the RTS is viewed as a continuum from return to participation, RTS, and return to performance (RTP; performing at or above the preinjury level) [5]. However, the proportion of athletes successfully returning to their preinjury sport is relatively low, especially for amateur athletes (from 30% to 64% at 1 year after surgery)

* Corresponding author.

E-mail addresses: drigny@gmail.com, drigny-j@chu-caen.fr (J. Drigny).

[6]. A systematic review with an average follow-up of 40 months after ACLR showed that two thirds of individuals returned to unrestricted participation in their sport (RTS), and just 55% practiced at the same level (RTP) [7].

To improve the RTS rate and manage the steps of sport participation after ACLR, various criteria have been described and validated to assess the ability to participate in sport activities [8,9]. RTS decisions are mostly based on time since surgery; however, more individualized criteria are used, including subjective parameters such as patient-reported outcomes or injury-psychological readiness (e.g., the ACL-Return to Sport after Injury scale) [10] but also objective measures of symmetry between the injured and uninjured legs [11]. According to Brugi et al., strength symmetry was the second most frequently used criterion to manage the RTS decision after time since surgery and the most-used individualized criterion for managing the RTS after ACLR [11].

Isokinetic testing is the gold standard for measuring knee flexor-extensor strength; thus, it has been validated as a reliable and useful assessment to measure muscular symmetry after ACLR [12]. This evaluation can be assessed on a short timeline after ACLR (4 months) to optimize the return to running and sport-specific drills during rehabilitation [13–15]. For optimizing RTS decisions, this evaluation is mostly used between 6 and 8 months after surgery [12]. As for functional testing, the isokinetic-strength limb symmetry index (LSI) is an objective index calculated by using isokinetic strength parameters for the injured limb divided by those for the uninjured limb and mostly using peak torques for either knee extensors or flexors [12]. After ACLR, high LSI values at the time of the RTS were found associated with increased functional performance [16,17]; better outcomes at 2 years, including increased patient-acceptable symptom state [18]; and decreased risk of reinjury [19] but also reduced markers of knee cartilage degeneration at 5 years after the RTS [20]. Also, current definitions for optimal strength symmetry to enhance a safe RTS are derived from studies among professional athletes [21], and a few prospective studies have tested the impact of strength symmetry on an effective RTS after ACLR in wider populations of recreational and amateur athletes [22–24].

Defining clinically relevant cut-offs for isokinetic-strength LSI associated with successful RTS is still challenging [12]. Although an LSI >90% is targeted for functional and instrumental tests [25], isokinetic muscle-strength LSI >90% is rarely achieved, especially for knee extensors [26]. According to Burgi et al., who reviewed studies using isokinetic strength tests as RTS criteria after ACLR, the values of LSI >80%, >85% or >90% were equally used as acceptable cut-offs [11]. Specific cut-offs for isokinetic-strength LSI at 4 months have been studied to help in decision-making regarding the return to running [13,14], but little is known about the association of those cut-offs with achieving RTS criteria at 8 months post-operatively and a successful RTS, for all types of sport including pivoting and contact sports. However, an early identification of individuals at risk of not meeting the recommended criteria for strength symmetry at the RTS could provide useful information for physicians and physical therapists, help them to adapt post-ACLR rehabilitation and motivate individuals.

The main objective of this study was to test whether isokinetic-strength LSI values at 4 months after ACLR was associated with the LSI thresholds recommended at 8 months (80%, 85% and 90% for knee extensors, 90% for knee flexors) for successful RTP. Secondary objectives were to identify the individual pre-operative, intra-operative, and post-operative factors affecting the LSI at both 4 and 8 months and test the impact of achieving the cut-offs for LSI at 4 months (LSI [4m]) on the effective RTS. The hypotheses were that the isokinetic evaluation assessed at 4 months is valid and useful for identifying individuals at risk of not achieving the theoretical cut-offs for RTS of muscle symmetry at 8 months and that some individuals (young age, high pre-injury sport participation) and/or surgical factors

(hamstring tendon autograft, isolated ACLR, short duration of tourniquet) were associated with a better LSI. Also, we hypothesized that achieving LSI[4m] would be associated with increased rates of successful RTP.

Materials and methods

This was a prospective cohort study conducted in the sport medicine department of a university hospital center between January 2017 and February 2020, with secondary analysis of data.

Regulatory aspects

The protocol was conducted according to the Declaration of Helsinki, the local ethics committee granted approval (Biomedical and Public Health Research Committee, center Hospitalier Universitaire Caen Normandie; ID: CLERS-862), and informed consent was obtained from each participant. The study was registered at Clinical-Trials.gov (NCT04071912).

Participants

The study population was all individuals who underwent primary ACLR and were included in the RTS follow-up in the sport medicine department of a university hospital center. We included individuals with primary ACLR, who were considered amateur and/or recreational athletes (individuals participating in sporting activities) and followed in the sport medicine department. The exclusion criteria were history of ipsilateral or contralateral severe knee injury (ligament or meniscus tear) or surgery, current or recent knee pain with an inability to perform the isokinetic test, unable to read the information form or ask questions, and not participating in the 3 visits. All participants had a patellar tendon autograft or a hamstring autograft, and all surgeons performed both techniques. The graft choice depended on the surgeon's habits, except for 2 specific indications—If a concomitant medial ligament injury had healed, a patellar ligament was indicated. For individuals with a specific profession or religion requiring kneeling, a hamstrings graft was preferred. The addition of a lateral extra-articular tenodesis was performed in case of a grade 3 pivot shift when performed under general anesthesia. The selection of the graft type was not influenced by the present research.

Rehabilitation after ACLR

After surgery, all participants were prescribed physical therapy sessions according to the evidence-based principles of postoperative ACL rehabilitation [27] with the overall physical therapy goals as follows—Acute management immediately after surgery and for 3 weeks, focused on reducing swelling, minimizing pain, range of motion exercises, muscle activation, core body training and controlled walking pattern; from 3 weeks, additional strength exercises included progressive submaximal closed kinetic-chain exercises for knee flexors and extensors; at 5 weeks, strengthening exercises with increased loads were prescribed with progressive aerobic conditioning using stationary bikes, and neuromuscular or proprioception exercises were encouraged; open-chain knee extension strengthening was introduced at week 6.

At the 6-week visit (described below), participants were supposed to have no or limited effusion and pain, knee range of motion of at least 0° extension, and 120° to 130° flexion with good extensor control and stability with active resisted knee extension. After 6 weeks, dynamic agility drills and functional strengthening balance and coordination were incorporated. Running and progressive athletic performance-enhancement training techniques with plyometric exercises usually began 12 to 16 weeks after surgery. After 16 weeks, participants were supposed to have specific retraining in agility,

plyometrics, functional movements and strengthening exercises according to their needs to return to their preinjury/desired sport(s). The duration of rehabilitation or number of sessions was not standardized and depended on the individual's progress.

Study procedure

At 6 weeks after the surgery, participants had a first follow-up visit, when personal information, injury information and surgery information were recorded, and participants underwent a clinical examination. Personal information included sex, age, previous sport participation and level of participation. The pre-injury level of sport participation was structured according to the Compass profile [28] (type of participation and frequency of training) and defined as intensive/competitor practice (profiles 1–2, ≥ 120 days per year or competitor), regular practice (profiles 3–4, 60–120 days per year) and irregular practice (profiles 5–6, 12–60 days and 1–12 days per year, respectively). Injury information data included the type of injury (isolated ACL, meniscus injury) and delay before surgery. Surgery information collected from the operative reports included the type of surgery (bone-patellar tendon-bone [BPTB] or hamstring tendon autograft, meniscus repair, or lateral extra-articular tenodesis) and duration of the tourniquet.

At 4 months, participants had a second follow-up visit with clinical examination and a muscle strength test on an isokinetic dynamometer according to the protocol described below. This timeframe corresponds to the theoretical stage for a return-to-running decision and optimization of rehabilitation program with return to basic sporting activities. At 8 months after the surgery, participants had a third follow-up visit with clinical examination and a muscle strength test on an isokinetic dynamometer. This timeframe was defined for the RTS decision, that is, the month before the recommended delay for a safe RTS [19,29], and was used in previous studies [15,30]. Furthermore, the national health system supports and covers the medical evaluations with isokinetic assessment for ACLR follow-up at both times [31]. At each visit, participants were asked about their current physical therapy sessions.

During the standard follow-up after ACLR in the sport medicine department, participants were contacted at 1 and 2 years after the surgery and asked to complete a questionnaire about the RTS and/or RTP, any new injury and psychological readiness to return to sport. In the present study, we collected data on the RTP and considered a successful RTP as a return to performance at the preinjury level of sport after 2 years.

Isokinetic evaluation

The knee isokinetic strength profile was assessed by using a Con-Trex isokinetic dynamometer (Con-Trex MJ; Dübendorf, Switzerland). The testing apparatus was set up as described in the manufacturer's owner manual, and participants were positioned in the seated position for knee flexion/extension testing. All participants had a familiarization set of submaximal repetitions for all conditions. Data were collected from a first set of 4 maximal repetitions at 60°/s in the concentric mode and then a second set of 4 maximal repetitions at 240°/s in the concentric mode with constant verbal stimulation [32]. At the 8-month visit, participants performed a similar isokinetic evaluation with an additional set of 3 submaximal then 3 maximal repetitions at 30°/s in the eccentric mode for the knee flexors only for calculating the "mixed" functional eccentric-to-concentric ratio, but this was not investigated in the context of the present study [32]. At all assessments, the participant's legs were passively weighted to provide gravity compensation data, and corrections were incorporated. The studied variables were the maximal peak torque (in Newton.meter [Nm]) and peak torque normalized to body weight

(Nm/kg) assessed with a mechanical flat scale (Seca 750, Hamburg, Germany).

The LSI was calculated from the data at 60°/s in the concentric mode by dividing the peak torque on the injured leg by the peak torque on the other leg $\times 100\%$ [33]. The optimal LSI at 8 months (LSI[8m]) for the hamstring was considered H-LSI[8m] $>90\%$, and for the quadriceps, the optimal LSIs (RTS) for Q-LSI[8m] $>80\%$, $>85\%$ or $>90\%$ were determined according to the literature [11,34]. LSI[4m] values associated with the optimal theoretical LSI[8m] for a safe RTS were analysed for H-LSI[8m] $>90\%$, Q-LSI[8m] $>80\%$, Q-LSI[8m] $>85\%$ or Q-LSI[8m] $>90\%$.

RTS and RTP

Participants were followed up at a minimum of 2 years after surgery. They were asked to self-rate their RTS status by a response of yes or no to the following question: Did you return to your preinjury sport activity since the surgery? If so, they were asked to self-rate their RTP status by a response to the following question: Do you feel as though you can play or perform at your preinjury sports activity level?, with the answer being "below", "same level", and "higher". If they did not have an RTS or if the answer was "below", it was considered an unsuccessful RTP, and if the answer was "same level" or "higher", it was considered a successful RTP [35,36].

Statistical analyses

Means (SD) or medians (interquartile range [IQR]) were calculated for all variables. The normality of the distribution of the data was checked by the Kolmogorov-Smirnov test. Paired Student *t* test was used to assess the difference in strength between the ACLR and the uninjured leg.

The association between the LSI[4m] and achievement of the optimal theoretical LSI[8m] among Q-LSI $>80\%$, $>85\%$ and $>90\%$ and H-LSI $>90\%$ was assessed by univariate receiver operating characteristic (ROC) curve analysis, and the area under the ROC curve was tested from the null hypothesis value 0.5 (meaning no discriminating power) with *p*-values. For each criterion (LSI), the participants were considered "responders" when they achieved the theoretical LSI[8m] for RTS. Optimal cut-off thresholds were determined by using the greater Youden index ($J = \text{sensitivity} + \text{specificity} - 1$) with a minimum sensitivity threshold assumed to be 0.8, and chi-square test was used to determine the odds ratios (ORs) of an impaired LSI[8m] at the final evaluation, with 95% confidence intervals (CIs) estimated.

A multivariate exploratory data analysis was used to identify factors associated with LSI. The bivariable selection involved using ANOVA (with *F* test) and Pearson correlations (*r* values) to determine the association between the studied covariates or cofactors and the LSI [4m] and LSI[8m]. Then, variables with $p < 0.2$ on bivariable analysis were included in the multiple linear regression analysis with the Wald test to assess independent factors or variables significantly associated with LSI values after ACLR. To determine the magnitude of the associations between variables and the LSI[4m] and LSI[8m], measures of the effect size using the Cohen's *w* for independence tests were considered to be small if $w = 0.10$, medium if $w = 0.30$, and large if $w = 0.50$ [37].

Associations between achieving the 4-month optimal cut-off corresponding to Q-LSI $>80\%$, $>85\%$ and $>90\%$ and H-LSI $>90\%$ and RTP were tested by chi-square test to determine the ORs of a successful RTP. Effect sizes were calculated with the Phi (Φ) coefficient of association and were interpreted as small if $\Phi = 0.10$, medium if $\Phi = 0.30$, and large if $\Phi = 0.50$ [37].

For an estimated area under the ROC curve of 0.70 considering at least a 5:1 ratio of responders to non-responders (passing LSI criteria) [26], a minimum sample size of 106 was needed ($\alpha = 5\%$, $\beta = 20\%$). Statistical analyses were performed with IBM SPSS Statistics 25.0 (IBM Corp., Armonk, NY) for Windows and analyze-it (analyze-it Software, Ltd., Leeds, UK) for Excel. $P < 0.05$ was considered statistically

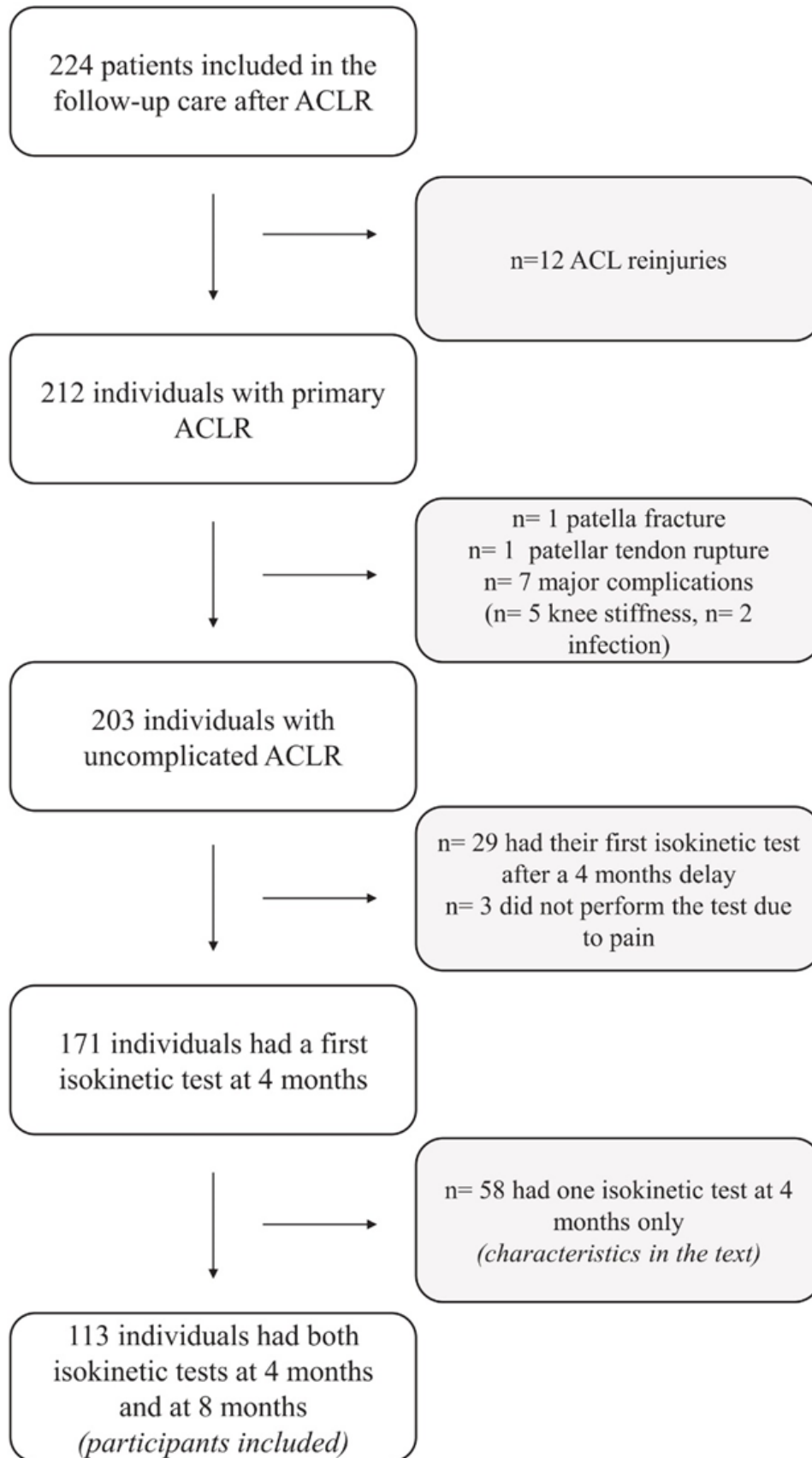


Fig. 1. Flow of recruitment of study participants ($n = 113$). ACL, anterior cruciate ligament; ACLR, anterior cruciate ligament reconstruction. The 58 individuals who were excluded because they participated only in the 4-month test (mean age 26.9 [SD 8.1] years; 33% females) did not significantly differ from included individuals in terms of age ($t = -1.215$, $p = 0.226$), sex ($\chi^2 = 1.26$, $p = 0.261$), type of autograft ($\chi^2 = 0.11$, $p = 0.744$), meniscus repair rates ($\chi^2 = 0.02$, $p = 0.898$) but also the LSI at the 4-month test (Q-LSI-T = 1.49, $p = 0.137$; H-LSI-T = 0.103, $p = 0.918$).

Table 1
Characteristics of participants with anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR) (n = 113).

Individual	
Sex	
Female	47 (42%)
Male	66 (58%)
Age (years)	
<20	45 (40%)
20–40	56 (50%)
≥40	12 (11%)
Type of pre-injury sport	
Non-pivoting	15 (13%)
Non-contact pivoting	28 (25%)
Contact pivoting	70 (62%)
Sport profile	
Compass 1–2	68 (60%)
Compass 3–6	45 (40%)
Injury	
Type	
Isolated	67 (59%)
Combined	46 (41%)
Time between injury and ACLR (months)	
<3	43 (38%)
3–6	37 (33%)
>6	33 (29%)
Surgery	
Type	
ACLR	64 (57%)
ACLR + meniscus	41 (36%)
ACLR + LEAT	4 (4%)
ACLR + meniscus + LEAT	4 (4%)
Graft	
Patellar tendon	73 (65%)
Hamstring	40 (35%)
Tourniquet duration (min)	
≤40	35 (31%)
41–60	46 (41%)
>60	32 (28%)

LEAT, lateral extra-articular tenodesis.

significant for all statistical analyses and Bonferroni correction was used to adjust for multiple comparison tests.

Results

Characteristics of participants

We included 113 participants (mean age 25.2 [SD 9.7] years; 42% females) who underwent primary ACLR and participated in both 4-month and 8-month isokinetic tests. The recruitment flowchart is presented in Fig. 1 and characteristics of the participants are in Table 1. No professional athletes were included in the study.

Of the 113 included participants, 73 (65%) had a BPTB graft, and 40 (35%) had a hamstring tendon graft. The mean tourniquet time (n = 110, 3 missing data) was 56.7 (SD 22.4) min, with a significantly higher duration for ACLRs associated with meniscus repairs and/or lateral extra-articular tenodesis than ACLR alone (mean 62.9 [26.1] vs. 49.8 [18.4], p = 0.003). At the 6-week visit, all participants had physical therapy for a mean of 4 (IQR 3–5) sessions per week, whereas 103 (91%) had physical therapy at 4 months for a mean of 3 (2–3) sessions per week; finally, 55 (49%) participants participated in a mean of 2 (2–2) sessions of physical therapy at 8 months.

Association between LSI[4m] and LSI[8m]

The isokinetic strength peak torques and ratios at the 4-month and 8-month evaluations are in Table 2. At 4 months, the mean Q-LSI

[4m] was 60% (SD 18), and the mean H-LSI[4m] was 85% (17). At 8 months, the mean Q-LSI[8m] was 76% (15), and the mean H-LSI[8m] was 96% (17). In total, 50 participants (44%) had a Q-LSI[8m] >80%, 32 (28%) a Q-LSI[8m] >85%, and 19 (17%) a Q-LSI[8m] >90%, whereas 73 (65%) had an H-LSI[8m] >90% at the same time. The ROC curve analysis with decision thresholds is in Table 3.

The ROC curve graphical representations and distribution of participants according to LSI are in Additional material 1. For knee extensors, on univariate ROC curve analysis of the Q-LSI, the initial Q-LSI [4m] >59% had the best ability to predict a Q-LSI[8m] >80% (J = 0.71, OR 31.50 [95% CI 10.67; 92.19], p < 0.001, Φ = 0.674), whereas an initial Q-LSI[4m] >67% had the best ability to predict a Q-LSI[8m] >85% (J = 0.56, OR 14.51 [5.39; 38.92], p < 0.001, Φ = 0.547), and a Q-LSI [4m] >71% had the best ability to predict a Q-LSI[8m] >90% (J = 0.51, OR 8.55 [3.12; 25.72], p < 0.001, Φ = 0.400) (Table 3). For knee flexors, an initial H-LSI[4m] >72% had the best ability to predict an H-LSI[8m] >90% (J = 0.28, OR 6.03 [2.13; 16.89], p < 0.001, Φ = 0.336).

Factors associated with LSI

After including all covariables or cofactors among individual, injury and surgery parameters associated with p < 0.2 on bivariate analysis (Additional material 2), we used multiple linear regression analysis to find independent factors or variables that significantly predicted strength symmetry at 4 and 8 months after ACLR (Table 4).

For extensor muscles, at 4 months, lower Q-LSI[4m] was associated with longer duration of tourniquet during the surgery (p = 0.012, w = 0.219), older age (p = 0.019, w = 0.240), lower level of pre-injury sport participation (p = 0.049, w = 0.193) and the use of a BPTB autograft (p < 0.001, w = 0.619). At 8 months, lower Q-LSI[8m] was associated only with the cofactor use of a BPTB autograft (p < 0.001, w = 0.433) and longer duration of tourniquet was associated but not significantly (p = 0.055, w = 0.183).

For flexor muscles, at 4 months, lower H-LSI[4m] was associated with longer duration of tourniquet (p = 0.025, w = 0.267) and lower level of pre-injury sport participation (p = 0.029, w = 0.193). At 8 months, the overall model was not significant and no variable/factor was significantly associated with lower H-LSI[8m].

Association between LSI[4m] and RTP

Of the 113 participants, 102 (90%) answered the follow-up questionnaire at a median of 2.4 years (IQR 2.1–2.8) after the surgery; 73 (72%) had returned to the preinjury sport and 47 (46%) had a successful RTP within the first 2 years after the surgery. The RTP rates comparing participants achieving or not achieving the LSI[4m] cut-offs are in Fig. 2. Successful RTP rates were significantly higher for participants who had achieved Q-LSI[4m] >59% (OR 3.45 [95% CI 1.52; 7.84], χ = 9.08, p = 0.003, Φ = 0.300) or H-LSI[4m] >72% (OR 3.76 [1.26; 11.2], χ = 6.16, p = 0.013, Φ = 0.246). We found no significant association for Q-LSI[4m] >67% (OR 1.97 [0.87; 4.46], χ = 2.62, p = 0.103) or Q-LSI[4m] >71% (OR 2.27 [0.93; 5.52], χ = 3.33, p = 0.068). Passing both Q-LSI[4m] >59% and H-LSI[4m] >72% was associated with increased rate of successful RTP (OR 3.31 [1.47; 7.48], χ = 8.56, p = 0.003, Φ = 0.290).

Discussion

The main result of our study is that 4-month post-operative isokinetic assessment could help identify thresholds associated with the 8-month LSI recommended for a successful and safe RTS. Thus, for knee extensors, Q-LSI[4m] >59% should be achieved at 4 months if Q-LSI[8m] >80% is chosen as an RTS criterion at 8 months, Q-LSI[4m] >67% for Q-LSI[8m] >85% or Q-LSI[4m] >71% for Q-LSI[8m] >90%. For flexors, H-LSI[4m] >72% should be targeted at 4 months for an optimal H-LSI[8m] >90% at 8 months. Furthermore, achieving Q-LSI[4m]

Table 2

Isokinetic knee flexor/extensor peak torques at 60°/s for ACLR and uninjured legs with between-leg differences (a) and limb symmetry index (LSI) ratios (b) at early and return to sport (RTS) stages (n = 113).

a)		Early stage				RTS stage			
		Uninjured leg	ACLR leg	t	P-value	Uninjured leg	ACLR leg	t	P-value
Peak torque									
	Extensors								
	Nm	170.8 (47.9)	102.4 (39.7)	-19.73	< 0.001	170.6 (49.0)	128.3 (40.4)	-15.30	< 0.001
	Nm/kg	2.4 (0.5)	1.5 (0.5)	-19.73	< 0.001	2.4 (0.6)	1.8 (0.5)	-15.30	< 0.001
	Flexors								
	Nm	93.5 (28.9)	79.0 (29.6)	-9.08	< 0.001	96.3 (30.4)	91.6 (29.9)	-3.41	< 0.001
	Nm/kg	1.3 (0.3)	1.1 (0.4)	-9.08	< 0.001	1.4 (0.4)	1.3 (0.4)	-3.41	< 0.001
	Unilateral								
	H:Q (%)	55 (9)	82 (26)	-11.01	< 0.001	57 (10)	74 (20)	-9.69	< 0.001

b)		Early stage		RTS stage	
		Q-LSI (%)	H-LSI (%)	Q-LSI (%)	H-LSI (%)
Ratio					
	LSI				
	Q-LSI (%)	60 (18)		76 (15)	
	H-LSI (%)	85 (17)		96 (17)	

Data are mean (SD).

ACLR, anterior cruciate ligament reconstruction; H, hamstrings; Q, quadriceps.

>59% or H-LSI[4m] >72% was associated with increased rates of successful RTP within the 2 years after the surgery.

Using 4-month isokinetic evaluations with validated cut-offs for LSI could help physicians and physical therapists identify individuals at early risk of low strength recovery and not meeting the criteria of strength for RTS [19,21]. Several previous studies have used a similar approach in attempting to validate clinical cut-offs as useful predictors of a successful RTS [38,39], but this is the first study to assess 4-month post-operative cut-offs associated with muscle asymmetry at 8 months, when an RTS is often considered. Recently, Beischer et al [40], demonstrated that better strength symmetry at 4 months after ACLR was associated with increased odds of achieving symmetrical muscle function 1 year after ACLR. However, the authors assessed strength measurement using isometric or isokinetic tests, and LSIs were considered comparable and were analysed together, without specific cut-offs at 4 months. Additionally, in a recent paper, Dauty et al. used a similar approach with ROC analysis to test the Q-LSI associated with a return to running after ACLR. The authors found that a Q-LSI of 60% at 4 months after ACLR had good sensitivity and specificity in the decision to allow a return to running [14]. This cut-off is very close to the Q-LSI[4m] > 59% proposed in the present study for a similar timeframe and corresponding to an expected Q-LSI[8m]. Also, in a recent scoping review, Rambaud et al. reported the criteria for decision-making regarding the return to running after ACLR at a median of 12 postoperative weeks [13]. Among the studies using strength evaluation as a criterion, the most common value

for isokinetic was LSI >70% (Q-LSI and H-LSI), within a slightly shorter timeframe than the early follow-up of the present study.

The proportion of participants who achieved the Q-LSI[8m] criteria was 44%, 28% and 17% for a Q-LSI[8m] >80%, >85% and >90%, respectively. This finding is consistent with the literature showing that quadriceps muscle symmetry is the least frequently met criterion after ACL surgery, with varying data according to the delay from surgery or the protocol used for the strength assessment [26,41] and greater achievement of symmetrical knee extension after hamstring tendon autografts (over BPTB) [26]. Because the cut-off criteria for RTS are still debated and biomechanical studies of the impact of LSI on knee kinematics are conflicting [16,17], no consensus is clearly defined and further studies are needed to compare the outcomes when considering different values [19]. However, 65% of participants achieved the criteria for an H-LSI[8m] >90%, which is consistent with the literature finding that hamstring muscle symmetry is more quickly and more often obtained than is quadriceps muscle symmetry [42,43] and may result in an increased H:Q ratio, especially when using BPTB autografts [44].

The follow-up evaluation at 2 years after ACLR among 90% of the included participants showed a 72% rate of successful RTS and 46% rate of successful RTP, which is lower than the usual rates in athletes overall and slightly lower than non-elite athletes, corresponding to our population [2,7]. However, in the present study, competitive athletes were considered to have a successful RTP if returning to competitive sport at the same level (or higher) of participation and training. Ardern et al [7], showed a mean of 42% of non-elite athletes returning to

Table 3

Receiver operating characteristic (ROC) curve analysis of early limb symmetry index (LSI) with decision thresholds for predicting Q-LSI[8m] >80%, >85%, >90% and H-LSI[8m] >90% (n = 113).

Criterion to predict Classifier	ROC analysis			Decision thresholds			
	Discriminative power (AUC-ROC)	95% CI	p-value	Cut-off	OR	95% CI	p-value
Q-LSI[8m] >80%							
Q-LSI[4m]	0.904	0.85; 0.96	< 0.001	Q-LSI[4m] >59%	31.50	10.67; 92.19	< 0.001
Q-LSI[8m] >85%							
Q-LSI[4m]	0.870	0.81; 0.94	< 0.001	Q-LSI[4m] >67%	14.51	5.39; 38.92	< 0.001
Q-LSI[8m] >90%							
Q-LSI[4m]	0.816	0.73; 0.91	< 0.001	Q-LSI[4m] >71%	8.55	3.12; 25.72	< 0.001
H-LSI[8m] >90%							
H-LSI[4m]	0.690	0.59; 0.79	< 0.001	H-LSI[4m] >72%	6.03	2.13; 16.89	< 0.001

AUC, area under the ROC curve; OR, odds ratio; 95% CI, 95% confidence interval; H, hamstrings; Q, quadriceps; 8 m, 8 months; 4 m, 4 months.

Table 4
Multivariate linear regression analysis of covariates and cofactors associated with the knee extensor limb symmetry index (Q-LSI) and knee flexor limb symmetry index (H-LSI) after ACLR (n = 113).

	F	β	t	p-value
Q-LSI[4m] Overall model	10.44			< 0.001
<i>Covariates/cofactors</i>				
Tourniquet duration (min)		-0.21	-2.54	0.012
Age (years)		-0.21	-2.39	0.019
Sport profile (0=Compass 1-2, 1=Compass 3-6)		-0.18	-1.99	0.049
Type of injury (0=isolated, 1=combined)		-0.10	-0.57	0.571
Type of surgery (0=ACLR, 1=ACLR+meniscus/LEAT)		-0.16	-0.95	0.346
Type of graft (0=hamstring, 1=patellar tendon)		-0.51	-6.12	< 0.001
Q-LSI[8m] Overall model	6.56			< 0.001
<i>Covariates/cofactors</i>				
Tourniquet duration (min)		-0.18	-1.94	0.055
Age (years)		-0.12	-1.24	0.218
Sport profile (0=Compass 1-2, 1=Compass 3-6)		-0.17	-1.72	0.089
Type of injury (0=isolated, 1=combined)		0.04	0.48	0.634
Type of graft (0=hamstring, 1=patellar tendon)		-0.41	-4.46	< 0.001
H-LSI[4m] Overall model	4.70			0.002
<i>Covariates/cofactors</i>				
Tourniquet duration (min)		-0.23	-2.28	0.025
Age (years)		-0.09	-0.84	0.403
Sport profile (0=Compass 1-2, 1=Compass 3-6)		-0.24	-2.22	0.029
Type of sport (0=non-pivoting, 1=pivoting, 2=pivoting-contact)		0.07	0.66	0.508
H-LSI[8m] Overall model	1.81			0.151
<i>Covariates/cofactors</i>				
Tourniquet duration (min)		-0.13	-1.34	0.184
Uninjured leg strength (Nm/kg)		-0.11	-1.06	0.293
Time to surgery (months)		0.11	1.16	0.251

H, hamstrings; Q, quadriceps; 4m, 4 months; 8m, 8 months.

competitive levels after ACLR. The present study showed 3.5-fold significantly increased odds of successful RTP for participants passing the criteria of Q-LSI[4m] >59% and 3.8-fold significantly increased odds of successful RTP within the first 2 years for those passing the criteria of H-LSI[4m] >72%. These results corroborate findings suggesting that strength symmetry is associated with increased RTP, especially when using the criteria corresponding to an expected LSI >80% for knee extensors and LSI >90% for flexors. Indeed, similar rates of RTP were found with Q-LSI[4m] >59% and Q-LSI[4m] >71%, corresponding to Q-LSI[8m] >80% and >90%, respectively. These results indicate that the optimal threshold for a safe RTS still needs to be discussed because a targeted LSI of >80% is conservative and seemed to be associated with similar RTP rates in the present study of mostly non-elite athletes. However, further studies are needed to confirm these results and test the impact of the cut-offs on long-term sport practice and reinjury rates. To our knowledge, this is the first study to assess the impact of the 4-month knee strength symmetry on the effective RTP and providing clinically relevant cut-offs associated with increased RTP.

Use of BPTB autografts were associated in lower Q-LSI[4m] and Q-LSI[8m], which is consistent with previous data [15,26,45], and we found no significant asymmetry in hamstring strength after hamstring tendon autografts. The superiority of BPTB over hamstring tendon autografts is still debated, and hamstring tendon grafts could favor an early return to sport participation [7], whereas BPTB grafts could allow participants to return to higher levels of activity and have demonstrated a slightly lower graft failure rate [7,46]. Also, other reconstruction techniques should be discussed (allografts, anterolateral-ligament reconstruction, increased rates of lateral extra-articular tenodesis, etc.), and further studies are needed to compare the strength asymmetry in various reconstruction techniques.

Tourniquet duration was an independent factor associated with reduced early LSIs for both hamstrings and quadriceps, regardless of the surgery. However, it was not associated with muscle asymmetry at the time of RTS, with only a tendency toward a statistically significant association with Q-LSI[8m], which is consistent with previous findings [47,48]. Nicholas et al. compared ACLR individuals with and

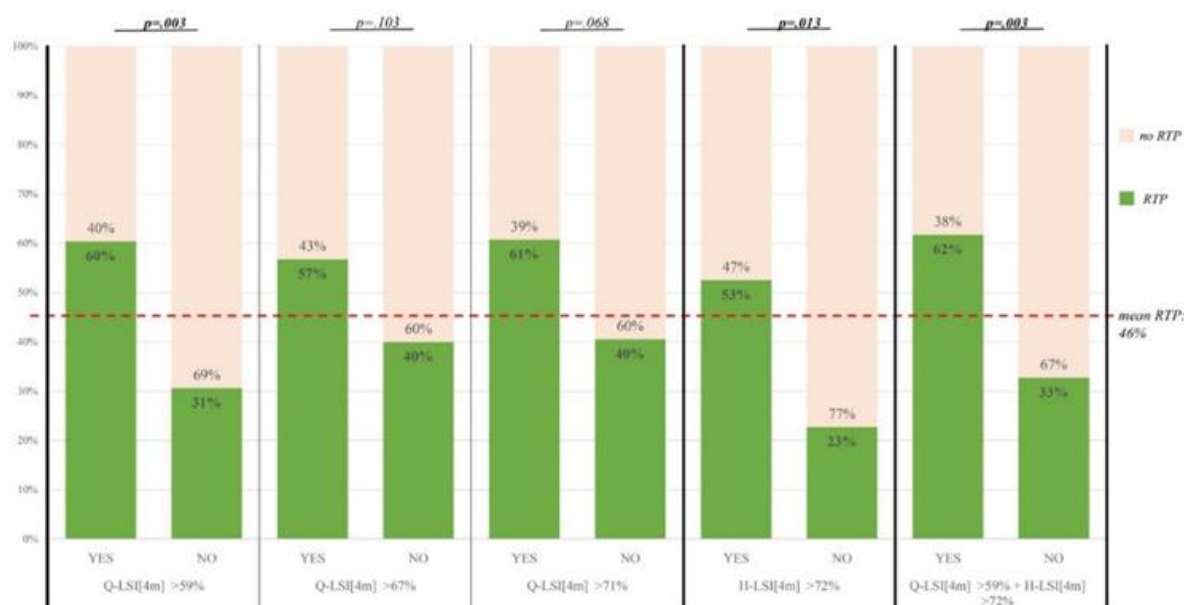


Fig. 2. Graphical representation and comparison of return-to-performance (RTP) rates within the first 2 years after ACLR for participants achieving or not the 4-month strength LSI cut-offs (n = 102). LSI, limb symmetry index; H, hamstrings; Q, quadriceps.

without tourniquet use during surgery and found tourniquet use associated with decreased thigh girth at 3 weeks but with no effect on strength of knee extensors at 6 months [48]. This finding could be due to immediate and transient postoperative detrimental changes in muscle cell and fiber composition and negative electromyography changes after tourniquet use [49].

Our results suggest that level of pre-injury sport participation was associated with knee strength symmetry after ACLR because individuals with a high level of participation (Compass 1–2) had better H-LSI[4m] and Q-LSI[4m]. The better LSI at a 4-month delay for individuals with a preinjury high-level practice could be explained by the high motivation and better athletic preparation favouring a return to the pre-injury sport level [7]. Also, older individuals had lower Q-LSI[4m], which confirms previous findings [26]. However, both age and level of pre-injury sport participation were not associated with muscle asymmetry at the time for RTS in our study. These findings should help motivate individuals and intensify strength training, especially for individuals at risk of strength asymmetry at this timeframe.

These results have several potential applications to be used in routine clinical practice and research. In a wide population of athletes (mostly nonelite), the isokinetic strength LSI at 4 months, with applicable cut-offs, is a valid method to identify individuals at risk for 1) not achieving the theoretical LSI for a safe RTS at 8 months and 2) not returning to the preinjury level of sport (RTP) after 2 years. For example, for individuals for whom an LSI >80% is expected for a safe RTS, those not achieving Q-LSI[4m] >59% are more likely to fail to meet RTS criteria and RTP after 2 years and may benefit from specific rehabilitation techniques in the later phase of rehabilitation [50]. Also, individual factors such as older age or lower level of practice in the preinjury sport as well as surgical factors such as longer use of a tourniquet and use of a BPTB graft were associated with poorer strength symmetry at 4 months. Thus, identifying individual factors at risk for not achieving acceptable strength symmetry at 4 months could help optimize preoperative and early rehabilitation after ACLR.

These results are presented with caution because of several limitations. First, this was a monocentric study in that we included participants from a single university medical center who underwent surgery by 4 main surgeons but using both hamstring tendon and BPTB grafts each and similar surgical techniques. Also, our participants had a predominance of patellar tendon autografts (65% vs 35% hamstring autografts), whereas the literature seems to show a slight superiority of hamstring autograft use in primary ACLR [51]. Additionally, although physical therapy was uniformly prescribed and session frequency data were collected, the type of exercise and rehabilitation techniques could have varied among participants. Moreover, we calculated the LSI and ratio by using the peak torque values, as is common in the literature. However, a recent study described an angle-specific approach that could reveal strength deficits and asymmetries better than conventional parameters [52]. Finally, in this study, we focused on strength parameters, and functional testing should also be considered in the RTS decision-making process after ACLR [21]. However, despite good reliability and sensitivity to change, functional testing could still be improved, and data on its impact on RTS lacks consistency [53]. Also, RTS test batteries have been suggested to better incorporate multiple domains of risk factors among strength tests, functional tests and knee-related outcomes and/or psychological readiness for a safe RTS [27,54], but they exhibit low rates of meeting thresholds and limited evidence for validation and predictive value [54].

Conclusions

After ACLR, the use of isokinetic measurements of the strength LSI for both knee flexors and extensors at 4 months after the surgery is

strongly associated with symmetrical muscle strength at 8 months, which is a common criterion for determining a safe RTS, with relevant cut-offs for clinical use and research settings. Achieving a Q-LSI [4m] >59% and/or H-LSI[4m] >72% was associated with 3-fold increased odds of successful RTP after 2 years. Early LSI was negatively affected by tourniquet duration, which was reversible over time, and use of a BPTB graft was associated with low Q-LSI persisting over time.

Funding

This study did not receive any specific funding.

Conflict of Interest

None declared.

Additional material

Additional material 1. Receiver operating characteristic (ROC) curves and distribution of participants meeting the criteria for strength limb symmetry index (LSI) at the time of the return to sport according to the early LSI with decision thresholds for predicting Q-LSI >80%, >85%, >90% and H-LSI >90% (n = 113). Q-LSI, knee extensor limb symmetry index; H-LSI, knee flexor limb symmetry index; AUC, area under the ROC curve; TPF, true-positive fraction; FPF, false-positive fraction.

Supplementary materials

Supplementary material associated with this article can be found, in the online version, at [doi:10.1016/j.rehab.2022.101646](https://doi.org/10.1016/j.rehab.2022.101646).

Data Availability

Data will be made available on request.

References

- [1] Montalvo AM, Schneider DK, Yut L, Webster KE, Beynonn B, Kocher MS, et al. What's my risk of sustaining an ACL injury while playing sports? A systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med* 2019;53:1003–12. doi: [10.1136/bjsports-2016-096274](https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096274).
- [2] Lai CCH, Ardern CL, Feller JA, Webster KE. Eighty-three per cent of elite athletes return to preinjury sport after anterior cruciate ligament reconstruction—a systematic review with meta-analysis of return to sport rates, graft rupture rates and performance outcomes. *Br J Sports Med* 2018;52:128–38. doi: [10.1136/bjsports-2016-096836](https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096836).
- [3] Lynch AD, Logerstedt DS, Grindem H, Eitzen I, Hicks GE, Axe MJ, et al. Consensus criteria for defining “successful outcome” after ACL injury and reconstruction—A Delaware-Oslo ACL cohort investigation. *Br J Sports Med* 2015;49:335–42. doi: [10.1136/bjsports-2013-092299](https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092299).
- [4] Ardern CL, Österberg A, Sonesson S, Gauffin H, Webster KE, Kvist J. Satisfaction with knee function after primary anterior cruciate ligament reconstruction is associated with self-efficacy, quality of life, and returning to the preinjury physical activity. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg* 2016;32 1631–1638.e3. doi: [10.1016/j.arthro.2016.01.035](https://doi.org/10.1016/j.arthro.2016.01.035).
- [5] Ardern CL, Glasgow P, Schneiders A, Witvrouw E, Clarsen B, Cools A, et al. 2016 Consensus statement on return to sport from the First World Congress in sports physical therapy. Bern. *Br J Sports Med* 2016;50:853–64. doi: [10.1136/bjsports-2016-096278](https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096278).
- [6] Barber-Westin S, Noyes FR. Return to sport after primary ACL reconstruction in amateur, children, and elite athletes—feasibility and reinjury concerns. In: Noyes FR, Barber-Westin S, editors. *Return to sport after ACL reconstruction and other knee operations—limiting the risk of reinjury and maximizing athletic performance*. Cham: Springer International Publishing; 2019. p. 79–118. doi: [10.1007/978-3-030-22361-8_6](https://doi.org/10.1007/978-3-030-22361-8_6).
- [7] Ardern CL, Taylor NF, Feller JA, Webster KE. 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. *Br J Sports Med* 2014;48:1543–52. doi: [10.1136/bjsports-2013-093398](https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093398).

- [8] Dingenen B, Gokeler A. Optimization of the return-to-sport paradigm after anterior cruciate ligament reconstruction—a critical step back to move forward. *Sports Med Auckl NZ* 2017;47:1487–500. doi: 10.1007/s40279-017-0674-6.
- [9] Webster KE, Feller JA. Return to level I sports after anterior cruciate ligament reconstruction—evaluation of age, sex, and readiness to return criteria. *Orthop J Sports Med* 2018;6. doi: 10.1177/23259671188788045.
- [10] Sadeqi M, Klouche S, Bohu Y, Herman S, Lefevre N, Gerometta A. Progression of the psychological ACL-RSI score and return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction—a prospective 2-year follow-up study from the french prospective anterior cruciate ligament reconstruction cohort study (FAST). *Orthop J Sports Med* 2018;6. doi: 10.1177/2325967118812819.
- [11] Burgi CR, Peters S, Ardern CL, Magill JR, Gomez CD, Sylvain J, et al. Which criteria are used to clear patients to return to sport after primary ACL reconstruction? A scoping review. *Br J Sports Med* 2019;53:1154–61. doi: 10.1136/bjsports-2018-099982.
- [12] Undheim MB, Cosgrave C, King E, Strike S, Marshall B, Falvey É, et al. Isokinetic muscle strength and readiness to return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction—is there an association? A systematic review and a protocol recommendation. *Br J Sports Med* 2015;49:1305–10. doi: 10.1136/bjsports-2014-093962.
- [13] Rambaud AJM, Ardern CL, Thoreux P, Regnaud J-P, Edouard P. Criteria for return to running after anterior cruciate ligament reconstruction—a scoping review. *Br J Sports Med* 2018;52:1437–44. doi: 10.1136/bjsports-2017-098602.
- [14] Dauty M, Edouard P, Menu P, Mesland O, Fouasson-Chailloux A. Isokinetic quadriceps symmetry helps in the decision to return to running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Ann Phys Rehabil Med* 2021;101543. doi: 10.1016/j.rehab.2021.101543.
- [15] Feller JA, Webster KE. A randomized comparison of patellar tendon and hamstring tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2003;31:564–73. doi: 10.1177/03635465030310041501.
- [16] Palmieri-Smith RM, Lepley LK. Quadriceps strength asymmetry after anterior cruciate ligament reconstruction alters knee joint biomechanics and functional performance at time of return to activity. *Am J Sports Med* 2015;43:1662–9. doi: 10.1177/0363546515578252.
- [17] Ithurburn MP, Paterno MV, Ford KR, Hewett TE, Schmitt LC. Young athletes with quadriceps femoris strength asymmetry at return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction demonstrate asymmetric single-leg drop-landing mechanics. *Am J Sports Med* 2015;43:2727–37. doi: 10.1177/0363546515602016.
- [18] Cristiani R, Mikkelsen C, Edman G, Forssblad M, Engström B, Stålmán A. Age, gender, quadriceps strength and hop test performance are the most important factors affecting the achievement of a patient-acceptable symptom state after ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2020;28:369–80 Off J ESSKA. doi: 10.1007/s00167-019-05576-2.
- [19] Grindem H, Snyder-Mackler L, Moksnes H, Engebretsen L, Risberg MA. Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84% after ACL reconstruction—the Delaware-Oslo ACL cohort study. *Br J Sports Med* 2016;50:804–8. doi: 10.1136/bjsports-2016-096031.
- [20] Brunst C, Ithurburn MP, Zbojniec AM, Paterno MV, Schmitt LC. Return-to-sport quadriceps strength symmetry impacts 5-year cartilage integrity after anterior cruciate ligament reconstruction—a preliminary analysis. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc* 2021. doi: 10.1002/jor.25029.
- [21] Kyritsis P, Bahr R, Landreau P, Miladi R, Witvrouw E. Likelihood of ACL graft rupture—not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. *Br J Sports Med* 2016;50:946–51. doi: 10.1136/bjsports-2015-095908.
- [22] Kim S-H, Lee J-W, Kim S-G, Cho H-W, Bae J-H. Low rate of return to preinjury tegner activity level among recreational athletes—results at 1 year after primary ACL reconstruction. *Orthop J Sports Med* 2021;9:2325967120975751. doi: 10.1177/2325967120975751.
- [23] Nawasreh Z, Logerstedt D, Cummer K, Axe M, Risberg MA, Snyder-Mackler L. Functional performance 6 months after ACL reconstruction can predict return to participation in the same preinjury activity level 12 and 24 months after surgery. *Br J Sports Med* 2018;52:375. doi: 10.1136/bjsports-2016-097095.
- [24] Welling W, Benjamine A, Lemmink K, Gokeler A. Passing return to sports tests after ACL reconstruction is associated with greater likelihood for return to sport but fail to identify second injury risk. *Knee* 2020;27:949–57. doi: 10.1016/j.knee.2020.03.007.
- [25] Adams D, Logerstedt D, Hunter-Giordano A, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Current concepts for anterior cruciate ligament reconstruction—a criterion-based rehabilitation progression. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012;42:601–14. doi: 10.2519/jospt.2012.3871.
- [26] Cristiani R, Mikkelsen C, Forssblad M, Engström B, Stålmán A. Only one patient out of five achieves symmetrical knee function 6 months after primary anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2019;27:3461–70. doi: 10.1007/s00167-019-05396-4.
- [27] van Melick N, van Ginkel REH, Brooijmans F, Neeter C, van Tienen T, Hullegie W, et al. Evidence-based clinical practice update—practice guidelines for anterior cruciate ligament rehabilitation based on a systematic review and multidisciplinary consensus. *Br J Sports Med* 2016;50:1506–15. doi: 10.1136/bjsports-2015-095898.
- [28] Gratton C, Rowe N, Veal AJ. International Comparisons of Sports participation in European Countries—an update of the COMPASS project. *Eur J Sport Soc* 2011;8:99–116. doi: 10.1080/16138171.2011.11687872.
- [29] Beischer S, Gustavsson L, Senorski EH, Karlsson J, Thomeé C, Samuelsson K, et al. Young athletes who return to sport before 9 months after anterior cruciate ligament reconstruction have a rate of new injury 7 times that of those who delay return. *J Orthop Sports Phys Ther* 2020;50:83–90. doi: 10.2519/jospt.2020.9071.
- [30] Toole AR, Ithurburn MP, Rauh MJ, Hewett TE, Paterno MV, Schmitt LC. Young athletes cleared for sports participation after anterior cruciate ligament reconstruction—how many actually meet recommended return-to-sport criterion cutoffs? *J Orthop Sports Phys Ther* 2017;47:825–33. doi: 10.2519/jospt.2017.7227.
- [31] SOFMER - SYFMER. Dynamométrie isocinétique dans le cadre du suivi MPR des ligamentoplasties du genou. 2009.
- [32] Rambaud AJM, Semay B, Samozino P, Morin J-B, Testa R, Philippot R, et al. Criteria for return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction with lower reinjury risk (CR*STAL study)—protocol for a prospective observational study in France. *BMJ Open* 2017;7:e015087. doi: 10.1136/bmjopen-2016-015087.
- [33] Nagai T, Schilaty ND, Laskowski ER, Hewett TE. Hop tests can result in higher limb symmetry index values than isokinetic strength and leg press tests in patients following ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2020;28:816–22. doi: 10.1007/s00167-019-05513-3.
- [34] Barber-Westin SD, Noyes FR. Factors used to determine return to unrestricted sports activities after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc* 2011;27:1697–705. doi: 10.1016/j.arthro.2011.09.009.
- [35] Webster KE, McPherson AL, Hewett TE, Feller JA. Factors associated with a return to preinjury level of sport performance after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Am J Sports Med* 2019;47:2557–62. doi: 10.1177/0363546519865537.
- [36] Meredith SJ, Rauer T, Chmielewski TL, Fink C, Diermeier T, Rothrauff BB, et al. Return to sport after anterior cruciate ligament injury—panther symposium ACL injury return to sport consensus group. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2020;28:2403–14. doi: 10.1007/s00167-020-06009-1.
- [37] Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale, N.J.: L. Erlbaum Associates; 1988.
- [38] Pietrosimone B, Lepley AS, Harkey MS, Luc-Harkey BA, Blackburn JT, Gribble PA, et al. Quadriceps strength predicts self-reported function post-ACL reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* 2016;48:1671–7. doi: 10.1249/MSS.0000000000000946.
- [39] Kitaguchi T, Tanaka Y, Takeshita S, Akizaki K, Takao R, Kinugasa K, et al. Preoperative quadriceps strength as a predictor of return to sports after anterior cruciate ligament reconstruction in competitive athletes. *Phys Ther Sport Off J Assoc Chart Physiother Sports Med* 2020;45:7–13. doi: 10.1016/j.ptsp.2020.06.001.
- [40] Beischer S, Senorski EH, Thomeé C, Samuelsson K, Thomeé R. Knee strength, hop performance and self-efficacy at 4 months are associated with symmetrical knee muscle function in young athletes 1 year after an anterior cruciate ligament reconstruction. *BMJ Open Sport Exerc Med* 2019;5. doi: 10.1136/bmjsem-2018-000504.
- [41] Barfod KW, Feller JA, Hartwig T, Devitt BM, Webster KE. Knee extensor strength and hop test performance following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee* 2019;26:149–54. doi: 10.1016/j.knee.2018.11.004.
- [42] Welling W, Benjamine A, Seil R, Lemmink K, Zaffagnini S, Gokeler A. Low rates of patients meeting return to sport criteria 9 months after anterior cruciate ligament reconstruction—a prospective longitudinal study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2018;26:3636–44. doi: 10.1007/s00167-018-4916-4.
- [43] Thomeé R, Neeter C, Gustavsson A, Thomeé P, Augustsson J, Eriksson B, et al. Variability in leg muscle power and hop performance after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:1143–51. doi: 10.1007/s00167-012-1912-y.
- [44] Rogowski I, Vigne G, Blache Y, Thauinat M, Fayard J-M, Monnot D, et al. Does the graft used for ACL reconstruction affect the knee muscular strength ratio at six months postoperatively? *Int J Sports Phys Ther* 2019;14:546–53.
- [45] Xergia SA, McClelland JA, Kvist J, Vasilidiadis HS, Georgoulis AD. The influence of graft choice on isokinetic muscle strength 4–24 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011;19:768–80. doi: 10.1007/s00167-010-1357-0.
- [46] Xie X, Liu X, Chen Z, Yu Y, Peng S, Li Q. A meta-analysis of bone-patellar tendon-bone autograft versus four-strand hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee* 2015;22:100–10. doi: 10.1016/j.knee.2014.11.014.
- [47] Kuo L-T, Yu P-A, Chen C-L, Hsu W-H, Chi C-C. Tourniquet use in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction—a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *BMC Musculoskelet Disord* 2017;18. doi: 10.1186/s12891-017-1722-y.
- [48] Nicholas SJ, Tyler TF, McHugh MP, Gleim GW. The effect on leg strength of tourniquet use during anterior cruciate ligament reconstruction—a prospective randomized study. *Arthroscopy* 2001;17:603–7. doi: 10.1053/jars.2001.24854.
- [49] Baron JE, Parker EA, Duchman KR, Westermann RW. Perioperative and postoperative factors influence quadriceps atrophy and strength after ACL reconstruction—a systematic review. *Orthop J Sports Med* 2020;8. doi: 10.1177/2325967120930296.
- [50] Souissi S, Wong DP, Dellal A, Croisier J-L, Ellouze Z, Chamari K. Improving functional performance and muscle power 4-to-6 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Sports Sci Med* 2011;10:655–64.
- [51] Tibor L, Chan PH, Funahashi TT, Wyatt R, Maletis GB, Inacio MCS. Surgical technique trends in primary ACL reconstruction from 2007 to 2014. *J Bone Jt Surg Am* 2016;98:1079–89. doi: 10.2106/JBJS.15.00881.

- [52] Baumgart C, Welling W, Hoppe MW, Freiwald J, Gokeler A. Angle-specific analysis of isokinetic quadriceps and hamstring torques and ratios in patients after ACL-reconstruction. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 2018;10:23. doi: [10.1186/s13102-018-0112-6](https://doi.org/10.1186/s13102-018-0112-6).
- [53] Davies WT, Myer GD, Read PJ. Is it time we better understood the tests we are using for return to sport decision making following ACL reconstruction? A critical review of the hop tests. *Sports Med* 2020;50:485–95. doi: [10.1007/s40279-019-01221-7](https://doi.org/10.1007/s40279-019-01221-7).
- [54] Webster KE, Hewett TE. What is the evidence for and validity of return-to-sport testing after anterior cruciate ligament reconstruction surgery? A systematic review and meta-analysis. *Sports Med Auckl NZ* 2019;49:917–29. doi: [10.1007/s40279-019-01093-x](https://doi.org/10.1007/s40279-019-01093-x).

14.3 ÉTUDE 5: KNEE STRENGTH SYMMETRY AT 4 MONTHS AND REINJURY RISK AFTER PRIMARY ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION WITH A MINIMUM 2-YEAR FOLLOW-UP

14.3.1 Résumé

Contexte : Plusieurs études ont évalué les valeurs seuils et l'impact prédictif du déséquilibre musculaire mesuré lors de la phase de retour au sport après R-LCA sur le risque de récurrence lésionnelle avec des résultats divergents. En revanche il y a peu de données sur les critères optimaux pour le bilan à 3-4 mois. Dans ce contexte la littérature récente a étudié l'association du déséquilibre musculaire évalué au 4^{ème} mois postopératoire avec les scores fonctionnels (Beischer et al., 2019a), la reprise de la course à pied (Dauty et al., 2021b) et le retour au sport (Drigny, Ferrandez, et al., 2022a). Dans la perspective de définir des seuils décisionnels, et selon une méthodologie proche, Dauty et al. et Drigny et al ont validé des critères pour l'indice de symétrie isocinétique des extenseurs du genou (\geq à 60% pour Dauty et $>$ 59% pour Drigny) qui étaient associés à la reprise de la course à pied à 4 mois et à la reprise sportive à 2 ans (Dauty et al., 2021b; Drigny, Ferrandez, et al., 2022a). Cependant, l'impact du bilan à 4 mois sur la survenue de seconde blessure grave (lésion ligamentaire sur le genou ipsilatéral ou controlatéral, ou atteinte méniscale) reste incertain.

L'objectif principal de cette étude était d'explorer l'association entre la symétrie musculaire isocinétique à 4 mois et la survenue d'une nouvelle blessure grave du genou après reconstruction primaire du LCA. Les objectifs secondaires étaient d'étudier la relation entre le bilan de force musculaire et le score psychologique, et confirmer les données de la littérature sur le retour au sport.

Méthode : Une étude rétrospective a été réalisée sur les bilans effectués dans le service de médecine du sport du CHU de Caen avec des données recueillies de janvier 2017 à décembre 2019 et suivie d'une enquête transversale de Mai à Octobre 2021. La population était l'ensemble des patients opérés d'une première R-LCA et pris en charge dans le parcours de médecine du sport avec un bilan musculaire isocinétique à 3-4 mois post opératoire selon le protocole décrit en méthodologie commune. Lors du suivi réalisé à un délai moyen de 35 mois après la chirurgie, les participants étaient interrogés sur la reprise sportive et la survenue de nouvelle blessure. Concernant la définition des blessures graves du genou, les participants répondaient à la question : « avez-vous eu une nouvelle blessure grave sur votre genou opéré ou sur votre autre genou ? », si

la réponse est positive, le patient doit spécifier le type de blessure. Nous prenons en compte uniquement comme blessure grave les lésions ligamentaires et méniscales du genou ipsilatéral ou controlatéral. Les participants étaient également interrogés sur le retour au sport et le niveau de pratique. Le questionnaire ACL-RSI permettait d'évaluer le statut psychologique vis-à-vis de la reprise sportive après la chirurgie. Un score supérieur à 65 était considéré comme satisfaisant et associé à des niveaux supérieurs de reprise sportive (Sadeqi, Klouche, Bohu, et al., 2018).

Résultats : Parmi les 197 patients identifiés dans le suivi après 2 ans, 87% (n=171) ont répondu au questionnaire et 150 correspondaient aux critères d'inclusion. Leurs caractéristiques sont présentées dans le Tableau 9. Vingt-quatre participants (16%) ont subi une seconde blessure grave du genou après la première chirurgie de R-LCA dont 18 blessures au genou opéré (12,0%) et 7 (4,7%) au genou controlatéral (un participant a eu une récurrence aux deux genoux). La moitié des blessures étaient des lésions méniscales du genou opéré. Le délai moyen de récurrence était de 28,2 (14,5) mois, et 70,8% (n = 17/24) ont subi une récurrence dans les 36 mois.

Tableau 9 Caractéristiques des participants (n=150)

	TOTAL (n=150)	Blessés (n=24)	Non blessés (n=126)	différence t / χ p-value	
Caractéristiques initiales					
Age (ans)	25.8 (9.3)	23.5 (6.7)	26.3 (9.6)	-1.360	0.176
Sexe (n [%])					
Hommes	81 (54.0%)	14 (58.3%)	67 (53.2%)	0.216	0.642
Femmes	69 (46.0%)	10 (41.7%)	59 (46.8%)		
<i>Sport pratiqué</i>					
Tegner (0-10)	7 (5-9)	9 (7-9)	7 (5-9)	2.129	0.035
Compétition (n [%])	116 (77.3%)	21(87.5%)	95 (75.4%)	1.685	0.194
<i>Chirurgie</i>					
Délai (mois)	6.1 (6.4)	5.8 (6.1)	6.1 (6.5)	0.235	0.815
Autogreffe (n [%])					
Tendon rotulien	86 (57.3%)	16 (66.7%)	70 (55.6%)	1.017	0.313
Ischio-jambiers	64 (42.7%)	8 (33.3%)	56 (44.4%)		
Type (n [%])					
R-LCA isolée	86 (57.3%)	9 (37.5%)	77(61.1%)	4.600	0.032
+ chirurgie méniscale	64 (42.7%)	15 (62.5%)	49 (38.9%)		

(Tableau 9, suite)

Force musculaire à 4 mois

Q-LSI (ratio en %)	59.0 (17.9)	53.2 (18.7)	60.1 (17.6)	-1.757	0.081
≥60% (n [%])	71 (47.3%)	6 (25.0%)	65 (51.6%)	5.717	0.017
H-LSI (ratio en %)	83.6 (18.2)	83.7 (22.0)	83.6 (17.5)	0.025	0.980
>72% (n [%])	118 (78.7%)	17 (75.0%)	101 (80.2%)	1.045	0.307

Suivi >2 ans

Délai de suivi (mois)	35.0 (9.0)	39.9 (12.6)	34.0 (7.8)	2.140	0.043
Retour au sport (n [%])	115 (76.7%)	17 (70.8%)	98 (77.8%)	0.543	0.461
Retour à la performance (n [%])	77 (51.3%)	9 (37.5%)	68 (54.0%)	2.189	0.139
Délai du retour au sport (mois)	12.0 (6.0)	11.9 (5.4)	12.0 (6.1)	-0.410	0.967
ACL-RSI (score en %)	62,7 (24,5)	46,8 (25,2)	65,6 (23,2)	-3,578	<0,001

ACL : ligament croisé antérieur, R-LCA reconstruction du LCA, LSI: limb symmetry index, Q: extenseurs, H: fléchisseurs

Il y avait des taux significativement plus élevés de récurrence chez les participants qui n'avaient pas atteint un Q-LSI≥60% à 4 mois (22,7% contre 9,3%, $\chi=4,96$, $p=0,026$), soit un risque relatif de RR=2,43 (IC95% 1,07-5,51). Il y avait une corrélation positive modérée significative entre le Q-LSI à 4 mois et le délai de la récurrence ($r=0,548$, $p=0,006$), correspondant à un délai plus long entre la chirurgie et la récurrence chez les individus ayant un Q-LSI plus élevé à 4 mois postopératoires (Figure 46). Il est intéressant de noter que parmi les 12 participants ayant eu une lésion méniscale secondaire du genou opéré, 9 sont survenues au cours des 30 premiers mois suivant la chirurgie primaire, et aucun d'entre eux n'avait atteint un Q-LSI≥60% à 4 mois.

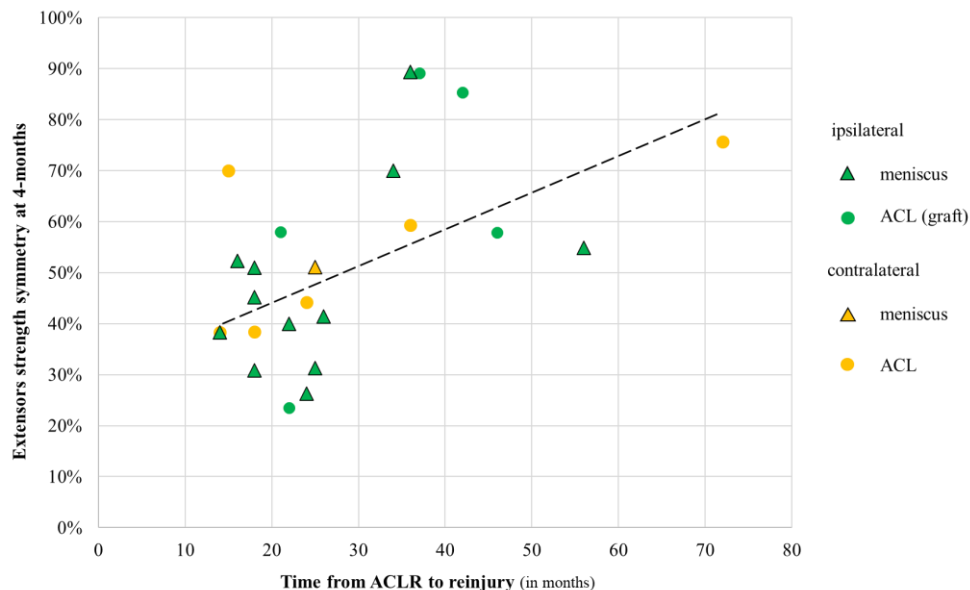


Figure 46 Corrélation entre le délai de seconde blessure et la symétrie de force musculaire à 4-mois postopératoires (n=24)

Le score ACL-RSI était plus élevé chez les participants ayant repris leur sport sans restriction par rapport à ceux qui n'avaient pas repris (74,9 [19,4]% contre 49,2 [22,8]%, $t=7,481$, $p<0,001$). Parmi les 77 participants ayant récupéré leur niveau sportif, 21 (27,3%) n'ont pas atteint le seuil optimal du score ACL-RSI $>65\%$, ce qui correspond à des sportifs qui sont revenus à leur niveau optimal de performance tout en présentant encore des facteurs psychologiques négatifs persistants au moins 2 ans après la chirurgie.

Discussion : Les principaux résultats confirment que l'analyse de la symétrie de la force évaluée à 4 mois postopératoires est utile dans la prévention des récurrences après R-LCA, avec un risque 2,4 fois supérieur de seconde blessure si le Q-LSI $< 60\%$. De plus, il existe une corrélation significative entre le Q-LSI et le délai de la récurrence, ce qui indique que l'asymétrie de la force pourrait être particulièrement associée à la récurrence au cours des premières années après la R-LCA.

Une étude récente a révélé que les facteurs de risque associés à une deuxième blessure du LCA variaient en fonction de la durée du suivi (< 36 mois par rapport à > 36 mois), mais la symétrie de la force n'a pas été incluse dans cette analyse (Fältström et al., 2023). On peut émettre l'hypothèse que l'asymétrie de la force pourrait affecter la biomécanique du genou et augmenter le risque de récurrence à un stade précoce lors du retour à la pratique sportive sans restriction (Palmieri-Smith et al., 2022). De manière intéressante, Grindem et al. ont constaté qu'une plus grande symétrie de force des quadriceps, avant le retour à la pratique sportive, réduisait les taux de récurrence au cours des 24 premiers mois après la chirurgie (Grindem et al., 2016). En revanche, l'impact de la symétrie de force postopératoire sur les risques de récurrence pourrait diminuer avec un suivi plus long, car la force a plus de chance de s'équilibrer avec le temps. Les facteurs de risque intrinsèques non modifiables tels que les facteurs anatomiques, hormonaux et génétiques sont plus stables au fil du temps et pourraient être des facteurs importants de deuxième blessure à plus long terme (Parsons et al., 2021).

La moitié des récurrences étaient des lésions secondaires du ménisque du genou opéré. La prévention des blessures secondaires du ménisque est un objectif clé de la R-LCA et notamment en restaurant la stabilité articulaire. Ces blessures comprennent à la fois l'échec de la réparation du ménisque et les nouvelles blessures. La littérature récente met en évidence le délai court de reprise sportive après R-LCA, un délai de chirurgie long et un âge plus avancé comme des facteurs de risque significatifs pour ces lésions secondaires (Jurgensmeier et al., 2023). Dans notre étude, la majorité des blessures du ménisque se sont produites au cours des 30 premiers mois suivant la chirurgie, et aucun de ces patients n'avait atteint le seuil de symétrie des quadriceps à 4 mois. L'optimisation

du système neuromusculaire est essentielle pour rétablir la fonction normale du genou opéré et pourrait aider à prévenir l'instabilité persistante à risque de blessures secondaires du ménisque. De plus, il a été émis l'hypothèse que le compartiment antéro-latéral pourrait être responsable de l'instabilité persistante et que la reconstruction du ligament antérolatéral (LAL) pourrait aider à optimiser la stabilité (S. Lai et al., 2023). D'autres études pourraient évaluer l'impact de la symétrie de la force après une R-LCA combinée à la reconstruction du LAL sur les récurrences.

Les scores ACL-RSI étaient plus bas chez les participants ayant eu une seconde blessure, et il semble logique que cela affecte le statut psychologique vis-à-vis de l'aptitude au retour à la pratique, en particulier pour les items relatifs aux croyances sur le risque de nouvelle blessure (McPherson et al., 2019). De manière intéressante, la symétrie de la force musculaire à 4 mois n'était pas significativement différente selon les scores ACL-RSI à plus de 2 ans. Cela confirme que les facteurs psychologiques ne sont pas uniquement liés aux performances physiques et que ces paramètres doivent être évalués en complément des mesures physiques (O'Connor et al., 2020).

En conclusion, cette étude corrobore les données récentes selon lesquelles la symétrie de la force musculaire isocinétique des extenseurs du genou évaluée à 4 mois postopératoires (en particulier un Q-LSI \geq 60 %) est un paramètre pertinent à utiliser dans la pratique clinique pour aider dans le processus de décision de retour au sport après une R-LCA, en réduisant le risque de seconde blessure du genou tant du côté opéré que du côté controlatéral.

14.3.2 Article soumis

Knee strength symmetry at 4 months and reinjury risk after primary anterior cruciate ligament reconstruction with a minimum 2-year follow-up

Joffrey Drigny MD, MSc ; Quentin Bouchereau MD ; Antoine Gauthier PhD ; Clémence Ferrandez MD, MSc ; Henri Guermont MD ; Emmanuel Reboursière MD ; Christophe Hulet MD, PhD

Dear editor,

Anterior cruciate ligament (ACL) tears are frequent and disabling injuries in athletes. ACL reconstruction (ACLR) aims regaining function and returning to preinjury sports while reducing the risk of secondary injuries. However, the risk of second knee injury is increased after ACLR, especially within the first 2 years after ACLR and in athletes returning to strenuous activities^{1,2}.

Returning to sport activities is a continuum from returning to running (RTR), generally at 3-4 postoperative months, and then to the desired sport participation (return to sport, RTS) preferably beyond 9 postoperative months^{1,3}. Several criteria have been validated in the RTS decision making and strength testing is the second most used criteria after time since surgery⁴. If optimal strength symmetry has been largely studied when performed at the RTS stage, there was lacking evidence regarding strength symmetry at the RTR stage. In addition, there is growing evidence that the psychological readiness should be considered in the RTS process¹. However, the postoperative factors associated with long-term psychological readiness remains unclear.

Recently, Dauty and al. and Drigny and al. have published two original and independent articles in the *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* investigating the optimal limb symmetry index (LSI) for isokinetic strength at the RTR stage (4 months). Interestingly, both studies used similar Receiver-Operating Characteristic (ROC) analyses and found that $LSI \geq 60\%$ was the optimal criteria for knee extensors^{5,6}. Dauty and al. found that $LSI \geq 60\%$ was associated with greater rates of successful RTR at 4 months and Drigny et al. found that $LSI \geq 60\%$ was associated with greater rates of RTS performance at 2 years^{5,6}. In addition, Drigny and al. found that $LSI > 72\%$ should be considered for knee flexors⁶.

However, there is conflicting data regarding the impact of strength symmetry on reinjury¹. In fact, lower LSI has been associated with an increased risk of subsequent injury⁷, but recent articles found that more symmetrical strength was linked to a higher risk of subsequent ACL injuries^{8,9}. Indeed, it has been suggested that individuals with high-level functional outcomes could be prone to overconfidence when

returning to high-risk activities with an increased exposure to subsequent injury via earlier RTS.

This study aimed to test if knee muscles strength symmetry at 4 postoperative months was associated with greater reinjury risks of both knees at a minimum 2-year follow-up after ACLR.

This was a prospective cohort study with secondary data analysis and longitudinal follow-up conducted in the sport medicine department of a tertiary care hospital. The protocol was conducted according to the Declaration of Helsinki, the local ethics committee granted approval, and informed consent from each participant was obtained. The study was registered with Clinical Trials (NCT05897970).

The study population was all patients who underwent an isokinetic test at 4 months after ACLR and a minimum follow-up of 2 years between May 2021 and May 2023. Patients regarded as recreational or competitive athletes (patients participating in sporting activities) were included. The exclusion criteria were (1) patients with history of ipsilateral or contralateral severe knee injury or surgery, (2) patient with post-operative complications (e.g. infection, joint stiffness due to arthrofibrosis, complex regional pain syndrome) or (3) isokinetic test performed outside the usual timeframe. Initial characteristics data including gender, age, preinjury sport using the Tegner Activity Scale score¹⁰ and the surgery characteristics including timing of surgery, type of graft used and type of surgery (isolated ACLR or combine meniscus repair) were collected.

Isokinetic testing. The knee isokinetic strength profile was assessed using a Con-Trex® isokinetic dynamometer (Con-Trex MJ; CMV AG, Dübendorf, Switzerland) in the seated position and gravitational correction. Data were collected from a set of 4 maximal repetitions at 60°.s⁻¹ in the concentric mode with constant verbal stimulation. The studied variables were the maximal peak torques (PT, in Nm) for extensors and flexors on both operated and contralateral leg. The LSI was calculated by dividing the PT on the operated leg by the PT on the contralateral leg (PT operated leg/

PT contralateral leg x 100%) for extensors (Q-LSI) and flexors (H-LSI) ⁶.

Patient Follow-up. At a minimum 2 postoperative years, patients had to complete a web-based questionnaire. They were assessed about the (1) RTS status with level of performance, (2) incidence with delay of secondary knee injury to either knee and (3) psychological readiness to RTS with the ACL-RSI scale ¹¹. Knee reinjury were classified as any subsequent injury to either knee, such as secondary ACL or graft rupture and meniscus injury ⁷.

Of 366 consecutive patients who underwent an ACLR, 197 were eligible to the follow-up at a minimum 2 years and 171 (87% responders) completed a web-based questionnaire. After checking exclusion criteria, 150 participants were included in the analysis (Figure 1).

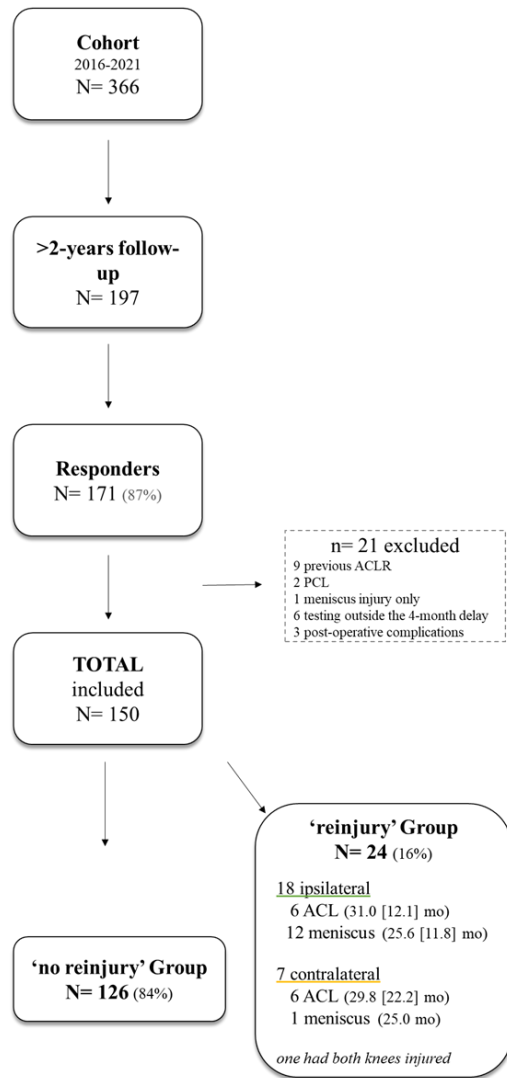


Figure 1. Flow of recruitment of study participants (n = 150). ACL, anterior cruciate ligament; ACLR, anterior cruciate ligament reconstruction; PCL, posterior cruciate ligament mo: months after the primary ACLR

Their characteristics are presented in Table 1.

Table 1. Characteristics of participants (n=150).

	TOTAL (n=150)	Reinjury (n=24)	No reinjury (n=126)	groups diff. t or χ p-value	
Initial characteristics					
<i>Demographic</i>					
Age (years)	25.8 (9.3)	23.5 (6.7)	26.3 (9.6)	-1.36	0.176
Gender (n [%])					
Male	81 (54.0%)	14 (58.3%)	67 (53.2%)	0.216	0.642
Female	69 (46.0%)	10 (41.7%)	59 (46.8%)		
<i>Preinjury sport</i>					
Tegner score (0-10)	7 (5-9)	9 (7-9)	7 (5-9)	2.129	0.035
Competition (n [%])	116 (77.3%)	21(87.5%)	95 (75.4%)	1.685	0.194
<i>Surgery</i>					
Timing of surgery (months)	6.1 (6.4)	5.8 (6.1)	6.1 (6.5)	0.235	0.815
Graft (n [%])					
BPTP	86 (57.3%)	16 (66.7%)	70 (55.6%)	1.017	0.313
Hamstrings	64 (42.7%)	8 (33.3%)	56 (44.4%)		
Type (n [%])					
Isolated ACL	86 (57.3%)	9 (37.5%)	77(61.1%)	4.600	0.032
+ meniscus repair	64 (42.7%)	15 (62.5%)	49 (38.9%)		
Strength symmetry at 4 months					
Q-LSI (ratio in %)	59.0 (17.9)	53.2 (18.7)	60.1 (17.6)	-1.757	0.081
$\geq 60\%$ (n [%])	71 (47.3%)	6 (25.0%)	65 (51.6%)	5.717	0.017
H-LSI (ratio in %)	83.6 (18.2)	83.7 (22.0)	83.6 (17.5)	0.025	0.980
$>72\%$ (n [%])	118 (78.7%)	17 (75.0%)	101 (80.2%)	1.045	0.307
>2-years Follow-up					
Follow-up (months)	35.0 (9.0)	39.9 (12.6)	34.0 (7.8)	2.140	0.043
Return-to-sport (n [%])	115 (76.7%)	17 (70.8%)	98 (77.8%)	0.543	0.461
Return-to-performance (n [%])	77 (51.3%)	9 (37.5%)	68 (54.0%)	2.189	0.139
Delay RTS (months)	12.0 (6.0)	11.9 (5.4)	12.0 (6.1)	-0.410	0.967
ACL-RSI (score in %)	62.7 (24.5)	46.8 (25.2)	65.6 (23.2)	-3.578	<0.001

BPTB: bone-patellar tendon-bone, ACL: anterior cruciate ligament, LSI: limb symmetry index, Q: extensors, H: flexors, RTS: return-to-sport.

Of the 150 participants with a mean 35.0 (9.0) months of follow-up, 115 returned to unrestricted sport participation (return-to-sport RTS, 76.7%) at a mean 12.0 (6.0) months after ACLR and 77 practiced at the same or greater level of performance (return-to-performance, RTP, 51.3%). The mean ACL-RSI score was 62.7 (24.5) %, slightly below the optimal threshold of 65% at >2 years ¹¹ and was greater in participants with successful RTP compared with no-RTP (74.9 [19.4]% vs 49.2 [22.8]%, $t=7.481$, $p.001$). Interestingly, of the 77 participants with successful RTP, 21 (27.3%) did not reach the optimal cut-off for the ACL-RSI score, corresponding to athletes who returned to their optimal level of performance but with remaining negative psychological factors at a minimum 2 years after the surgery.

Participants who achieved an ACL-RSI score >65% at the follow-up had no significant difference in the

strength symmetry at 4 months for both Q-LSI (59.5 [16.8]% vs. 58.7 [18.9]%, $t=.286$, $p=.775$) and H-LSI (85.9 [17.9]% vs. 81.4 [18.3]%, $t=1.353$, $p=.178$).

A total of 24 participants (16.0%) had a reinjury including 18 injuries on the ipsilateral (12.0%) and 7 (4.7%) and contralateral knee, respectively (one participant had reinjury on both knees). Half injuries were secondary meniscus tear on the operated knee. The mean time from primary ACLR to reinjury was 28.2 (14.5) months and 70.8% ($n=17/24$) sustained a reinjury within the 36 months. The participants who sustained a reinjury had greater initial Tegner Activity Scale scores ($p=0.035$) and greater rates of combined meniscus surgery at the primary ACLR ($p=0.032$). There were no significant differences for gender, age and type of graft. The follow-up timing was longer in the Reinjury group ($p=0.043$), but the rates of RTS and time from surgery to unrestricted RTS were not significantly different between groups.

Fewer patients achieved $Q-LSI \geq 60\%$ in the reinjured group ($p=0.017$) with significant greater rates of reinjury in participants who did not achieve $Q-LSI \geq 60\%$ at 4 months (22.7% vs. 9.3%, $\chi^2=4.96$, $p=0.026$) with a relative risk of $RR=2.43$ (95% CI 1.07-5.51). There was a significant and moderate positive correlation between Q-LSI at 4 months and the timing of reinjury ($r=.548$, $p=0.006$) corresponding to a greater time between surgery to reinjury in individuals who had greater Q-LSI at 4 postoperative months (Figure 2). Interestingly, of the 12 participants who had a secondary meniscus injury of the operated knee, 9 were reinjured within the first 30 months after the primary surgery and none of them had achieved $Q-LSI \geq 60\%$ at 4 months.

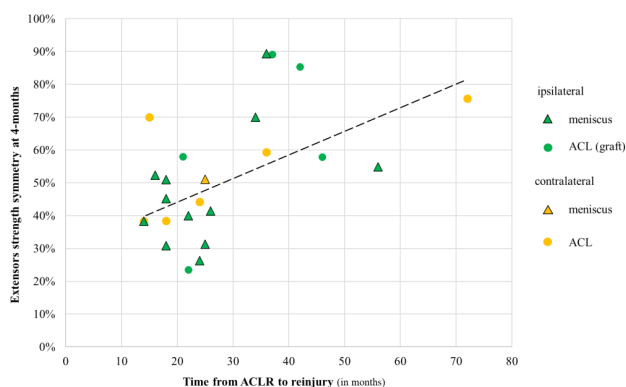


Figure 2. Scatter plot of the correlation between knee extensors strength symmetry at 4 months and the time from ACLR to reinjury ($n=24$).

The main results confirmed that strength symmetry assessed at 4 months after ACLR is useful with a 2.4-fold increased risk of secondary knee injury if $Q-LSI < 60\%$. Additionally, there was a significant correlation between Q-LSI and the timing of reinjury, indicating that strength asymmetry could be particularly associated with reinjury during the first years after ACLR.

A recent study found that risk factors associated with a second ACL injury varied depending on the follow-up time (below vs. above 36 months), but strength symmetry was not included in this analysis¹². It can be hypothesized that strength asymmetry could affect knee biomechanical symmetry and increase the risk of reinjury to either knee when returning to unrestricted sports¹³. Interestingly, Grindem and al. found that more symmetrical quadriceps strength prior to RTS reduced knee reinjury rates within the first 24 months after surgery⁷. On the contrary, the impact of postoperative strength asymmetry on reinjury risks could reduce with longer follow-up because strength is more likely to improve over time¹². Non-modifiable intrinsic risk factors such as anatomical, hormonal and genetic intrinsic risk factors would be more stable over time and could be important factors for second injury at a longer-term¹⁴.

Half of reinjuries were secondary meniscus tear on the operated knee. Preventing secondary meniscus injuries by restoring stability is a key objective of ACLR, addressing both meniscus repair failure and new injuries. However, even after surgery some athletes will continue to suffer from knee instability at risk for secondary meniscus injuries. Recent literature highlights shorter time to RTS, delayed surgery, and older age as influential risk factors for these tears¹⁵. In this study, most meniscus injuries occurred within the first 30 months after surgery and none of these patients had achieved the cut-off for quadriceps symmetry at 4 months. Optimising the neuromuscular system is critical in re-establishing the normal function of the injured knee and could help preventing persisting instability at risk for secondary meniscus injuries. Also, it has been hypothesized that anterior-lateral compartment might be responsible for persisting instability and that anterolateral ligament (ALL) reconstruction could help optimizing stability¹⁶. Further studies should test the impact of strength symmetry after ACLR combined with ALL reconstruction on reinjuries.

Participants with secondary injuries had a longer time of follow-up, confirming that timing of follow-up should be standardized for improving comparison between studies exploring the incidence rates and risk factors for reinjuries, even if most reinjuries occur

within the first 2 years ^{2,12}. Also, these findings confirmed that participants with high-risk sports participation had greater risks of sustaining a second injury ¹⁷. Regarding the higher rate of reinjuries in patients with primary ACLR combined with meniscus repair compared to isolated ACLR, it can be hypothesized that the risk of meniscus repair failure itself could increase the overall reinjury rate ¹⁸.

ACL-RSI scores were lower in participants who had a reinjury and it is likely that experiencing a second injury would affect the psychological readiness to RTS, especially for items corresponding to the beliefs about sustaining a new injury ¹⁹. Interestingly, the strength symmetry at 4 months was associated with ACL-RSI scores at >2 years, which confirmed that psychological factors are independent of physical performance and should be assessed complementary to the physical measures ²⁰.

To conclude, this study corroborates recent findings that the knee extensors strength symmetry assessed at 4 postoperative months (especially Q-LSI \geq 60%) is a relevant parameter for use in routine clinical practice to help in the RTS decision process after ACLR, while reducing the risk of knee reinjuries on both operated and contralateral knees.

HIGHLIGHTS

- 16% patients had new injuries after primary anterior cruciate ligament reconstruction.
- Half of reinjured individuals had secondary meniscus tear on the operated knee.
- Lower strength symmetry at 4 months was associated with increased reinjury risk.
- Quadriceps symmetry <60% at 4 months led to a 2.4-fold increased risk of reinjury.
- Greater asymmetry for reinjuries occurring within 30 months after surgery.

REFERENCES

1. Kaplan Y, Witvrouw E. When Is It Safe to Return to Sport After ACL Reconstruction? Reviewing the Criteria. *Sports Health*. 2019;11(4):301-305. doi:10.1177/1941738119846502
2. Nagelli CV, Hewett TE. Should return to sport be delayed until two years after anterior cruciate ligament reconstruction? Biological and functional considerations. *Sports Med Auckl NZ*. 2017;47(2):221-232. doi:10.1007/s40279-016-0584-z
3. Rambaud AJM, Arden CL, Thoreux P, Regnaud JP, Edouard P. Criteria for return to running after anterior cruciate ligament reconstruction: a scoping review. *Br J Sports Med*. 2018;52(22):1437-1444. doi:10.1136/bjsports-2017-098602
4. Burgi CR, Peters S, Arden CL, et al. Which criteria are used to clear patients to return to sport after primary ACL reconstruction? A scoping review. *Br J Sports Med*. 2019;53(18):1154-1161. doi:10.1136/bjsports-2018-099982
5. Dauty M, Edouard P, Menu P, Mesland O, Fouasson-Chailloux A. Isokinetic quadriceps symmetry helps in the decision to return to running after anterior cruciate ligament reconstruction.

Ann Phys Rehabil Med. 2022;65(4):101543. doi:10.1016/j.rehab.2021.101543

6. Drigny J, Ferrandez C, Gauthier A, et al. Knee strength symmetry at 4 months is associated with criteria and rates of return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. *Ann Phys Rehabil Med*. Published online February 12, 2022:101646. doi:10.1016/j.rehab.2022.101646
7. Grindem H, Snyder-Mackler L, Moksnes H, Engebretsen L, Risberg MA. Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84% after ACL reconstruction: the Delaware-Oslo ACL cohort study. *Br J Sports Med*. 2016;50(13):804-808. doi:10.1136/bjsports-2016-096031
8. Bodkin SG, Hertel J, Diduch DR, et al. Predicting Anterior Cruciate Ligament Reinjury From Return-to-Activity Assessments at 6 Months Postsurgery: A Prospective Cohort Study. *J Athl Train*. 2022;57(4):325-333. doi:10.4085/1062-6050-0407.20
9. Marigi EM, Hale RF, Bernard CD, et al. Are 6-Month Functional and Isokinetic Testing Measures Risk Factors for Second Anterior Cruciate Ligament Injuries at Long-T Follow-Up? *J Knee Surg*. Published online June 10, 2022. doi:10.1055/s-0042-1748824
10. Briggs KK, Lysholm J, Tegner Y, Rodkey WG, Kocher MS, Steadman JR. The reliability, validity, and responsiveness of the Lysholm score and Tegner activity scale for anterior cruciate ligament injuries of the knee: 25 years later. *Am J Sports Med*. 2009;37(5):890-897. doi:10.1177/0363546508330143
11. Sadeqi M, Klouche S, Bohu Y, Herman S, Lefevre N, Gerometta A. Progression of the Psychological ACL-RSI Score and Return to Sport After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Prospective 2-Year Follow-up Study From the French Prospective Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Cohort Study (FAST). *Orthop J Sports Med*. 2018;6(12). doi:10.1177/2325967118812819
12. Fältström A, Hägglund M, Kvist J, Mendonça LD. Risk Factors for Sustaining a Second ACL Injury after Primary ACL Reconstruction in Female Football Players: A Study Investigating the Effects of Follow-Up Time and the Statistical Approach. *Sports Med - Open*. 2023;9(1):29. doi:10.1186/s40798-023-00571-x
13. Palmieri-Smith RM, Curran MT, Garcia SA, Krishnan C. Factors That Predict Sagittal Plane Knee Biomechanical Symmetry After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Decision Tree Analysis. *Sports Health*. 2022;14(2):167-175. doi:10.1177/19417381211004932
14. Parsons JL, Coen SE, Bekker S. Anterior cruciate ligament injury: towards a gendered environmental approach. *Br J Sports Med*. 2021;55(17):984-990. doi:10.1136/bjsports-2020-103173
15. Jurgensmeier K, Till SE, Lu Y, et al. Risk factors for secondary meniscus tears can be accurately predicted through machine learning, creating a resource for patient education and intervention. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. 2023;31(2):518-529. doi:10.1007/s00167-022-07117-w
16. Lai S, Zhang Z, Li J, Fu WL. Comparison of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Versus Without Anterolateral Augmentation: A Systematic Review and Meta-analysis of Randomized Controlled Trials. *Orthop J Sports Med*. 2023;11(3):23259671221149403. doi:10.1177/23259671221149403
17. Barber-Westin S, Noyes FR. One in 5 Athletes Sustain Reinjury Upon Return to High-Risk Sports After ACL Reconstruction: A Systematic Review in 1239 Athletes Younger Than 20 Years. *Sports Health*. 2020;12(6):587-597. doi:10.1177/1941738120912846
18. Schweizer C, Hanreich C, Tscholl PM, et al. Nineteen percent of meniscus repairs are being revised and failures frequently occur after the second postoperative year: a systematic review and meta-analysis with a minimum follow-up of 5 years. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. 2022;30(7):2267-2276. doi:10.1007/s00167-021-06770-x
19. McPherson AL, Feller JA, Hewett TE, Webster KE. Smaller Change in Psychological Readiness to Return to Sport Is Associated With Second Anterior Cruciate Ligament Injury Among Younger Patients. *Am J Sports Med*. 2019;47(5):1209-1215. doi:10.1177/0363546519825499
20. O'Connor RF, King E, Richter C, Webster KE, Falvey ÉC. No Relationship Between Strength and Power Scores and Anterior

Cruciate Ligament Return to Sport After Injury Scale 9 Months After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med.* 2020;48(1):78-84. doi:10.1177/0363546519887952

14.4 ÉTUDE 6: CHANGES IN THE FORCE-VELOCITY RELATIONSHIP OF KNEE MUSCLES AFTER ACL RECONSTRUCTION USING THE ISOKINETIC TWO-POINT MODEL.

14.4.1 Résumé

Contexte : Si les tests isocinétiques sont considérés comme référence pour mesurer la symétrie musculaire après une R-LCA, il n'existe pas de consensus quant aux critères appropriés pour la reprise du sport après la chirurgie. Ainsi il a été suggéré qu'un protocole standardisé serait nécessaire pour permettre la cohérence des tests et une comparaison précise des recherches futures (Undheim et al., 2015b). De plus, les protocoles actuels évaluent le moment de force maximal de manière isolée sans tenir compte de modifications des caractéristiques de la force, notamment sa dépendance à la vitesse.

La relation force vitesse (F-V) décrit comment la force de contraction d'un muscle squelettique varie en fonction de la vitesse à laquelle il se raccourcit ou s'étire. Cette relation est un principe fondamental de la physiologie du muscle squelettique qui a été développé par A.V. Hill dans les années 1930. Si la description initiale du comportement de la fibre musculaire décrivait la relation F-V comme une hyperbole inversée, de nombreuses études ont rapporté que la relation F-V au cours d'un mouvement humain pouvait être décrite de manière précise et fiable par une relation linéaire lors de mouvements mono-articulaires tels que la flexion/extension du genou (Guilhem et al., 2014; Samozino et al., 2012; Yamauchi et al., 2009; Yamauchi & Ishii, 2007) et qu'une relation polynomiale n'améliorait pas la qualité d'ajustement de la relation (Samozino, 2009). Cette linéarité permet de déterminer la force isométrique maximale théorique (F_0 ; force-interception) et la vitesse maximale théorique (V_0 ; vitesse-interception), ainsi que la pente de la régression linéaire de la relation F-V (pente F-V) qui représente l'équilibre individuel entre les capacités de force et de vitesse. La dynamométrie isocinétique a été appliquée à l'évaluation de la relation F-V de différents mouvements mono-articulaires (Janicijevic et al., 2019b). En effet, le modèle isocinétique à deux points permet d'évaluer les capacités mécaniques des muscles et de déterminer in vivo la relation F-V des muscles du genou à partir de deux vitesses différentes et couvrant un large spectre (c'est-à-dire une vitesse lente parmi 30°/s, 60°/s ou 90°/s combinée à une vitesse rapide parmi 210°/s, 240°/s ou 300°/s) (Grbic et al., 2017)(Sašek et al., 2022b).

L'objectif principal de cette étude était de tester la relation F-V des extenseurs et des fléchisseurs du genou, en utilisant le modèle isocinétique à deux points, au 4^{ème} mois et 8^{ème} mois après une R-LCA, en comparant la jambe opérée et la jambe non-opérée. Le deuxième objectif était de tester

l'impact des paramètres chirurgicaux sur la relation F-V : le délai de la chirurgie après la lésion du LCA (délai entre la blessure et R-LCA) et le type de greffe utilisée pour la ligamentoplastie.

Méthode : Nous avons réalisé une étude de cohorte avec une analyse rétrospective des données collectées de manière prospective sur des patients suivis après une première R-LCA dans le service de médecine du sport au CHU de Caen entre mai 2017 et mai 2020. Le protocole a été réalisé conformément à la Déclaration d'Helsinki. Le protocole a été validé par le comité d'éthique local et l'étude a été enregistrée dans Clinical Trials (NCT05712109). Une lettre d'information était transmise par courrier avec un formulaire de non-opposition à l'utilisation des données anonymisées.

La population d'étude était l'ensemble des patients inclus dans le suivi en médecine du sport après R-LCA et ayant réalisé trois visites en médecine du sport au CHU Caen : une consultation de suivi à 6 semaines, une consultation avec bilan musculaire à 4 mois puis à 8 mois postopératoires. Lors de la visite à 6 semaines postopératoire, les données recueillies concernaient les informations personnelles, les informations sur le type de blessure et les informations sur le type d'intervention chirurgicale. Les données sur les informations chirurgicales comprenaient le type de greffe (K-J ou DIDT) et le délai entre la blessure et la chirurgie. Le calcul de la taille de l'échantillon basé sur les résultats d'une étude antérieure portant sur l'asymétrie de la force à 4 et 8 mois après une R-LCA (Drigny, Ferrandez, et al., 2022b) suggérait un minimum de $n=102$ ($\alpha=5\%$, $\beta=10\%$).

Parmi les 192 patients identifiés, 103 participants (âge moyen : 24,6 [9,3] ans, 59,2 % d'hommes) ont été inclus dans cette étude (tableau 10).

Tableau 10 Caractéristiques générales des participants (n=103)

Age (année)		24.6 (9,3)
Sexe	Homme	61 (59,2%)
	Femme	42 (40,8%)
Poids (Kg)		72,5 (28,1)
Tegner activity score	< 7 sur 10	38 (36,9%)
	≥ 7 sur 10	65 (63,1%)
Chirurgie et suivi		
Temps entre la blessure et R-LCA (mois)	0-3	40 (38,8%)
	4-6	34 (33,0%)
	≥ 6	29 (28,2%)
Type	R-LCA	62 (60,2%)
	R-LCA + ménisque	41 (39,8%)
Greffe	KJ	65 (63,1%)
	DIDT	38 (36,9%)

Lors de la visite à 4 mois (3,6 +/- 0,6 mois) et 8 mois (7,5 +/- 0,9 mois) après l'opération, les participants ont effectué un test isocinétique des deux genoux selon le protocole décrit dans le paragraphe de méthodologie commune. Les variables étudiées étaient le moment de force maximale (MFM, en Newton.mètre, Nm) et la vitesse angulaire de test (en degrés par seconde, °/s).

Le LSI a été calculé en divisant le MFM de la jambe opérée par le MFM de la jambe non-opérée ($MFM_{opérée}/MFM_{non-opérée} \times 100 \%$) aux deux vitesses angulaires de 60°/s (LSI_{60°}) et 240°/s (LSI_{240°}). Le MFM et les vitesses angulaires ont été convertis en force et en vitesse linéaire en divisant ou en multipliant, respectivement, la valeur par le rayon correspondant à la longueur du bras de levier du sujet. La force a été normalisée par rapport à la masse corporelle, à la puissance aux deux tiers ($N/kg^{2/3}$) (Jaric, 2002). Les paramètres F-V étaient F0 des extenseurs et fléchisseurs du genou et la pente F-V (Grbic et al., 2017). Le LSI a été calculé pour F0 des extenseurs et fléchisseurs du genou ($F0_{opéré}/F0_{non-opéré} \times 100 \%$, LSI F0).

Résultats : La représentation graphique des relations F-V obtenues est présentée dans la Figure 47.

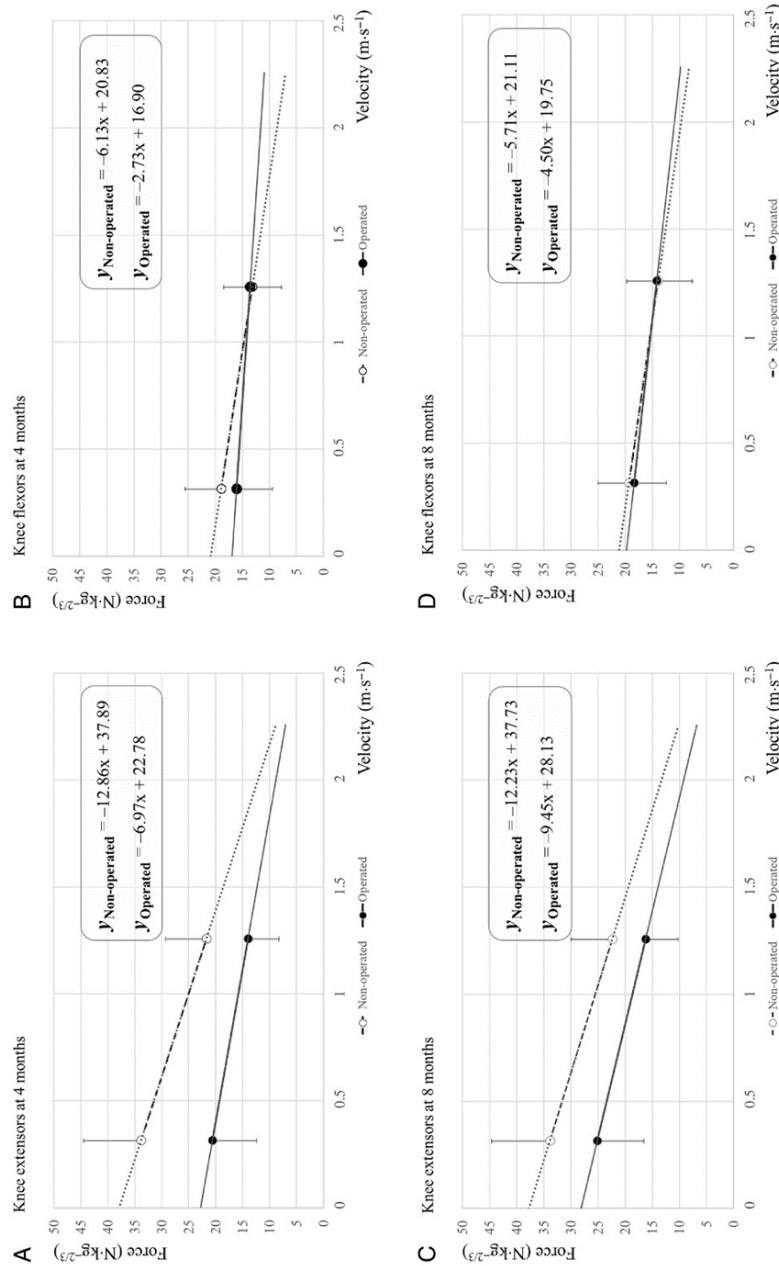
À 4 mois et à 8 mois postopératoires, F0 était significativement plus faible et la pente F-V était significativement moins raide pour la jambe opérée par rapport à la jambe non-opérée pour les extenseurs ($p < 0,001$) et les fléchisseurs du genou ($p < 0,001-0,002$). Le modèle mixte linéaire avec analyse des termes d'interaction 'jambe*délai' a révélé que la différence entre la jambe opérée et celle non-opérée était significativement différente à 8 mois par rapport à 4 mois pour F0 et la pente F-V des extenseurs ($p = 0,010$ et $p = 0,001$, respectivement) ainsi que la pente F-V des fléchisseurs du genou ($p = 0,001$).

À 4 mois, les valeurs du LSI étaient significativement différentes selon la vitesse (LSI_{F0}, LSI_{60°}, LSI_{240°}), avec une analyse post hoc révélant des valeurs plus faibles pour le LSI_{F0} par rapport aux LSI_{60°} et LSI_{240°} pour les fléchisseurs et extenseurs du genou ($p < 0,001-0,010$). À 8 mois, les valeurs des LSI étaient significativement différentes selon la vitesse (LSI_{F0}, LSI_{60°}, LSI_{240°}), mais uniquement pour les fléchisseurs du genou, avec une analyse post hoc mettant en évidence des valeurs plus faibles pour le LSI_{F0} par rapport aux LSI_{60°} et LSI_{240°} pour les fléchisseurs ($p < 0,001$).

Le modèle mixte linéaire avec analyse des termes d'interaction 'jambe*type de greffe' a révélé que la greffe type K-J (n=65) avait une F0 relativement plus faible et une pente F-V moins raide pour la jambe opérée par rapport à la jambe non-opérée pour les extenseurs du genou en comparaison à la greffe type DIDT (n=38), à 4 mois ($p < 0,001$ pour F0, $p = 0,002$ pour la pente F-V) et à 8 mois,

uniquement pour F0 (p=0,003). Le délai de la chirurgie n'a pas influencé de manière significative la différence entre le membre inférieur opéré et non-opéré pour tous les paramètres à 4 et 8 mois.

Figure 47 Modèles de régression linéaire obtenue à partir des données de la relation force- vitesse des muscles extenseurs du genou à 4 mois (A) et 8 mois (C) et fléchisseurs du genou à 4 mois (B) et 8 mois (D). Les lignes pleines et les lignes en pointillés représentent respectivement la jambe opérée et la jambe non-opérée.



Discussion : Le principal résultat de l'étude permet d'affirmer qu'après une R-LCA, la relation F-V des muscles fléchisseurs et extenseurs de genou est significativement différente sur le côté opéré en comparaison avec le côté non-opéré. La force maximale théorique (F0) est plus faible avec une pente F-V moins raide pour les muscles du membre opéré par rapport au membre non-opéré, à la

fois à 4 mois et à 8 mois après la chirurgie, ce qui suggère une relation F-V moins orientée vers la force pour le membre opéré. Des changements significatifs des types de fibres musculaires et de la transmission neuromusculaire ont été décrits après une R-LCA et pourraient expliquer nos résultats. Une étude précédente a démontré une réduction significative des fibres à contraction rapide de type IIA dans les muscles extenseurs (vaste externe) après lésion du LCA par rapport au côté non blessé. A 6 mois post opératoire, la fréquence du type de fibre IIA continuait de diminuer significativement (Noehren et al., 2016). A 8 mois postopératoires, la vitesse de conduction des fibres musculaires a révélé un recrutement altéré des unités motrices à seuil élevé par rapport à la jambe non-opérée (Nuccio et al., 2020). En effet, les fibres musculaires de type IIA (rapides), normalement innervées par des unités motrices à seuil élevé, sont plus susceptibles de produire une tension isométrique maximale que les fibres plus lentes (Schiaffino & Reggiani, 2011).

Néanmoins, l'analyse suggère une récupération progressive du profil F-V au fil du temps. Ces résultats confirment une récupération progressive de la symétrie des propriétés mécaniques musculaire au fil du temps. Une étude précédente mesurant la contractilité des fibres musculaires in vitro à partir de biopsies du muscle vaste latéral avant et après R-LCA a montré que F0 diminuait de 34% à 1 mois post opératoire, mais n'était pas différente de la valeur peropératoire à 6 mois (Gumucio et al., 2018). Cependant, les mesures in vivo de F0 étaient toujours significativement inférieures par rapport à la jambe non-opérée à 6 mois postopératoire. Ces résultats supportent l'hypothèse que l'asymétrie musculaire qui persiste avec le temps pourrait être principalement due à des changements neuronaux plutôt qu'à des altérations du comportement musculaire périphérique (Tayfur et al., 2021). De plus, les paramètres F-V, et en particulier la pente F-V, se sont avérés être ceux pour lesquels l'effet d'interaction avec le délai d'évaluation a été le plus significatif. Ainsi, l'utilisation de la pente F-V pourrait être un paramètre utile et sensible pour évaluer l'évolution des capacités mécaniques musculaires au fil du temps.

Le LSI était plus faible en utilisant F0 que pour les méthodes habituelles utilisant le MFM à une vitesse angulaire de 60 ou 240°/s. Ainsi, l'utilisation de F0 pourrait être plus sensible pour identifier l'asymétrie de force, ce qui est un critère clé pour la reprise du sport après une R-LCA (Burgi et al., 2019c). Nagai et al. ont démontré que le LSI obtenu à partir des tests isocinétiques à 60°/s était inférieur au LSI obtenu à partir des tests isocinétiques à 180°/s et au LSI obtenu à partir des tests de saut sur une jambe (T. Nagai et al., 2020b). Bien que le LSI obtenu à partir de la mesure de la force concentrique soit suggéré pour évaluer les déficits du couple des extenseurs et des fléchisseurs du genou après une R-LCA, il existe une hétérogénéité significative dans les protocoles utilisés (Burgi et al., 2019c),(Undheim et al., 2015b). Nos résultats permettent de standardiser ces calculs.

Pour finir, l'utilisation d'une greffe type K-J était associée à une relation F-V relativement moins orientée vers la force pour les extenseurs du genou par rapport aux greffes type DIDT. Nos résultats confirment notre hypothèse selon laquelle non seulement la force (Drigny, Ferrandez, et al., 2022b), mais aussi le profil F-V, sont affectés par le type de greffe, avec une plus grande altération de F0 et de la pente F-V après une R-LCA utilisant une greffe K-J par rapport à une greffe DIDT. Ainsi, l'impact de l'utilisation d'une greffe type K-J sur le profil F-V des muscles extenseurs pourrait être pris en compte lors de la sélection de la greffe, en particulier en ce qui concerne les exigences spécifiques des sports pratiqués par les athlètes.

14.4.2 Article publié

Changes in the Force–Velocity Relationship of Knee Muscles After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using the Isokinetic 2-Point Model

Joffrey Drigny,¹ Anaelle Calmès,² Emmanuel Reboursière,² Christophe Hulet,³ and Antoine Gauthier⁴

¹Service de Médecine Physique et de Réadaptation, Service de Médecine du Sport, CHU de Caen Normandie, Normandie Université, UNICAEN, INSERM, COMETE, GIP CYCERON, Caen, France; ²Service de Médecine du Sport, CHU de Caen Normandie, Normandie Université, UNICAEN, Caen, France; ³Département d'orthopédie et de traumatologie, CHU de Caen Normandie, Normandie Université, UNICAEN, INSERM, COMETE, GIP CYCERON, Caen, France; ⁴Normandie Université, UNICAEN, INSERM, COMETE, GIP CYCERON, Caen, France

Purpose: After anterior cruciate ligament reconstruction (ACL-R), knee muscle strength symmetry is used as part of the return-to-sport criteria. However, little is known about the changes in the force–velocity (F–V) relationship, which could affect athletic performance. This study investigated the F–V relationship of knee muscles at 4 and 8 months after ACL-R, using the 2-point method tested by isokinetic dynamometry. **Methods:** A total of 103 physically trained individuals (24.6 [9.3] y, 59.2% male) who underwent primary ACL-R were included. Demographic information and surgery characteristics were collected at 6 weeks postoperatively. Isokinetic knee flexors' and extensors' peak torques were measured at 60° and 240° per second in the concentric mode at 4 and 8 months postoperative. Peak torques and angular velocities were converted to force and linear velocity for calculating maximum isometric force (F₀) and the slope of the regression line (F–V slope). **Results:** At 4 and 8 months postoperative, F₀ was significantly lower and F–V slope was significantly less steep (less negative) on the operated leg compared with the nonoperated leg for knee extensors ($P < .001$) and flexors ($P < .001$ –.002). The limb symmetry index calculated using F₀ was lower than the limb symmetry indexes assessed at 60° and 240° per second, especially for knee flexors ($P < .001$). The use of patellar tendon grafts was associated with lower F₀ and a less steep F–V slope compared with hamstring tendon grafts ($P < .010$). **Conclusion:** The isokinetic 2-point model assessing the F–V relationship provides additional and relevant insight for evaluating knee muscle strength after ACL-R.

Keywords: knee joint, muscle-strength dynamometer, biomechanics, muscle function

Anterior cruciate ligament (ACL) injury is a frequent and devastating injury in athletes, and ACL reconstruction (ACL-R) is strongly suggested for ACL-deficient athletes who want to return to sport participation.¹ Although the primary objective of ACL-R is restoring ACL function and stability to the knee, it is essential to restore knee joint function and biomechanics for resuming sport and unrestricted physical activities while preventing secondary ACL injury and joint degeneration.²


Return-to-sport (RTS) decisions are mostly based on time since surgery; however, more individualized criteria are utilized, including objective measures of symmetry between the operated and nonoperated legs.³ Isokinetic testing is the gold standard for measuring knee flexor–extensor strength; thus, it has been validated as a reliable and useful assessment to measure muscular symmetry after ACL-R, and isokinetic concentric strength tests are most recommended.⁴ Usually, knee strength symmetry is tested between a range of 30° and 300° per second, and the limb symmetry index (LSI; ratio of the operated and nonoperated limb performance \times 100%) is calculated for assessing muscle symmetry.³ A greater LSI for knee extensors and/or flexors is associated with improved patient outcomes after ACL-R, including increased rates of return to running at 4 months,⁵ increased rates of RTS at 2 years,⁶ and increased knee biomechanical symmetry.⁷ However, knee muscle

strength deficits may persist over time and vary according to the type of graft used, with relatively larger extensor deficit after patellar tendon (bone–patellar tendon–bone, BPTB) autografts and relatively larger hamstring deficit after hamstring tendon (HT) autografts persisting up to 12 months after surgery.⁸ In addition, it has been demonstrated that isokinetic testing at slow velocities can detect larger quadriceps strength than testing at faster velocities and that testing at slow velocities reflects true quadriceps strength deficits.⁹ Thus, it has been suggested that standardized and uniform protocols with clinical interpretation are lacking after ACL-R.⁴

Force–velocity (F–V) profiling has emerged as a useful approach for identifying the neuromuscular capabilities of athletes and optimizing their training. Indeed, during concentric contractions, the maximum force a muscle can produce decreases as shortening velocity increases.^{10,11} Although it has been accepted for several decades that the F–V relationship has an approximately hyperbolic shape,¹² there is evidence that the F–V relationship can be fitted by linear regression models.¹³ The linearity of the F–V relationship allows determination of the maximum isometric force (F₀; force intercept) and maximum velocity (V₀; velocity intercept) as well as the slope of the linear F–V relationship (F–V slope), which reflects the ratio between force and velocity capacities of the athlete.¹⁴ A 2-point model, based on tests performed under 2 different and extended velocities, is a quick and fatigue-free procedure to assess the F–V relationship with greater reliability than quadratic-hyperbolic methods.^{14,15}

Isokinetic testing has been used for assessing the F–V relationships of different single-joint movements.¹⁶ Indeed, the isokinetic

Hulet  <https://orcid.org/0000-0002-1011-6141>

Drigny (j.drigny@gmail.com) is corresponding author,  <https://orcid.org/0000-0001-7670-8791>

2-point model allows the assessment of the muscle mechanical capacities and can determine in vivo measurement of the F–V relationship of knee muscle from 2 different and extended velocities that span a wide spectrum (ie, low velocity among 30°/s, 60°/s, or 90°/s combined with higher velocity among 210°/s, 240°/s, or 300°/s).^{17,18} The isokinetic 2-point method is a valid and sensitive procedure that has demonstrated strong relationships with the F–V parameters obtained from the multiple-point polynomial methods for determining the maximal capacities of the muscles to produce force but less for determining maximum velocity.^{16,19}

It has been suggested that using the F–V parameters (F0 and F–V slope) could be implemented in injury prevention and rehabilitation processes.²⁰ Given the neuromuscular alterations of knee muscles after ACL injuries and after ACL-R,²¹ we can expect that the F–V relationship of knee extensors and flexors could differ between the operated and nonoperated leg during the postoperative phases and could change over time. Thus, using the 2-point model has potential applications in the postoperative follow-up of patients after ACL-R.²² This method can help researchers and practitioners identify trainable strength deficits and develop targeted, individualized strength training regimes during the rehabilitation and RTS processes, without any additional procedures.

The present study aimed to test the F–V relationship of knee extensors and flexors, using the isokinetic 2-point model, at 4 and 8 months after ACL-R, comparing the operated and nonoperated limb. The second objective was to test the impact of surgery parameters on the F–V relationship: timing of surgery after ACL injury (delay between injury and ACL-R) and type of graft used.

The hypotheses were that F0 was lower on the operated leg compared with the nonoperated leg, especially at 4 months postoperatively, and that F–V slope would be less steep on the operated leg. In addition, we hypothesized that delayed timing of surgery would result in muscle deconditioning that could affect the F–V relationship after ACL-R with lower F0 and less steep F–V slope compared with early surgery. Finally, it was hypothesized that the use of either BPTB or HT would affect the maximum theoretical force after ACL-R with relatively lower F0 and less steep F–V slope of knee extensors and flexors, respectively.

Methods

Design

We conducted a cohort study with a retrospective analysis of prospectively collected data on patients who were followed after primary ACL-R in the sports medicine department at a university hospital center between May 2017 and May 2020.

The protocol was conducted according to the Declaration of Helsinki. The local ethics committee granted approval (Biomedical and Public Health Research Committee, ID: **blind**), and informed consent was obtained from each participant. The study was registered in Clinical Trials (NCT05712109).

ACL-R participants had 3 visits at 6 weeks, 4 months, and 8 months postoperatively. At 6 weeks postoperatively, data were collected pertaining to personal information, injury information, and surgery information. The participants underwent a clinical examination including inspection of the knee, palpation for point tenderness, assessment of joint effusion, range-of-motion (ROM) testing, evaluation of ligaments for laxity, and clinical strength testing, but for clinical purposes. Personal information data were gender, age, and preinjury level of sport participation according to the Tegner activity score (higher scores for higher level activities, a score of 7 out of 10

corresponding to competitive noncontact sports or recreational pivoting contact sports).² Surgery information data were the type of graft (HT or BPTB) and the time from injury to surgery.

At 4 (3.6 [0.6] mo) and 8 months (7.5 [0.9] mo) after the surgery, they underwent isokinetic testing of the knee joint according to the protocol described later.

Subjects

The study population was all patients who underwent primary ACL-R and were regarded as athletes (individuals participating in organized team or individual sports) included in the RTS follow-up in the sports medicine department of a University Hospital Center. The exclusion criteria were individuals with current or recent knee pain who were unable to perform maximal isokinetic testing and participants unable to read the information form or ask questions. Also, patients who did not participate in all 3 visits were excluded.

The sample size calculation based on a previous study on strength asymmetry at 4 and 8 months after ACL-R⁶ found that this study required a minimum of $n = 102$ for detecting a mean of the differences of 4.8 N·m between pairs, assuming the standard deviation of the differences to be 14.8. ($\alpha = 5\%$, $\beta = 10\%$). Initially, 192 consecutive patients who underwent an ACL-R were screened, and 89 individuals were excluded (they did not participate in all 3 visits or performed the tests outside the predefined delays). A total of 103 participants (mean age: 24.6 [9.3] y, 59.2% male) were included in this study (Table 1).

Methodology

Isokinetic strength assessment of the knee joint was performed using a Con-Trex dynamometer (Con-Trex MJ, CMV AG).²³ The

Table 1 Characteristics of Participants (N = 103)

	Total group
General characteristics	
Age, y	24.6 (9.3)
Sex	
Male	61% (59.2%)
Female	42% (40.8%)
Weight, kg	72.5 (28.1)
Tegner activity score	
<7 out of 10	38% (36.9%)
≥7 out of 10	65% (63.1%)
Surgery and follow-up	
Time between injury and ACL-R, mo	
0–3	40% (38.8%)
4–6	34% (33.0%)
≥6	29% (28.2%)
Type	
ACL-R	62% (60.2%)
ACL-R + meniscus	41% (39.8%)
Graft	
Bone–patellar tendon–bone	65% (63.1%)
Hamstring tendon	38% (36.9%)

Abbreviation: ACL-R, anterior cruciate ligament reconstruction. Mean (SD) or number (percentage).

testing apparatus was set up as described in the manufacturer's manual, and participants were positioned in the seated position for knee flexion/extension testing, seat to back support angle set at 85° of hip flexion, and the distal shin pad of the dynamometer attached 3 cm proximal to the lateral malleolus. Straps were applied across the chest, pelvis, and mid thigh. The alignment between the dynamometer rotational axis and the knee joint rotation axis was checked before each test.²³ The lever arm length was measured and collected as the distance between the rotational axis and distal shin pad of the dynamometer lever arm (in centimeters). The trials were performed in 15° to 95° flexion–extension ROMs (0° corresponding to knee fully extended), and the data were collected from 20° to 90° flexion–extension ROMs.

All participants had a familiarization set of submaximal repetitions for all conditions. Data were collected from a first set of 4 maximal repetitions at 60° per second in the concentric mode and then a second set of 4 maximal repetitions at 240° per second in the concentric mode with strong verbal encouragement.

At all assessments, the subject's legs were passively weighted to provide gravity compensation data, and corrections were incorporated. The studied variables were the maximum peak torque (PT, in Newton meters) and the angular velocity of testing (in degrees per second)

The LSI was calculated by dividing the PT on the operated leg by the PT on the nonoperated leg ($PT_{operated}/PT_{nonoperated} \times 100\%$) at both angular velocities of 60° (LSI_{60°) and 240° per second (LSI_{240°).

Assessment of the F–V Relationship From Isokinetic Measurements

PTs and angular velocities were converted to force and linear velocity by dividing or multiplying, respectively, the value by the radius, which corresponded to the subject's lever arm length. Force was normalized to body mass to power two-thirds (in Newton per kilogram^{2/3}),²⁴ and body mass was assessed with a mechanical flat scale (Seca 750). The F–V parameters were F0 of knee extensors and flexors calculated by extrapolating the regression line to its limits (ie, 0 velocity) and the slope of the relationship calculated as the slope of the regression line (F–V slope)¹⁷ as represented in Figure 1. This method has demonstrated excellent validity and trivial systematic error when comparing a

polynomial multiple method for F0 (intraclass correlation coefficient > .90; coefficient of variation < 5%) but less for V0.^{16,18} The F–V slope has demonstrated good to excellent agreement with multiple-point model and optimal replicability among studies.¹⁸ The LSI was calculated for F0 of both knee flexors and extensors ($F0_{operated}/F0_{nonoperated} \times 100\%$, LSI_{F0}).

Statistical Analysis

The results are presented as the means (SD). The normality of the distribution of the data was checked by the Kolmogorov–Smirnov test. Student paired *t* test was used to assess the difference in strength between the operated and the nonoperated leg. A linear mixed effects model analysis was used to test the impact of the surgical characteristics (type of graft and timing of surgery: “between-subject” factors) on between-leg symmetry (“within-subject” factor) for the F–V parameters. We also used linear mixed effects model analysis to test the impact of timing on the between-leg symmetry (“within-subject” factor) for the F–V parameter. Statistical analyses were performed with IBM SPSS Statistics (version 25.0).

Results

Isokinetic Strength Testing

The data for PTs at 60° and 240° per second are presented in Table 2.

At 4 months postoperatively, peak knee muscle strength was significantly lower in the operated limb for knee extensors and flexors at 60° per second and for extensors at 240° ($P < .001$), but no significant between-leg differences were found in peak knee flexors strength at 240° per second ($P = .162$).

At 8 months postoperatively, peak knee muscle strength was significantly lower in the operated limb for knee extensors and flexors at 60° per second and for extensors at 240° per second ($P \leq .001$), but no significant between-leg differences were found in peak knee flexors strength at 240° per second ($P = .073$).

The linear mixed model with analysis of the interaction terms “limb × timing” found that the difference between the operated and nonoperated limb was significantly different at 8 months compared with 4 months only for knee extensors at 60° per second ($P = .006$).

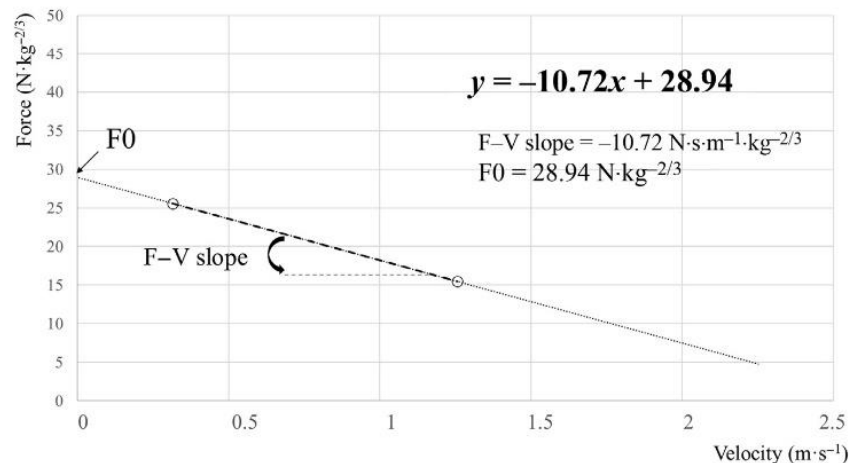


Figure 1 — Example of the linear regression models obtained from force and velocity data during knee extension.

Table 2 Isokinetic Knee-Flexor/Extensor Peak Torque at 60° and 240° per Second for the Operated and Nonoperated Legs With Between-Legs Differences (N = 103)

	Nonoperated, Mean (SD)	Operated, Mean (SD)	Interlimb diff.		Interaction time × limb	
			t Test	P	t Test	P
4 mo						
Peak torque 60°/s, N·m						
Extensors	170.65 (45.56)	104.03 (38.64)	18.558	<.001	—	—
Flexors	95.48 (29.43)	81.02 (30.71)	8.605	<.001	—	—
Peak torque 240°/s, N·m						
Extensors	109.62 (32.76)	70.94 (27.68)	16.905	<.001	—	—
Flexors	66.40 (24.22)	68.55 (27.79)	-1.407	.162	—	—
8 mo						
Peak torque 60°/s, N·m						
Extensors	170.91 (45.69)	127.25 (39.12)	15.366	<.001	2.762	.006
Flexors	97.61 (30.32)	92.52 (31.23)	3.265	.001	1.569	.117
Peak torque 240°/s, N·m						
Extensors	112.91 (33.54)	82.43 (28.31)	12.704	<.001	1.362	.174
Flexors	70.53 (25.61)	73.11 (27.51)	-1.812	.073	-.167	.867

Abbreviation: Interlimb diff, paired test comparing the difference between the operated and nonoperated limbs. Note: Bold values denote statistical significance at the $P < .05$ level.

F–V Relationship After ACL-R

The graphical representation of the F–V relationships obtained from the force and velocity data averaged across the participants during knee extension and flexion at 4 and 8 months is presented in Figure 2. The data for F0 and F–V slope are presented in Table 3.

At 4 and 8 months, F0 was significantly lower and F–V slope was significantly less steep (less negative) on the operated leg compared with the nonoperated leg for both knee extensor ($P < .001$) and flexor muscles ($P < .001$ – $.002$).

The linear mixed model with analysis of the interaction terms “limb × timing” found that the difference between the operated and nonoperated limb was significantly different at 8 months compared with 4 months for F0 and F–V slope for extensors ($P = .010$ and $P = .001$, respectively) and F–V slope for knee flexors ($P = .001$).

Using the F–V Profile for Assessing Limb Symmetry

At 4 months, the values for LSIs were significantly different according to the velocity (LSI_{F0} , LSI_{60° , and LSI_{240°), with post hoc analysis showing significantly lower values for LSI_{F0} compared with both LSI_{60° and LSI_{240° for knee flexors and extensors ($P < .001$ – $.010$; Table 4). At 8 months, the values for LSIs were significantly different according to the velocity (LSI_{F0} , LSI_{60° , and LSI_{240°) but only for knee flexors, with post hoc analysis showing significantly lower values for LSI_{F0} compared with both LSI_{60° and LSI_{240° for flexors ($P < .001$).

Impact of Surgery Parameters on the F–V Relationship

The linear mixed effects model with analysis of the interaction terms “limb × type of graft” found that BPTB graft ($n = 65$) had relatively lower F0 and less steep F–V slope on the operated limb compared with the nonoperated limb for knee extensors in comparison with HT grafts ($n = 38$) at both 4 ($P < .001$ for F0,

$P = .002$ for F–V slope) and 8 months only for F0 ($P = .003$; Table 5). There were no significant differences for knee flexor muscles at 4 and 8 months. Interestingly, individuals with BPTB grafts exhibited higher F0 for both extensors and flexors as well as a steeper F–V slope for flexors in their nonoperated leg ($P < .050$), which suggested a more force-dominant profile in comparison with individuals with HT grafts. Indeed, although not statistically significant, there was a higher proportion of participants with high demand preinjury sports in the BPTB group compared with the HT group (Tegner ≥ 7 out of 10, 64.6% vs 52.6%, $\chi^2 = 1437$, $P = .231$).

The timing of surgery did not significantly influence the difference between the operated and nonoperated legs for all parameters at 4 and 8 months (Table 5).

Discussion

The main finding of this study was that the theoretical maximum isometric force (F0) was lower with a less steep F–V slope on the operated compared with the nonoperated limb at both 4 and 8 months after ACL-R, suggesting a less force-oriented F–V relationship for the operated limb. Nevertheless, the interaction analysis suggested a progressive recovery of F–V profile over time. Furthermore, the use of a BPTB graft was associated with a relatively less force-oriented F–V relationship for knee extensors compared with HT grafts.

Impact of ACL-R on the F–V Profile of Knee Muscles

Theoretical Maximum Force

F0 was significantly lower on the operated leg, compared with the nonoperated leg, for knee extensors and flexors at 4 and 8 months after ACL-R. Milutinovic et al²² have used the 2-point model to explore knee muscle strength in 8 elite soccer players at 9 postoperative months and found no significant differences in F0 between

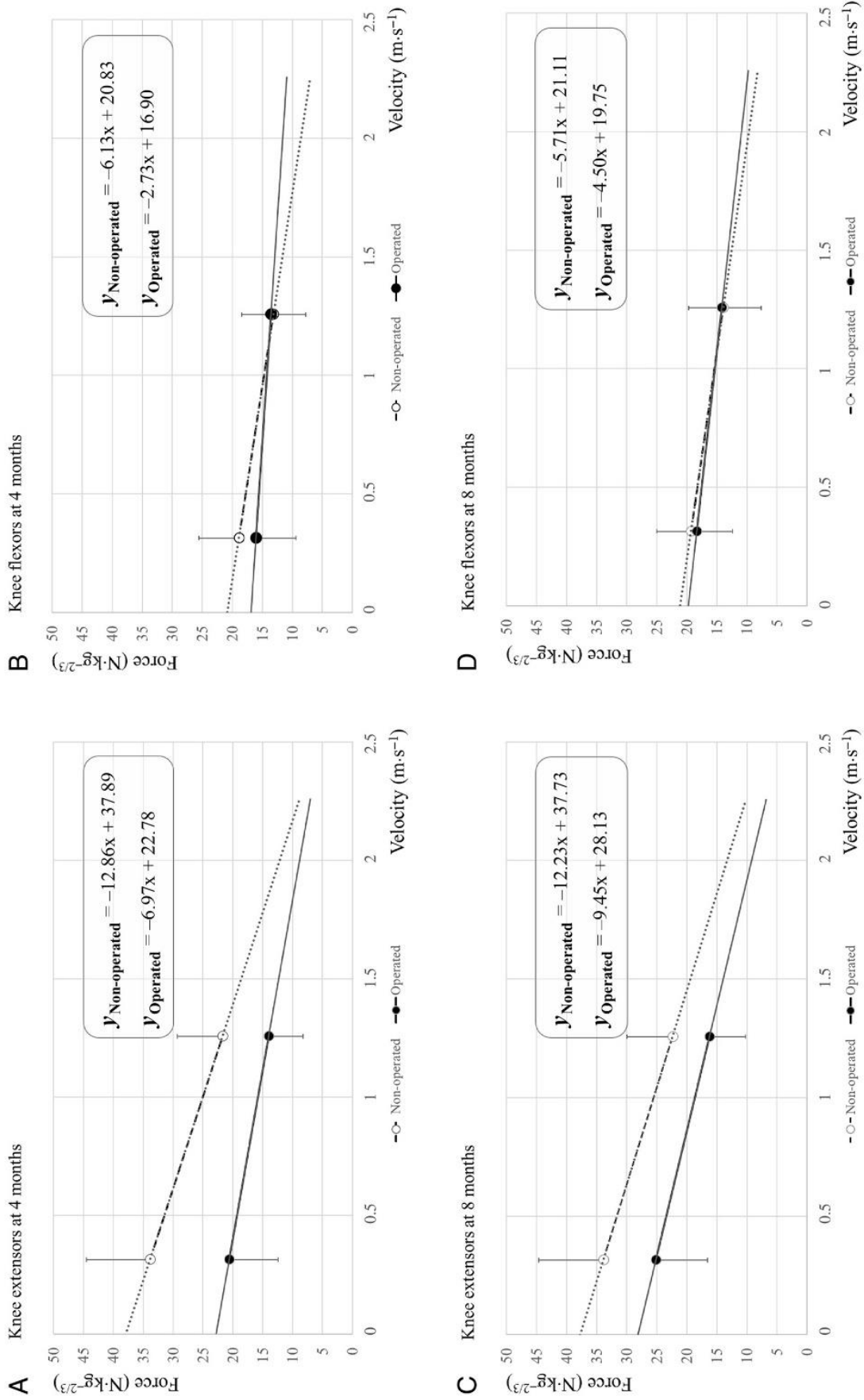


Figure 2 — Linear regression models obtained from the force and velocity data averaged across participants during knee extension at 4 (A) and 8 months (C) and knee flexion at 4 (B) and 8 months (D). Straight and dashed lines represent the operated and nonoperated leg, respectively (N = 103).

Table 3 Isokinetic Knee-Flexor/Extensor F–V Relationship Parameters for the Operated and Nonoperated Legs With Between-Legs Differences and Interaction (N = 103)

	Nonoperated, Mean (SD)	Operated, Mean (SD)	Interlimb diff.		Interaction time × limb	
			t Test	P	t Test	P
4 mo						
F0, in N·kg ^{-2/3}						
Extensors	37.89 (11.97)	22.78 (9.15)	18.207	<.001	—	—
Flexors	20.83 (7.27)	16.90 (7.29)	9.120	<.001	—	—
F–V slope, in N·s·m ⁻¹ ·kg ^{-2/3}						
Extensors	–12.86 (5.07)	–6.97 (3.73)	–13.859	<.001	—	—
Flexors	–6.13 (2.97)	–2.73 (3.69)	–9.698	<.001	—	—
8 mo						
F0, in N·kg ^{-2/3}						
Extensors	37.73 (12.04)	28.13 (9.76)	14.117	<.001	2.600	.010
Flexors	21.11 (7.2)	19.75 (7.57)	3.538	.001	1.795	.073
F–V slope, in N·s·m ⁻¹ ·kg ^{-2/3}						
Extensors	–12.23 (5.3)	–9.45 (4.86)	–6.652	<.001	–3.311	.001
Flexors	–5.71 (2.73)	–4.50 (3.88)	–3.205	.002	–3.295	.001

Abbreviations: F0, maximum isometric force; F–V, force–velocity; Interlimb diff, paired test comparing the difference between the operated and nonoperated limbs. Mean (SD). Note: Bold values denote statistical significance at the $P < .05$ level.

Table 4 LSIs of Knee Flexor/Extensor Calculated Using F0, Peak Torques at 60° and 240° per Second, and Differences Between Types of Testing (N = 103)

	LSI (%)	t Test	P
4 mo			
LSI extensors			
LSI _{F0}	61.2% (18.5%)	13.609	<.001
LSI ₆₀	61.8% (17.7%)*		
LSI ₂₄₀	65.4% (17.3%)*		
LSI flexors			
LSI _{F0}	81.0% (19.0%)	83.197	<.001
LSI ₆₀	84.8% (17.4%)*		
LSI ₂₄₀	104.2% (23.4%)*		
8 mo			
LSI extensors			
LSI _{F0}	75.5% (15.6%)	.026	.872
LSI ₆₀	75.4% (14.8%)		
LSI ₂₄₀	75.6% (15.0%)		
LSI flexors			
LSI _{F0}	93.9% (21.4%)	18.437	<.001
LSI ₆₀	95.6% (18.9%)*		
LSI ₂₄₀	104.9% (21.1%)*		

Abbreviations: F0, maximum isometric force; LSI, limb symmetry index; LSI_{F0}, LSI calculated with F0; LSI₆₀, calculated at 60° per second F0; LSI₂₄₀, calculated at 240° per second. Level of significance for the post hoc analysis with F0 as the reference category. Mean (SD). Note: Bold values denote statistical significance at the $P < .05$ level.

** $P < .010$. *** $P < .001$.

the operated and nonoperated limbs. Nevertheless, they have suggested that further studies should test the model on larger samples and investigate the changes in strength progress during the postoperative process. The present results confirmed that

investigating F0 at an early stage revealed significant differences between the operated and nonoperated leg during the 8 postoperative months. In addition, the strength asymmetry (LSI) was greater for F0 than the traditional methods using PT at a single angular velocity of 60° or 240° per second. Thus, using F0 could be more sensitive for identifying strength asymmetry, which is a key criterion for RTS after ACL-R.³ Interestingly, Nagai et al⁹ have demonstrated that the LSI from the isokinetic testing at 60° per second was lower than the LSI from the isokinetic testing at 180° per second and LSI from single-leg hop tests. Although the LSI from isokinetic concentric strength measurement is suggested for evaluating deficits in knee extensor and flexor torque after ACL-R, there is a significant heterogeneity in the protocols used.^{3,4}

This study provides evidence that using F0 for calculating strength LSI could help to harmonize practices. Thus, the use of the isokinetic F–V model provides a new perspective for measuring and standardizing muscle strength assessment after ACL-R without any additional procedures other than the traditional protocols, consisting of maximal repetitions recorded at different and extended angular velocities.

F–V Relationship

The F–V slope was less steep on the operated leg, compared with the nonoperated leg, for knee extensors and flexors at 4 and 8 months after ACL-R. The F–V slope is the index of the athlete's individual balance between force and velocity capabilities. A steeper F–V slope corresponding to a more negative value implies a more force-oriented F–V profile, reflecting the fact that the individual is better at generating high forces at low velocities (ie, force dominance).²⁰ Significant changes of muscle fiber types and neuromuscular transmission have been described after ACL-R and could support the present results. A previous study has demonstrated a significant reduction in type IIA fast-twitch fibers in the extensor muscles (vastus lateralis) in the ACL-deficient knee compared with the noninjured side, which decreased further by 6 months after ACL-R.²⁵ Also, at 8 months postoperatively, muscle fiber conduction velocity revealed impaired recruitment of

Table 5 Impact of the Type of Graft Used and the Timing of Surgery on the Asymmetry of Knee-Flexor/Extensor F–V Relationship Parameters Between the Operated and Nonoperated Legs (N = 103)

	4 mo				8 mo			
	Nonoperated	Operated	<i>t</i>	<i>P</i>	Nonoperated	Operated	<i>t</i>	<i>P</i>
Graft type								
F0 (extensors)								
BPTB	39.10 (11.10)	21.54 (8.92)	−4.814	<.001	38.51 (10.63)	27.76 (9.55)	−3.063	.003
HT	34.25 (8.37)**	23.84 (7.07)			34.71 (9.06)*	27.70 (7.98)		
F0 (flexors)								
BPTB	21.78 (6.29)	17.9 (7.26)	−.390	.697	22.33 (6.61)	20.70 (7.19)	−.933	.353
HT	18.21 (5.33)**	14.49 (5.38)			18.21 (5.53)**	17.32 (5.89)		
F–V slope (extensors)								
BPTB	−13.07 (4.71)	−6.28 (3.66)	3.261	.002	−12.39 (5.19)	−9.47 (5.40)	.897	.372
HT	−11.96 (4.55)	−7.79 (3.05)			−11.41 (4.33)	−9.11 (3.44)		
F–V slope (flexors)								
BPTB	−6.24 (2.80)	−2.95 (3.50)	.245	.807	−6.26 (2.86)	−4.64 (4.29)	1.406	.163
HT	−5.50 (2.50)*	−2.15 (3.60)			−4.63 (1.83)**	−4.00 (2.74)		
Timing of surgery								
F0 (extensors)								
<6 mo	37.67 (10.7)	22.26 (8.75)	−.303	.762	37.77 (9.97)	28.69 (9.45)	.291	.771
≥6 mo	36.67 (9.98)	22.62 (7.63)			35.94 (10.61)	26.13 (7.93)		
F0 (flexors)								
<6 mo	20.81 (6.37)	17.14 (7.56)	.261	.794	21.53 (6.85)	20.01 (7.63)	−.237	.813
≥6 mo	19.83 (5.87)	15.77 (5.25)			19.57 (5.79)	18.48 (5.42)		
F–V slope (extensors)								
<6 mo	−12.42 (4.72)	−6.71 (3.78)	−.261	.795	−12.21 (4.97)	−10.10 (5.16)	−1.069	.186
≥6 mo	−13.06 (4.59)	−7.07 (3.04)			−11.71 (4.8)	−8.05 (3.68)		
F–V slope (flexors)								
<6 mo	−5.97 (2.93)	−2.64 (3.99)	.102	.919	−5.88 (2.92)	−4.44 (4.37)	.678	.499
≥6 mo	−5.97 (2.31)	−2.65 (2.70)			−5.26 (2.07)	−4.33 (2.50)		

Abbreviations: BPTB, bone–patellar tendon–bone; *F* test, *F* test of the mixed analysis of variance for interaction effect of limb × type of graft or limb × timing; F0, maximum isometric force; F–V, force–velocity; HT, hamstring tendon. Significant difference between groups on the nonoperated leg. Note: Bold values denote statistical significance at the *P* < .05 level.

P* < .050. *P* < .010.

high-threshold motor units compared with the nonoperated left.²⁶ Interestingly, type IIA muscle (fast) fibers, usually innervated by high-threshold motor units, are more likely to produce maximum isometric tension than slow fibers.²⁷

Change Over Time

The interaction analysis found that the timing of testing influenced the difference between the operated and nonoperated leg for the F–V parameters, with significantly greater differences at 4 compared with 8 months for all parameters except a nonsignificant trend for flexors' F0. These results confirmed progressive recovery in muscle strength symmetry over time.⁶ A previous study measuring the contractility of muscle fibers in vitro from biopsies of the vastus lateralis muscle (knee extensor) before and after ACL-R found that F0 declined by 34% at 1 month but was not different from the preoperative value at 6 months.²⁸ However, in vivo measurements of F0 were still significantly lower than the nonoperated leg at 8 months postoperatively. These findings support that muscle asymmetry that persists over time could be primarily due to neural change rather than peripheral muscle behavior

impairments.²¹ In addition, the F–V parameters, and especially the F–V slope, were the parameters for which interaction effect was the most significant. Thus, using the F–V slope could be a useful parameter in assessing the muscle mechanical capacities' change over time.

Impact of the Graft Type on the F–V Parameters After ACL-R

The use of BPTB grafts was associated with greater asymmetry and relatively less force-oriented F–V profile of knee extensors between the ACL-R and nonoperated limb compared with HT grafts. Traditionally, graft choice for primary ACL-R was primarily based on surgeons' preferred techniques and general knowledge of the advantages of each graft type, particularly in terms of outcomes such as the risk of a second injury and return-to-sport rates. In addition, it has been suggested that BPTB grafts are more suitable for young, high-demand athletes as they provide faster graft incorporation and allow for more rigid fixation, facilitating an early return to preinjury sports.²⁹ In our study, participants with BPTB grafts exhibited a greater force-dominant F–V profile in the

nonoperated leg, confirming that they were more likely to be active and high-demand athletes.¹⁹ However, recent literature found no difference in the risk of graft failure and the rates of returning to sport performance between BPTB and HT grafts.²⁹ Therefore, it has been suggested that graft choice should be individualized, taking into consideration the biomechanical capabilities of patients and the specific physical demands of their sport.³⁰ In the present study, the use of BPTB graft was associated with larger asymmetry on knee extensors' F–V slope at 4 postoperative months and F0 up to 8 postoperative months compared with HT graft. These findings verified our hypothesis that not only strength⁶ but also F–V profile was affected by the type of graft, with greater impairment on F0 and F–V slope after ACL-R with BPTB graft compared with HT graft. Thus, the impact of using a BPTB graft on the F–V profile of extensor muscles should be considered during the graft selection, especially in relation to the sport-specific demands of athletes.

The second hypothesis suggesting greater impairment of hamstring F–V profile after HT graft compared with BPTB was not verified. Previous studies have found that PT angle of ACL-R knee flexors was shifted toward extension in patients with HT grafts (45° vs 55° of knee flexion).³¹ If we can consider that the angle of PT was in the ROM of testing (20°–90°), further study could compare methods assessing the F–V profile using PTs with torque at a specific angle.¹⁰

Finally, although HT and BPTB grafts are the most used, other techniques are performed or have emerged, such as quadriceps tendon, allografts, or combination with extra-articular reconstruction, and further studies should test the specificity of each technique on the F–V relationship after ACL-R.

Limitations and Future Directions

Future directions could be discussed for better interpretation of the results and help in designing further studies. First, the nonoperated limb is traditionally used as the reference in current routine practice, and muscle asymmetry is calculated to determine muscle strength deficit.³ However, the injury and surgery have an impact on the knee muscle strength in the nonoperated limb.³² Further studies could compare the F–V parameters with a control group (without knee surgery and/or injury) to test the impact of the surgery on both operated and nonoperated limbs. Second, leg dominance may affect the LSI of muscle strength 9 months following ACL-R,³³ and further studies should test the impact of leg dominance on the F–V asymmetry after ACL-R. Third, V0 was not assessed in this study. Indeed, the 2-point model is less appropriate for measuring high-velocity/low-force properties. It has been suggested that the F–V relationship for single-joint segments was quasilinear but hyperbolic at the extreme velocity. Thus, using a fast velocity closer to the velocity intercept could help to better identify V0 by reducing the extrapolation needed to reach maximal velocity.¹⁴ Fourth, as mentioned earlier, the angle at which PT occurred was not controlled for, and further studies could test the 2-point methods using PT at fixed angle or test whether the change in the force–length relationship influences the change in the F–V relationship of knee muscles after ACL-R. However, the use of maximum PT is the variable most used in both practice and current literature for assessing F–V profile. Finally, the isokinetic F–V relationship was measured using concentric movements, but it would be interesting to investigate the F–V relationship for different eccentric contractions, although controversial results have been reported in studies evaluating the eccentric portion of the F–V relationship.¹¹

Practical Applications

The 2-point method for assessing the F–V relationship of knee muscle provided useful and additional information in routine isokinetic testing after ACL-R without any additional procedure compared with the current protocols. Isokinetic testing is recommended for assessing muscle strength after ACL-R, and most of the time, the methodologies of testing already measure knee muscle strength at several and extended velocities.³ Using the F–V parameters (F0 and F–V slope) could be more appropriate than the classical PT analysis for better monitoring and profiling muscle mechanical capacities in individuals after ACL-R, which would better fit with their athletic demands.²⁰ Also, calculating the LSI using F0 provided the lowest value compared with the standard LSI calculated at 60° or 240° per second; therefore, this study supported that F0 could be more sensitive in measuring strength deficit after ACL-R. Identifying individuals with F–V asymmetry would help design specific and personalized rehabilitation programs for improving neuromuscular function,³⁴ which is a key criterion for evaluating successful outcomes following ACL-R. Finally, given the impact of BPTB graft on the F–V profile of knee extensors, it could be taken into consideration during the graft selection decision for athletes with specific sport demands.

Conclusions

This study quantified the changes in the force–velocity (F–V) relationship after anterior cruciate ligament reconstruction (ACL-R) using the isokinetic 2-point method and found impaired F–V profile on the operated compared with the nonoperated limbs with lower maximum isometric force (F0) but also less steep F–V slope at 4 and 8 months postoperatively. In addition, the LSI calculated with F0 provided additional and more sensitive information with significantly different values, especially for knee flexors. Finally, using a bone–patellar tendon–bone graft was associated with greater impairment of the F–V relationship for knee extensors, whereas the use of hamstring tendon had no impact on knee flexors' F–V relationship. Further studies should test the role of impaired F–V profile on the biomechanical properties and functional performance of the knee after ACL-R and test the impact of specific rehabilitation programs.

References

1. Lai CCH, Ardern CL, Feller JA, Webster KE. Eighty-three per cent of elite athletes return to preinjury sport after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review with meta-analysis of return to sport rates, graft rupture rates and performance outcomes. *Br J Sports Med.* 2018;52(2):128–138. doi:10.1136/bjsports-2016-096836
2. Lynch AD, Løgerstedt DS, Grindem H, et al. Consensus criteria for defining “successful outcome” after ACL injury and reconstruction: A Delaware-Oslo ACL cohort investigation. *Br J Sports Med.* 2015; 49(5):335–342. doi:10.1136/bjsports-2013-092299
3. Burgi CR, Peters S, Ardern CL, et al. Which criteria are used to clear patients to return to sport after primary ACL reconstruction? A scoping review. *Br J Sports Med.* 2019;53(18):1154–1161. doi:10.1136/bjsports-2018-099982
4. Undheim MB, Cosgrave C, King E, et al. Isokinetic muscle strength and readiness to return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction: is there an association? A systematic review and a protocol recommendation. *Br J Sports Med.* 2015;49(20):1305–1310. doi:10.1136/bjsports-2014-093962

5. Dauty M, Edouard P, Menu P, Mesland O, Fouasson-Chailloux A. Isokinetic quadriceps symmetry helps in the decision to return to running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Ann Phys Rehabil Med.* 2022;65(4):101543. doi:10.1016/j.rehab.2021.101543
6. Drigny J, Ferrandez C, Gauthier A, et al. Knee strength symmetry at 4 months is associated with criteria and rates of return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. *Ann Phys Rehabil Med.* 2022;65:101646. doi:10.1016/j.rehab.2022.101646
7. Palmieri-Smith RM, Curran MT, Garcia SA, Krishnan C. Factors that predict sagittal plane knee biomechanical symmetry after anterior cruciate ligament reconstruction: a decision tree analysis. *Sports Health.* 2021;14(2):167–175. doi:10.1177/19417381211004932
8. Cristiani R, Mikkelsen C, Wange P, Olsson D, Stålmán A, Engström B. Autograft type affects muscle strength and hop performance after ACL reconstruction. A randomised controlled trial comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts with standard or accelerated rehabilitation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* 2021;29(9):3025–3036. doi:10.1007/s00167-020-06334-5
9. Nagai T, Schilaty ND, Laskowski ER, Hewett TE. Hop tests can result in higher limb symmetry index values than isokinetic strength and leg press tests in patients following ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2020;28(3):816–822. doi:10.1007/s00167-019-05513-3
10. Prietto CA, Caiozzo VJ. The in vivo force-velocity relationship of the knee flexors and extensors. *Am J Sports Med.* 1989;17(5):607–611. doi:10.1177/036354658901700503
11. Alcazar J, Csapo R, Ara I, Alegre LM. On the shape of the force-velocity relationship in skeletal muscles: the linear, the hyperbolic, and the double-hyperbolic. *Front Physiol.* 2019;10:769. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2019.00769>. Accessed March 8, 2023.
12. Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc Lond Ser B - Biol Sci.* 1938;126(843):136–195. doi:10.1098/rspb.1938.0050
13. Jaric S. Force-velocity relationship of muscles performing multi-joint maximum performance tasks. *Int J Sports Med.* 2015;36(9):699–704. doi:10.1055/s-0035-1547283
14. Garcia-Ramos A, Jaric S. Two-point method: a quick and fatigue-free procedure for assessment of muscle mechanical capacities and the 1 repetition maximum. *Strength Cond J.* 2018;40(2):359. doi:10.1519/SSC.0000000000000359
15. Pérez-Castilla A, Samozino P, Jukic I, Iglesias-Soler E, García-Ramos A. The linear regression model provides the force-velocity relationship parameters with the highest reliability. *Sports Biomech.* Published online April 4, 2022. doi:10.1080/14763141.2022.2058992
16. Janicijevic D, Garcia-Ramos A, Knezevic OM, Mirkov DM. Feasibility of the two-point method for assessing the force-velocity relationship during lower-body and upper-body isokinetic tests. *J Sports Sci.* 2019;37(20):2396–2402. doi:10.1080/02640414.2019.1636523
17. Grbic V, Djuric S, Knezevic OM, Mirkov DM, Nedeljkovic A, Jaric S. A novel two-velocity method for elaborate isokinetic testing of knee extensors. *Int J Sports Med.* 2017;38(10):741–746. doi:10.1055/s-0043-113043
18. Sašek M, Mirkov DM, Hadžić V, Šarabon N. The validity of the 2-point method for assessing the force-velocity relationship of the knee flexors and knee extensors: the relevance of distant force-velocity testing. *Front Physiol.* 2022;13:849275. doi:10.3389/fphys.2022.849275
19. Janicijevic D, Knezevic OM, Garcia-Ramos A, Cvetic D, Mirkov DM. Isokinetic testing: sensitivity of the force-velocity relationship assessed through the two-point method to discriminate between muscle groups and participants' physical activity levels. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(22):8570. doi:10.3390/ijerph17228570
20. Morin JB, Samozino P. Interpreting power-force-velocity profiles for individualized and specific training. *Int J Sports Physiol Perform.* 2016;11(2):267–272. doi:10.1123/ijspp.2015-0638
21. Tayfur B, Charupongsas C, Morrissey D, Miller SC. Neuromuscular function of the knee joint following knee injuries: does it ever get back to normal? A systematic review with meta-analyses. *Sports Med Auckl NZ.* 2021;51(2):321–338. doi:10.1007/s40279-020-01386-6
22. Milutinovic A, Copic N, Petrovic A, Dabovic M, Janicijevic D. Muscle strength capacities in elite football players after anterior cruciate ligament reconstruction. *Acta Bioeng Biomech.* 2021;23(2):107–114.
23. Maffiuletti NA, Bizzini M, Desbrosses K, Babault N, Munzinger U. Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2007;27(6):346–353. doi:10.1111/j.1475-097X.2007.00758.x
24. Jaric S. Muscle strength testing: use of normalisation for body size. *Sports Med Auckl NZ.* 2002;32(10):615–631. doi:10.2165/00007256-200232100-00002
25. Noehren B, Andersen A, Hardy P, et al. Cellular and morphological alterations in the vastus lateralis muscle as the result of ACL injury and reconstruction. *J Bone Joint Surg Am.* 2016;98(18):1541–1547. doi:10.2106/JBJS.16.00035
26. Nuccio S, Del Vecchio A, Casolo A, et al. Muscle fiber conduction velocity in the vastus lateralis and medialis muscles of soccer players after ACL reconstruction. *Scand J Med Sci Sports.* 2020;30(10):1976–1984. doi:10.1111/sms.13748
27. Schiaffino S, Reggiani C. Fiber types in mammalian skeletal muscles. *Physiol Rev.* 2011;91(4):1447–1531. doi:10.1152/physrev.00031.2010
28. Gumucio JP, Sugg KB, Enselman ERS, et al. Anterior cruciate ligament tear induces a sustained loss of muscle fiber force production. *Muscle Nerve.* 2018;58(1):145–148. doi:10.1002/mus.26075
29. DeFazio MW, Curry EJ, Gustin MJ, et al. Return to sport after ACL reconstruction with a BTB versus hamstring tendon autograft: a systematic review and meta-analysis. *Orthop J Sports Med.* 2020;8(12):4919. doi:10.1177/2325967120964919
30. Runer A, Keeling L, Wagala N, et al. Current trends in graft choice for primary anterior cruciate ligament reconstruction – part II: In-vivo kinematics, patient reported outcomes, re-rupture rates, strength recovery, return to sports and complications. *J Exp Orthop.* 2023;10(1):40. doi:10.1186/s40634-023-00601-3
31. Królikowska A, Reichert P, Czamara A, Krzemińska K. Peak torque angle of anterior cruciate ligament-reconstructed knee flexor muscles in patients with semitendinosus and gracilis autograft is shifted towards extension regardless of the postoperative duration of supervised physiotherapy. *PLoS One.* 2019;14(2):e0211825. doi:10.1371/journal.pone.0211825
32. Moran TE, Ignozzi AJ, Burnett Z, Bodkin S, Hart JM, Werner BC. Deficits in contralateral limb strength can overestimate limb symmetry index after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthrosc Sports Med Rehabil.* 2022;4(5):e1713–e1719. doi:10.1016/j.asmr.2022.06.018
33. Zumstein F, Centner C, Ritzmann R. How limb dominance influences limb symmetry in ACL patients: effects on functional performance. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2022;14:206. doi:10.1186/s13102-022-00579-y
34. Jiménez-Reyes P, Samozino P, Morin JB. Optimized training for jumping performance using the force-velocity imbalance: individual adaptation kinetics. *PLoS One.* 2019;14(5):e0216681. doi:10.1371/journal.pone.0216681

14.5 ÉTUDE 7: CHANGES IN PASSIVE KNEE FLEXORS STIFFNESS AFTER PRIMARY ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION: A PROSPECTIVE STUDY COMPARING HEALTHY CONTROLS

14.5.1 Résumé

Contexte : Le rôle des fléchisseurs du genou a été étudié dans la prévention des ruptures du LCA, principalement en limitant la translation tibiale antérieure (Guelich et al., 2016), en particulier lors de contractions excentriques (Opar & Serpell, 2014) mais aussi via la raideur passive (Blackburn et al., 2011, 2013). La biomécanique des fléchisseurs du genou pourrait également contribuer à la stabilité rotatoire du LCA avec une contraction simultanée des ischio-jambiers médiaux (semi-tendineux et le semi-membraneux) et latéraux (biceps fémoral) (Guelich et al., 2016). Des études ont montré une altération des propriétés des muscles ischio-jambiers après la R-LCA concernant leur morphologie (Sherman et al., 2021), leur force (Herbawi et al., 2022) et l'activation neuromusculaire (Einarsson et al., 2021). Cependant, il existe peu d'études qui ont mesuré la raideur passive des fléchisseurs du genou après R-LCA, et les études récentes ont mesuré ces propriétés passives en position statique, avec des résultats contradictoires (He et al., 2021; Kuszewski et al., 2019; Shagawa et al., 2023). Par conséquent, on ignore encore si cette raideur diminue avec des conséquences biomécaniques défavorables (He et al., 2021) ou augmente et contribue à des complications potentielles, notamment le risque de flessum persistant (KED dans l'étude) (Pinto et al., 2017).

L'objectif principal était d'évaluer la raideur passive des fléchisseurs du genou mesurée par dynamométrie isocinétique à 4 et 8 mois après R-LCA en comparant les résultats avec un groupe contrôle d'individus sains. Ensuite, nous avons testé les caractéristiques chirurgicales associées à la raideur des fléchisseurs du genou après R-LCA.

Méthode : Une étude cas-témoins a été conduite au sein du service de médecine du sport du CHU Caen Normandie sur la base du suivi des patients inclus dans le parcours de retour au sport après R-LCA entre mai 2018 et mai 2022. Le groupe contrôle comprenait des témoins sains appariés en termes d'âge, de sexe et de participation sportive. Le protocole a été mené conformément à la Déclaration d'Helsinki. Un comité d'éthique local a donné son accord (Comité de recherche en biomédecine et santé publique, Centre Hospitalier Universitaire Caen Normandie, France ; ID : CLERS-862) et l'étude a été enregistrée dans ClinicalTrials (NCT05264597).

Dans le groupe LCA, la population étudiée était constituée de patients ayant eu une première R-LCA et considérés comme des sportifs. Dans le groupe témoin, la population étudiée était constituée d'étudiants en médecine et en kinésithérapie, ainsi que des praticiens hospitaliers, considérés sportifs et appariés en termes d'âge et de sexe, et avec un ratio de 1:2. Pour les deux groupes, les critères d'exclusion étaient les personnes incapables de réaliser le test isocinétique et les participants incapables de lire le formulaire d'information ou de poser des questions en rapport avec l'étude. Nous avons également exclu les individus ayant une amplitude de mouvement inférieure à 15° de flexion du genou pour l'extension maximale du genou lors de l'évaluation isocinétique (0° correspondant à un genou complètement tendu en position assise). Dans le groupe témoin, les individus ayant déjà subi une blessure grave au genou (chirurgie des ligaments ou des ménisques, déchirure des ligaments, lésions ostéochondrales) ont été exclus.

Les participants du groupe LCA ont effectué 3 visites conformément aux pratiques cliniques guidées par les recommandations françaises (SOFMER - SYFMER, 2009) soit à 6 semaines, 4 mois et 8 mois après l'opération. Lors de la première visite (6 semaines après l'opération), des données sur les informations démographiques, les informations sur la blessure et les informations sur la chirurgie ont été enregistrées. Les données liées à la blessure comprenaient le type de lésion (LCA isolé, lésion méniscale chirurgicale) et le délai de chirurgie. Les données liées à la chirurgie comprenaient le type de chirurgie (greffe de tendon du muscle ischio-jambier ou du tendon rotulien, chirurgie du ménisque).

À 4 mois ($3,6 \pm 0,6$ mois) et 8 mois ($7,5 \pm 0,9$ mois) après l'opération, les participants du groupe LCA ont réalisé des tests isocinétiques du genou mesurant la force musculaire avec analyse secondaire de la raideur des fléchisseurs du genou selon le protocole décrit dans la méthodologie commune. La raideur était calculée comme la pente de la portion linéaire de la courbe moment-angle (soit les 10 derniers degrés de 30-20° de flexion, sur un mouvement d'extension passive réalisé à 15°/s) et était appelée $Stiff_{KF}$ dans l'article. À chaque visite, l'amplitude de mouvement du genou (ROM) a été mesurée à l'aide d'un goniomètre (Gogia et al., 1987) et nous avons considéré qu'il y avait un flessum persistant après 4 mois lorsque la perte d'extension complète du genou était supérieure ou égale à 5°, correspondant à une perte d'extension au moins modérée (Yazdi et al., 2016).

Les participants du groupe Contrôle ont effectué une seule visite, avec recueil des données personnelles, notamment le sexe, l'âge et le niveau de pratique sportive selon le score d'activité sportive de Tegner (Lynch et al., 2015). Ils ont réalisé un test isocinétique du genou, selon un protocole similaire à celui du groupe LCA.

Une ANOVA à mesures répétées avec effet d'interaction a permis de tester la différence entre la jambe opérée par rapport à la jambe non-opérée ou la différence avec le groupe témoin. Un test post-hoc de Tukey a été utilisé pour comparer les changements du moment de tension passive à chaque plage de 5° lors du mouvement d'extension du genou. Les valeurs de raideur des fléchisseurs du genou n'ont pas satisfait à l'hypothèse de normalité selon le test de Kolmogorov-Smirnov (statistiques de 0,34 à 0,06, P de 0,001 à 0,200), et nous avons effectué des tests non paramétriques.

Résultats : Un total de 132 individus ont été inclus, dont 88 participants dans le groupe LCA (âge moyen : 24,5 ± 8,6 ans, 55,6 % d'hommes) et 44 participants dans le groupe Contrôle (âge moyen : 24,9 ± 4,3 ans, 55,6 % d'hommes). Les caractéristiques des participants sont présentées dans le Tableau 11. Dans le groupe LCA, la plupart des participants avaient une reconstruction isolée (55,7 %), et ils avaient principalement des autogreffes de tendon rotulien (60,2 % K-J, contre 39,8 % de DIDT). Le choix du type de greffe n'a pas été influencé par la recherche.

Tableau 11 Caractéristiques des participants (n=122, Groupe LCA n=88, Groupe Contrôle n=44)

		Groupe LCA (n=88)	Groupe Contrôle (n=44)	Différences LCA vs. Contrôle	
				χ^2 / T- test	P
Caractéristiques générales					
Age (années, moyenne [DS])		24,51 (8,6)	24,48 (4,26)	0.155	.877
Sexe (n [%])	Hommes	50 (56.8%)	25 (56.8%)	0.000	1.000
	Femmes	38 (43.2%)	19 (43.2%)		
Masse corporelle (kg, moyenne [DS])		72,63 (13,83)	69,43 (14)	1.306	.194
Tegner activity score (n [%])	< 7 / 10	31 (35.22%)	17 (38.63%)	0.147	.701
	≥ 7 / 10	57 (64.77%)	27 (61.36%)		
Chirurgie et suivi					
Délai de chirurgie (après la blessure) (n [%])	0-3 mois	41 (46,59%)			
	4-6 mois	27 (30,68%)			
	≥ 6 mois	20 (22,73%)			
Type (n [%])	R-LCA isolée	46 (52,27%)			
	R-LCA +ménisque	42 (47,73%)			
Type d'autogreffe (n [%])	K-J	53 (60,23%)			
	DIDT	35 (39,77%)			
Flessum à 4 mois (déficit d'extension ≥ 5°) (n [%])	No	73 (82,95%)			
	Yes	15 (17,05%)			

LCA : ligament croisé antérieur, DS : déviation standard, n: nombre, P : P-value, R-LCA: reconstruction du LCA, K-J : Kenneth-Jones (plastie au tendon rotulien) ; DIDT : droit interne/demi tendineux (plastie aux ischio-jambiers)

Les courbes moment-angle lors de l'extension passive du genou, pour les groupes LCA à 4 et 8 mois avec comparaison du groupe Contrôle, sont présentées en Figure 48 a et 1b.

À 4 mois (Figure 48a), l'évolution de la courbe moment-angle était significativement différente pour jambe opérée avec une variation du moment de résistance passive plus faible sur l'amplitude de 25° à 20° de flexion du genou par rapport à la jambe opérée ($P= 0,001$) et de 50° à 20° par rapport au groupe Contrôle ($P< 0,001$ à $0,022$). À noter que l'augmentation du moment de résistance passive de la jambe non-opérée était significativement plus faible que celle du groupe Contrôle sur l'amplitude de 40° à 20° de flexion du genou ($P< 0,001$ à $0,025$). La raideur des fléchisseurs du genou ($Stiff_{KF}$ dans le manuscrit) était significativement plus faible sur la jambe opérée que sur la jambe non-opérée ($P< 0,001$), et les deux membres étaient plus faibles que le groupe Contrôle ($P< 0,001$).

a)

a) ACL-R group at 4 months postoperatively and Control group

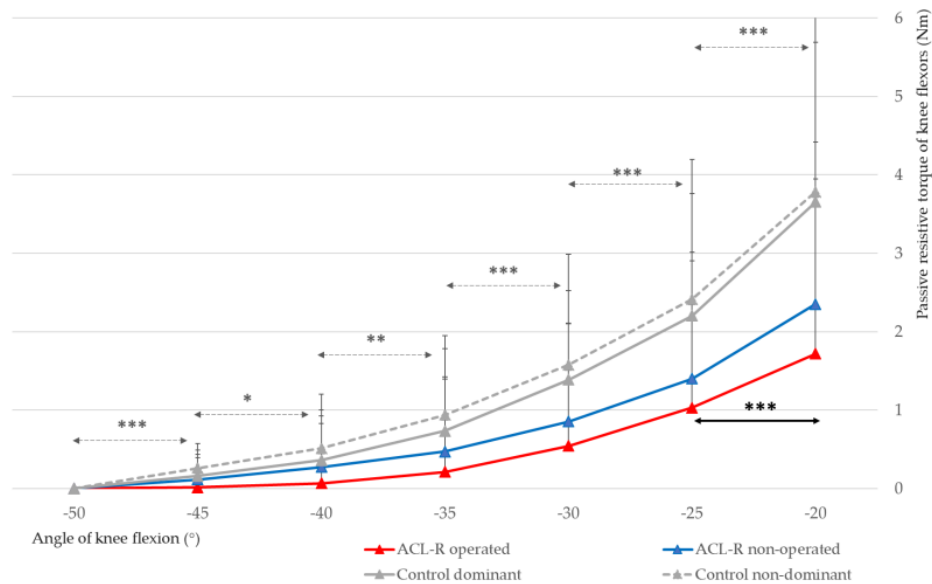


Figure 48 Représentation graphique de la courbe moment-angle lors de l'extension passive du genou dans le groupe LCA à 4 mois (a) et à 8 mois (b) après la chirurgie, avec comparaison du groupe Contrôle ($n=132$)

b)

b) ACL-R group at 8 months postoperatively and Control group

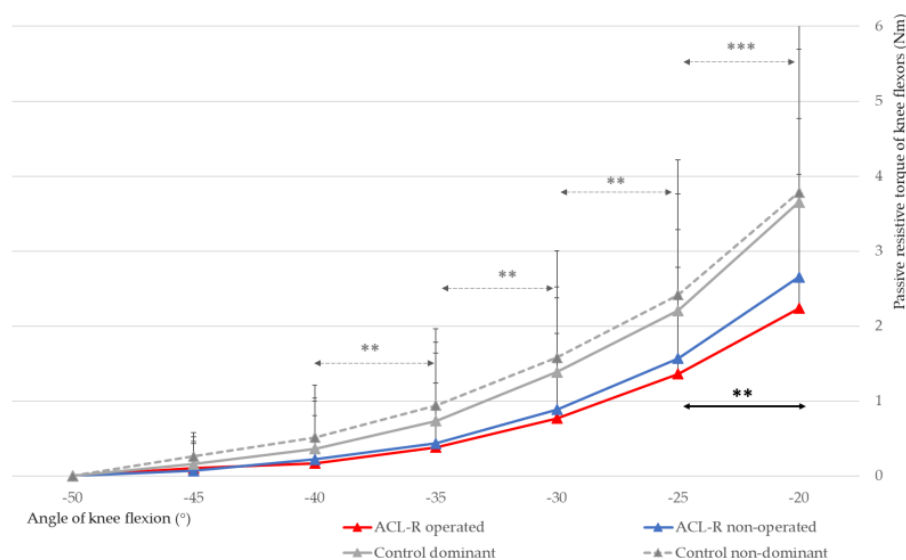


Figure 48 Représentation graphique de la courbe moment-angle lors de l'extension passive du genou dans le groupe LCA à 4 mois (a) et à 8 mois (b) après la chirurgie, avec comparaison du groupe Contrôle (n=132).

À 8 mois (Figure 48b), l'évolution de la courbe moment-angle était significativement différente pour jambe opérée avec une variation du moment de résistance passive plus faible sur l'amplitude de 25° à 20° de flexion du genou ($P= 0,007$) et de 40° à 20° par rapport au groupe Contrôle ($P < 0,001$ à $0,012$). À noter que l'augmentation du moment de résistance passive de la jambe non-opérée était significativement plus faible que celle du groupe Contrôle sur l'amplitude de 40° à 20° de flexion du genou ($P= 0,007$ à $0,032$). La raideur des fléchisseurs du genou ($Stiff_{KF}$ dans le manuscrit) était significativement plus faible sur la jambe opérée par rapport à la jambe non-opérée ($P < 0,001$) et par rapport au groupe Contrôle ($P < 0,001$), mais la jambe non-opérée n'était pas significativement différente par rapport au groupe témoin ($P= 0,075$).

Dans le groupe LCA, 15 participants (17,0 %) avaient un flessum significatif avec une moyenne de 6,67 (3,09) degrés de déficit d'extension. Il n'y avait pas de différence significative dans l'évolution des courbes moment-angle lors de l'extension passive entre les participants avec ou sans flessum ($P= 0,786$ et $P= 0,273$ à 4 et 8 mois, respectivement). Les valeurs de raideur ($Stiff_{KF}$) n'étaient pas significativement différentes entre les participants ayant ou non un flessum ($P > 0,050$).

À 4 mois après l'opération, les valeurs de Stiff_{KF} étaient significativement plus élevées chez les participants dont le délai de chirurgie après la blessure était ≥ 6 mois ($n=27$) par rapport à ceux < 6 mois ($n=61$) ($0,14 \text{ Nm}^\circ$ contre $0,11 \text{ Nm}^\circ$, $P=0,040$). Les valeurs de raideur (Stiff_{KF}) n'étaient pas significativement différentes selon le type de greffe utilisée (K-J vs. DIDT) ou entre les chirurgies avec ou sans réparation méniscale ($P>0,050$).

À 8 mois, il y avait une corrélation positive faible mais significative entre la force et la raideur des fléchisseurs du genou (Stiff_{KF}) pour la jambe opérée ($r=0,281$, $P=0,008$) et pour la jambe non-opérée ($r=0,342$, $P=0,001$).

Discussion : Les principaux résultats de cette étude supportent l'hypothèse que la raideur dynamique des fléchisseurs du genou sur la jambe opérée est plus faible après une reconstruction primaire du LCA en comparaison avec la jambe non-opérée et une population contrôle. La raideur des fléchisseurs du genou favorise le contrôle dynamique de la translation tibiale antérieure lors du mouvement d'extension et pourrait être associée à une plus grande stabilité et sécurité de la plastie. Il n'y a actuellement aucune connaissance sur la tension ayant un effet significatif sur le contrôle dynamique de la translation tibiale antérieure. Cependant, il semble peu probable que le niveau de résistance passive puisse réduire de manière significative cette translation (Csapo et al., 2016; Imhauser et al., 2013) et ces résultats doivent être interprétés avec prudence. Néanmoins, il a été suggéré que les mécanorécepteurs à seuil bas tels que les OTG et les FNM sont sensibles à de faibles amplitudes de tension musculaire passive (Macefield, 2005; Proske & Gregory, 2002). Ainsi, même une petite diminution de la tension musculaire passive pourrait affecter le contrôle neuromusculaire et sensoriel après une R-LCA, ce qui est essentiel pour restaurer la stabilité et la fonction articulaire dynamique (Busch et al., 2021; D. Rice et al., 2021).

La raideur des fléchisseurs du genou ne différait pas de manière significative entre les individus avec ou sans flessum persistant. Les paramètres physiopathologiques du flessum sont multifactoriels et la contracture des ischio-jambiers a été évoquée comme un facteur contribuant à la perte d'extension combinée à un phénomène d'inhibition musculaire des extenseurs dans un processus d'inhibition motrice d'origine centrale (Pinto et al., 2017; D. A. Rice & McNair, 2010). Ainsi, des techniques visant à éviter la contracture des ischio-jambiers ont été décrites pour limiter le déficit d'extension du genou après une R-LCA (Delaloye et al., 2018). Cependant, une étude a montré qu'une technique d'hyperextension du genou peropératoire, lors de la R-LCA, n'est pas efficace pour prévenir le flessum (Yazdi et al., 2016). Ainsi, si une contracture des ischio-jambiers

est un facteur participant au risque de flossum, la raideur passive ne semble pas être associée au risque de flossum postopératoire. D'autres études devraient quantifier l'activation musculaire lors de l'extension passive du genou (par exemple, en utilisant l'électromyographie) pour confirmer ces hypothèses.

La pente de la courbe moment-angle passive sur la jambe opérée était réduite par rapport à la jambe non-opérée, sur la course la plus externe de 25° à 20° de flexion du genou, correspondant à la portion finale supposée linéaire de la courbe moment-angle représentant la raideur des fléchisseurs du genou. Cette région est celle de la translation tibiale antérieure maximale lorsque le LCA est en tension (Domnick et al., 2016) et correspondant à la position articulaire vulnérable lors de la blessure (Kobayashi et al., 2010).

Nos résultats ont montré une corrélation significative entre la force et la raideur des fléchisseurs du genou. Des études précédentes ont également trouvé une corrélation positive entre la raideur mesurée par élastographie et la force musculaire chez les patients après R-LCA (He et al., 2021). Cela corrobore le modèle rhéologique du muscle dans lequel les myofilaments sont impliqués dans l'élément contractile du muscle et également dans la composante élastique en série, responsable de la tension passive y compris dans un muscle détendu (Shorten, 1987). Néanmoins, le faible niveau de corrélation indique que la mesure du couple maximal ne peut pas remplacer l'analyse du moment de résistance lors du mouvement passif pour évaluer la tension passive et la raideur des muscles du genou puisque cette évaluation fournit des informations supplémentaires.

Le délai d'opération était associé à la raideur des ischio-jambiers à 4 mois. On pourrait supposer que les patients ayant une raideur augmentée, associée à une meilleure stabilité et une force plus importante, étaient moins susceptibles d'être des candidats à une chirurgie précoce (McNair et al., 1992). De plus, les participants ayant eu une chirurgie ≥ 6 mois ont pu suivre une phase de réhabilitation avant la chirurgie et compenser l'altération des propriétés neuromusculaires après la blessure (Giesche et al., 2020). Enfin, le collagène de type I et les cellules exprimant le précollagène de type I sont élevés après une rupture du LCA, ce qui peut contribuer à une raideur musculaire accrue au fil du temps, après une rupture du LCA (Peck et al., 2019). Le timing idéal de R-LCA reste controversé et est influencé par de nombreux facteurs (Evans et al., 2014; Shen et al., 2022)

Cette étude présente des limites qui doivent être discutées pour optimiser l'interprétation de nos résultats. Tout d'abord, l'état préopératoire n'était pas connu et il peut être supposé que le groupe LCA eut présenté des prédispositions biomécaniques à risque de blessure du LCA. De plus, nous n'avons pas testé l'impact du niveau d'activité des participants du groupe LCA au moment de l'évaluation. Pour finir, nous n'avons pas utilisé l'électromyographie pour mesurer l'activité musculaire des muscles ischio-jambiers afin de garantir l'étirement musculaire passif (Nordez et al., 2006). Cependant, l'emploi de l'EMG dans de tels protocoles est inconstant parmi les études, en particulier en position assise (Hatano et al., 2019; Moltubakk et al., 2016)

En conclusion, la raideur des fléchisseurs du genou était significativement plus faible sur le membre inférieur opéré par rapport au membre non-opérée à 4 mois et 8 mois après une R-LCA, notamment en position d'extension des ischio-jambiers. De plus, ces valeurs étaient plus basses que celles du groupe Contrôle, pour les deux membres opéré et non-opéré, suggérant un impact du déconditionnement musculaire après une rupture du LCA et sa chirurgie. La raideur des fléchisseurs du genou était positivement corrélée à la force des fléchisseurs du genou et était plus faible lorsque le délai de chirurgie était inférieur à 6 mois.

14.5.2 Article en révision

Changes in passive hamstring stiffness after primary anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective study with comparison of healthy controls.

Joffrey Drigny¹, Emmanuel Reboursière², Cesar Praz³, Henri Guermont², Christophe Hulet⁴ and Antoine Gauthier⁵

¹Service de Médecine Physique et de Réadaptation, Médecine du Sport, CHU de Caen Normandie, Normandie Univ, INSERM, COMETE, GIP CYCERON, 14000 Caen, France

²Service de Médecine du Sport, CHU de Caen Normandie, 14000 Caen, France

³Département d'orthopédie et de traumatologie, Normandie Univ, UNICAEN, CHU de Caen Normandie, 14000 Caen, France

⁴Département d'orthopédie et de traumatologie, Normandie Univ, UNICAEN, INSERM, COMETE, GIP CYCERON, 14000 Caen, France

⁵Normandie Univ, UNICAEN, INSERM, COMETE, GIP CYCERON, 14000 Caen, France

Abstract - Background: The mechanical properties of hamstrings contribute to reducing anterior cruciate ligament (ACL) loading. This case-control study evaluated the passive knee flexors stiffness after primary ACL reconstruction (ACL-R) with comparison of healthy controls.

Methods: In the ACL-R group, 88 participants (24.5 ± 8.6 years, 56.8% males) had two isokinetic tests at 4 and 8 months after surgery with measurement of the passive resistive torque of knee flexors and extensors/flexors strength. In the Control group, 44 participants (24.5 ± 4.3 years, 56.8% males) had one visit with the same procedures. Stiffness was calculated as the slope of the passive torque-angle curve on the last 10° of knee extension (StiffKF, Nm/°). We tested the impact of timing of surgery and type of surgery (autograft and combined meniscus repair) and persistent knee extension deficits (KED) on StiffKF.

Findings: At 4 and 8 months postoperatively, StiffKF was lower on the operated limb than on the non-operated limb ($P < 0.001$). Both operated and non-operated limb had significant lower values for StiffKF than controls ($P < 0.001$). StiffKF was positively correlated with knee flexors strength ($P < 0.010$), and StiffKF at 4 months was lower in individuals who underwent surgery less than 6 months from injury ($P = 0.040$). There was no significant difference in StiffKF neither between participants with or without KED nor according to the type of surgery.

Interpretation: Similarly to other neuromuscular factors that are traditionally altered after ACL-R, evaluating knee flexors stiffness changes over time could provide supplementary insights into muscle recovery during the postoperative rehabilitation process.

Keywords: Anterior cruciate ligament reconstruction, Muscle stiffness, Hamstrings, Muscle strength, Anterior cruciate ligament graft.

Highlights

- Knee flexors stiffness help reducing anterior cruciate ligament (ACL) loading.
- Knee flexors stiffness is reduced up to 8 months after ACL reconstruction (ACL-R)
- The operated leg experienced lower stiffness than the non-operated leg after ACL-R
- Both legs had lower flexors stiffness after ACL-R comparing healthy controls
- There was no significant increased stiffness in individuals with extension deficit.

INTRODUCTION

Anterior cruciate ligament (ACL) injury is a frequent and devastating injury in athletes¹ and ACL reconstruction (ACL-R) is strongly suggested for ACL-deficient athletes who want to return to sport participation². While the primary objective of ACL-R is to restore ACL function and stability to the knee, restoring knee joint function and biomechanics is crucial for resuming sport and unrestricted physical activities while preventing secondary ACL injury and joint degeneration³.

The ACL provides antero-posterior and rotational stability of the knee, and the highest shear forces on the ACL occur during low flexion angles of the knee joint (flexion angles less than 30°)⁴. Classical mechanisms of ACL injury/tear are secondary to antero-posterior translation and rotational biomechanical factors during non-contact valgus or rotational force on a relatively extended knee⁵. The role of the knee flexors has been studied in ACL injury prevention, mainly to counteract anterior tibial translation⁶, especially when contracting eccentrically⁷ but also with passive stiffness^{8,9}. Knee flexors biomechanics could also assist the rotational stability provided by the ACL with simultaneous contraction of the medial (e.g. semitendinosus and semimembranosus) and lateral hamstrings (e.g. biceps femoris)⁶.

Studies have shown detrimental hamstring morphology¹⁰, strength¹¹ and neuromuscular activation¹² after ACL-R. The changes in the anatomy of the medial hamstrings and hamstring regeneration are substantially altered after HT harvesting^{13,14}. Also, increased hamstring antagonist coactivation is thought to be a positive neuromuscular adaptation that enhances joint stability and could optimize physical performance¹⁵. However, little is known about the changes in passive knee flexors stiffness after ACL-R and recent studies have evaluated the passive properties of knee flexors in the static position with conflicting results¹⁶⁻¹⁸. Dynamic stiffness, which correspond to the dynamic relationship between muscle length and the passive resistive torque, is more likely to explore muscle behavior during functional tasks and can be measured from the torque-angle curve during passive knee extension¹⁹.

Considering the potential biomechanical benefits of knee flexors stiffness on knee stability⁸ and giving the detrimental hamstring muscle function after ACL-R²⁰, a better understanding of the changes in knee flexors stiffness after ACL-R is still needed. Moreover, it is still unknown if knee flexors stiffness is decreased with potential detrimental biomechanics¹⁷ or increased and contributing to bad outcomes

including knee extension deficit (KED)²¹. KED is a common and multifactorial presentation following ACL-R, resulting in poorer functional outcomes, increased risk of failure and revision surgery following primary ACLR and greater incidence of osteoarthritis²².

The main objective was to evaluate knee flexors stiffness at 4 and 8 months after ACL-R using isokinetic testing, measuring resistive torque during passive extension^{23,24} and comparing the results with healthy matched controls. Second, we aimed to test the surgical characteristics associated with knee flexors stiffness among the delay from injury to surgery, the type of graft (patellar or hamstring tendon) and type of surgery (isolated ACL-R or combined with meniscus repair). Thirdly, we have tested the association between hamstring stiffness and KED.

The hypotheses are that knee flexors stiffness will significantly differ between the ACL-R limb and the non-operated limb but also compared to healthy individuals. Also, we hypothesize that knee flexors stiffness will be lower after HT autograft compared to PT and could be influenced by the timing of surgery and the association of meniscus repair. Finally, we hypothesized that knee flexors stiffness would be greater in individual with knee extension deficit postoperatively.

METHODS

Design

We conducted a case-control study including patients followed after primary ACL reconstruction in a sports medicine department (tertiary care hospital) at a University Hospital Center between May 2018 and May 2022, and comparing age-, gender- and sport participation- matched controls using a case-control matching procedure.

ACL-R participants had 3 visits at 6 weeks, 4 months and 8 months postoperatively. During the first visit (6 weeks postoperatively), data on demographic information, injury information and surgery information were recorded. Personal information data were gender, age, the preinjury level of sport participation according to the Tegner activity score (higher scores for higher-level activities, and a score of 7 out of 10 corresponding to competitive noncontact sports or recreational pivoting contact sports)³. Injury information data were the type of injury (isolated ACL, meniscus injury) and delay before surgery. Surgery information data were the type of surgery (hamstring or patellar tendon graft, meniscus surgery). At 4 months (3.6 ± 0.6 months) and 8 months (7.5 ± 0.9 months) after the surgery, they underwent isokinetic testing of the knee joint according to the protocol described below. At every visits, knee range of motion (RoM) was measured using a goniometer²⁵ and we considered persisting knee extension deficit (KED) after 4 months when the loss in full knee extension was greater than or equal to 5°, corresponding to moderate to severe loss of extension²⁶.

Control participants had a single visit, and we collected personal information data were gender, age, the level of sport participation according to the Tegner activity score³.

Additionally, they underwent isokinetic testing of the knee joint, similar to the ACL-R group.

Participants

The protocol was conducted according to the Declaration of Helsinki. The local ethics committee granted approval (Biomedical and Public Health Research Committee, center Hospitalier Universitaire Caen Normandie, France; ID: CLERS-862). The study was registered in Clinical Trials (NCT05264597)

In the ACL-R group, the study population was patients who underwent primary ACL-R and were regarded as athletes (individuals participating in organized team or individual sports).

In the control group, the study population was age- and gender-matched physically active (2.5-hour-plus weekly exercise) medical and physical therapy students and practitioner with a control-to-case ratio of 1:2 using a greedy approach.

For both groups, the exclusion criteria were individuals with current or recent knee pain with incapacity to perform the isokinetic test and participants unable to read the information form or ask questions. We also excluded individuals with an isokinetic testing RoM below 15° of knee flexion for maximal knee extension (0° corresponding to knee fully extended), for both passive and active movements. In the control group, individuals with a previous severe knee injury (ligament or meniscus surgery, ligament tear, osteochondral injuries) were excluded.

A total of 132 individuals were enrolled, including 88 participants in the ACL-R group (mean age: 24.5 ± 8.6 years, 55.6% male) and 44 participants in the control group (mean age: 24.9 ± 4.3 years, 55.6% male). All the participants included in the study have successfully completed all testing sessions.

Procedures

Isokinetic testing of the knee joint was assessed using an isokinetic Con-Trex® isokinetic dynamometer (Con-Trex MJ; CMV AG, Dübendorf, Switzerland). Participants were positioned in the seated position for knee flexion/extension testing and the distal shin pad of the dynamometer attached 3 cm proximal to the lateral malleolus. The alignment between the dynamometer rotational axis and the knee joint rotation axis was checked before each test²⁷. For both passive and active testing, the trials were performed in 15–95° flexion-extension RoMs (0° corresponding to knee fully extended), and the data were collected from 20–90° flexion-extension RoMs (excluding the acceleration and deceleration phases). The passive evaluation was performed prior to the strength measurements to limit the impact of maximal voluntary contraction on passive elastic properties of hamstring muscles (Fig.1).

To assess the passive mechanical properties of hamstring muscles, we measured the passive resistive torque (in newton meters, Nm) during knee extension. The dynamometer moved through three full cycles of joint motion at 15°/s speed to

passively move the knee while the participants were asked to remain relaxed. Both operated and non-operated limbs were examined in the ACL-R group, and both dominant and non-dominant limbs were examined in the Control group (dominant limb defined as the preferred to kick a ball)²⁸. Gravitational moment correction was modeled as a cosine function and the resistive torque at 50° of knee flexion was used to specify the model, assuming that passive elastic moments are negligible at that point^{24,29}. The region of interest for knee flexors passive resistance to stretching is from 50 to 20° of knee flexion. Also, the maximal passive hamstring stiffness ($Stiff_{KF}$) was calculated as the slope of the passive torque-angle during the last 10° of knee extension, from 30 to 20° knee flexion, corresponding to the part of the curve including the presence of passive elastic moments²⁹ (Fig.1).

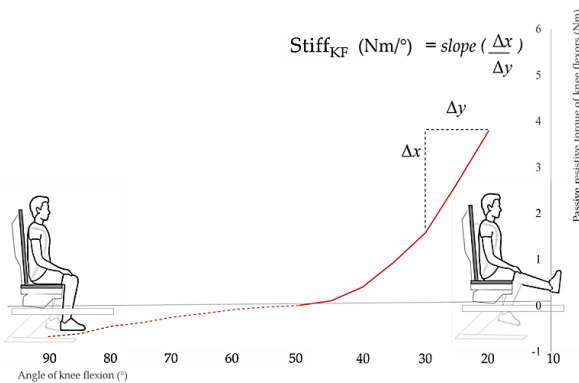


Figure 1. Passive torque-angle curves during knee extension representing passive resistive torque of knee flexors after gravitational moment correction. Straight and dashed lines represent the phases of passive resistance to stretching for knee flexors and knee extensors, respectively.

Test-retest repeatability of the isokinetic assessment of $Stiff_{KF}$ was assessed on $n=13$ healthy individuals who performed the isokinetic evaluation on both limbs (26 evaluations) twice at a 5-day interval. The test-retest demonstrated excellent reproducibility with intraclass correlation coefficient (ICC) = .91 (.80-.96)³⁰.

For strength measurements, we measured the isokinetic strength of knee extensors and flexors in the seated position. Participants underwent a familiarization set of 4 submaximal repetitions before recording. Data were collected from a set of 4 maximal repetitions at 60°/s in concentric mode³¹. The studied variables were the maximal peak torque (PT, in newton.meter, Nm) and the PT normalized to body mass (Nm/kg).

Statistical Analyses

The results are presented as the means (SD). A repeated measures ANOVA with interaction effect was used to test the asymmetry (operated vs non-operated leg) or difference with control group. Tukey’s HSD post hoc test was used to compare the changes in passive resistive torque successively at every 5° of the RoM. Independent samples t-tests and chi-

squared tests were used to analyze group differences for quantitative and categorical variables, respectively.

The normality assumption of $Stiff_{KF}$ was not verified using a Kolmogorov–Smirnov test (statistics 0.34-0.06, $P=.001-.200$) and we performed non-parametric tests. A paired samples Wilcoxon test was used to assess the difference between the operated and non-operated limbs in the ACL-R group or dominant and non-dominant limbs in the Control group. The Mann Whitney U test was used to determine the effect of the type of graft, timing and type of surgery on $Stiff_{KF}$. Pearson correlations were used to determine the correlations between stiffness ($Stiff_{KF}$) and knee flexors/extensors strength (PT). The size of the Pearson correlation coefficient r was considered low if 0.3-0.5, moderate if 0.5-0.7 and strong if >0.7 ³².

The sample size calculation based on the difference in hamstring elasticity after ACL-R with an effect size of 1.1 for paired t test between the operated and non-operated limbs in the ACL-R group¹⁷ estimated a minimum sample of $n=21$ ($\alpha=5\%$, $\beta=10\%$). Statistical analyses were performed with IBM SPSS Statistics 25.0.

All papers must use the following layout:

RESULTS

Characteristics of participants

The characteristics of participants are presented in Table 1. In the ACL-R group, most participants had an isolated ACL-R (55.7%), and they mostly had PT autografts (60.2%, vs. 39.8% HT). The selection of the graft type was not influenced by the present research.

Table 1. Characteristics of participants ($n=122$, ACL-R group $n=88$, Controls group $n=44$)

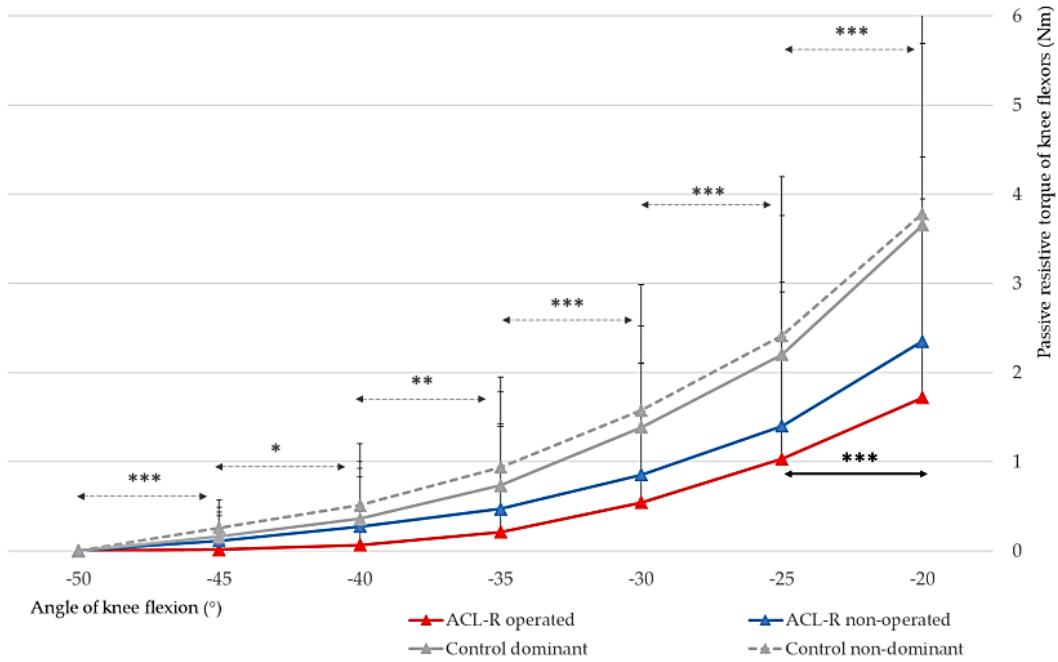
		ACL-R group (n=88)	Control group (n=44)	Between-groups differences	
				χ^2 or T-test	P
General characteristics					
Age (years, mean [SD])		24,51 (8,6)	24,48 (4,26)	0,155	.877
Sex (n [%])	Male	50 (56,8%)	25 (56,8%)	0,000	1,000
	Female	38 (43,2%)	19 (43,2%)		
Weight (kg, mean [SD])		72,63 (13,83)	69,43 (14)	1,306	.194
Tegner activity score (n [%])				0,147	.701
< 7 out of 10		31 (35,22%)	17 (38,63%)		
≥ 7 out of 10		57 (64,77%)	27 (61,36%)		
Surgery and follow-up					
Time between injury and ACLR (n [%])					
0-3 mo		41 (46,59%)			
4-6 mo		27 (30,68%)			
≥ 6mo		20 (22,73%)			
Type (n [%])		ACL-R			
		46 (52,27%)			
		ACL-R +meniscus			
		42 (47,73%)			
Graft (n [%])		patellar tendon			
		53 (60,23%)			
		hamstring			
		35 (39,77%)			
≥ 5° knee extension deficit after 4 months (n [%])		No			
		73 (82,95%)			
		Yes			
		15 (17,05%)			

* SD: standard deviation, n: number, P : P-value

Passive resistive torque of knee flexors after ACL-R

The mean passive torque-angle curves of the operated and non-operated limbs in the ACL-R group at 4 and 8 months compared to the Control group are presented in Fig. 2.

a) At 4 postoperative months (ACL-R group)



b) At 8 postoperative months (ACL-R group)

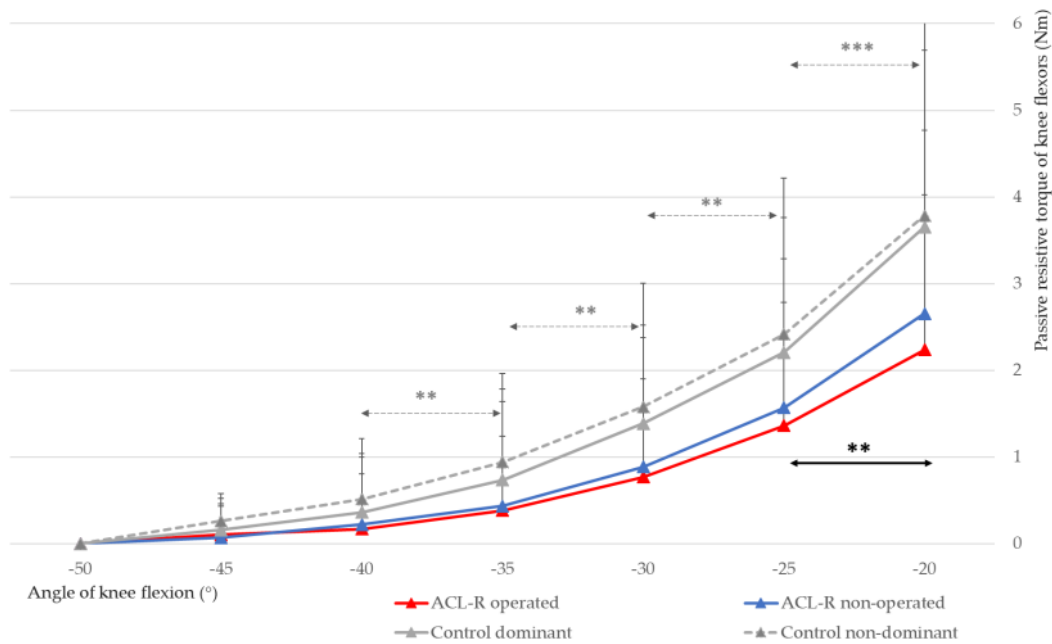


Figure 2. Passive resistive torque of knee flexors among participant in the ACL-R group (n=88) and Control group (n= 44) (a) at 4 months postoperatively and (b) at 8 months postoperatively (grey arrow: between-groups differences, black arrow: inter-limb differences in the ACL-R group, * : p-val < 0.001

At 4 months (Fig.2a), the changes in passive resistive torque was significantly lower on the operated limb than on the non-operated limb ($F= 2.539, P=0.026$), and post-hoc analysis found significant difference from 25° to 20° knee flexion ($P= 0.001$). Between-group analysis showed that the changes in passive angle-torque curve in the operated limb (ACL-R group) were significantly lower than those in the control group ($F= 12.751, P< 0.001$) and post-hoc analysis found significant differences from 50° to 20° of knee extension ($P< 0.001 - 0.022$). Also, the changes in passive angle-torque curve in the non-operated limb (ACL-R group) were significantly lower than those in the control group ($F= 6.323, P= 0.013$) and post-hoc analysis found significant differences from 40° to 20° of knee extension ($P< 0.001 - 0.025$).

At 8 months (Fig.2b), the changes in passive resistive torque was significantly lower on the operated limb than on the non-operated limb ($F= 2.634, P= 0.022$) and post-hoc analysis found significant difference from 25° to 20° knee flexion ($F= 7.661, P= 0.007$). Between-group analysis showed that the changes in the passive angle-torque curve in the operated limb (ACL-R group) were significantly lower than those in the control group ($F= 6.470, P= 0.002$) and post-hoc analysis found significant differences from 40° to 20° of knee extension ($P< 0.001 - 0.012$). Also, the changes in passive angle-torque curve in the non-operated limb (ACL-R group) were significantly lower than those in the control group ($F= 4.225, P= 0.042$) and post-hoc analysis found significant differences from 40° to 20° of knee extension ($P= 0.007 - 0.032$).

In the ACL-group, 15 participants (17.0%) had a KED with a mean 6,67 (3,09) degrees. There was no significant difference in the changes in passive resistive torque between participant with or without knee extension deficit at 4 and 8 months postoperatively ($F= 0.527, P= 0.786$ and $F= 1.287, P= 0.273$, respectively)

Changes in knee flexors stiffness and strength after ACL-R

The data for knee flexors stiffness and strength are presented in Table 2.

At 4 months, $Stiff_{KF}$ was significantly lower on the operated limb than on the non-operated limb ($P< 0.001$), and both limbs were lower than the control group ($P< 0.001$).

At 8 months postoperatively, $Stiff_{KF}$ was still significantly lower on the operated limb compared to the non-operated limb ($P< 0.001$) and to the control group ($P< 0.001$) but the non-operated limb was not significantly different compared the control group ($P= 0.075$).

In the control group, $Stiff_{KF}$ was not significantly different between the right leg and the left leg ($0.23 \pm 0.11 \text{ Nm}^\circ$ vs. $0.22 \pm 0.12 \text{ Nm}^\circ, P= 0.567$)

Knee muscle strength was significantly lower on the operated limb than on the non-operated limb for extensors and flexors at 4 months ($P< 0.001$) and for knee extensors at 8 months ($P< 0.001$). There was no significant difference between knee muscle strength on the non-operated limb in the ACL group and the strength in the Control group.

At the time for considering RTS (8 months) there was a low but significant positive correlation between knee flexor strength and $Stiff_{KF}$ for the operated limb ($r=.281, P= 0.008$) and for the non-operated limb ($r=.342, P=.001$) (Fig.3.).

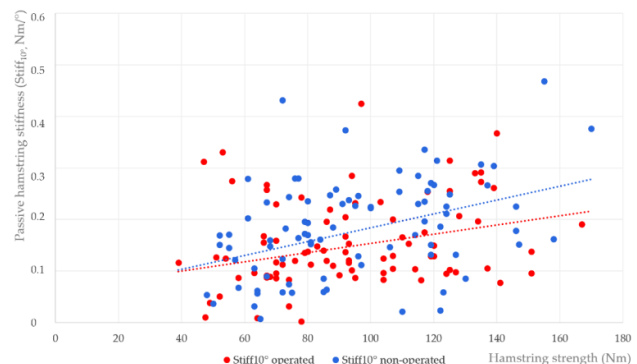


Figure 3. Scatter plot showing the association between knee flexor strength and passive stiffness in the ACL-R group for both operated (red) and non-operated (blue) limbs (n=88)

Table 2. Data (mean [SD]) of isokinetic knee flexors stiffness and knee flexors/extensors peak torques with comparison among groups (n=122, ACL-R group n=88, Controls group n=44).

		ACL-R group (n=88)		interlimb diff.		Control-group (n=44)		interlimb diff.	
		operated	non-operated	Z or t test	p-val	dominant	non-dominant	Z or t test	P
4 MONTHS	Stiffness								
	$Stiff_{KF}$ (Nm/°)	0.12 (0.10) ***	0.15 (0.10) ***	-3.245	<0.001	0.23 (0.11)	0.22 (0.12)	-0.572	0.567
	Strength								
	Extensors (Nm)	107.13 (41.42) ***	175.01 (45.47) ns	16.886	<0.001	177.00 (54.03)	172.43 (50.17)	1.270	0.211
	Flexors (Nm)	81.46 (29.48) **	94.21 (26.52) ns	-6.744	<0.001	99.05 (35.28)	93.34 (33.78)	2.379	0.022
8 MONTHS	Stiffness								
	$Stiff_{KF}$ (Nm/°)	0.15 (0.09) ***	0.18 (0.10) ns	-2.821	<0.001	0.23 (0.11)	0.22 (0.12)	-0.572	0.567
	Strength								
	Extensors (Nm)	132.99 (38.97) ***	175.11 (45.96) ns	13.347	<0.001	177.00 (54.03)	172.43 (50.17)	1.270	0.211
	Flexors (Nm)	92.63 (28.97) ns	94.92 (28.70) ns	-1.405	0.164	99.05 (35.28)	93.34 (33.78)	2.379	0.022

* SD: standard deviation, n: number, P: P-value; Between-groups differences (ACL-R vs Control groups) ns: non significant, *: $P<0.050$, **: $P<0.010$, ***: $P<0.001$

Impact of surgical characteristics on knee flexors stiffness

The values of $Stiff_{KF}$ according to the surgical characteristics are presented in Fig. 4.

At 4 postoperative months, $Stiff_{KF}$ values were significantly greater in participants with delay of ACL-R greater than or equal to 6 months ($n=27$) compared to those with less than 6 months before surgery ($n=61$) (0.14 Nm° vs. 0.11 Nm° , $Z= 2.049$, $P= 0.040$). (Fig.5a). $Stiff_{KF}$ values were not significantly different between the type of graft used, between surgeries with or without combined meniscus repair nor between participants with or without KED.

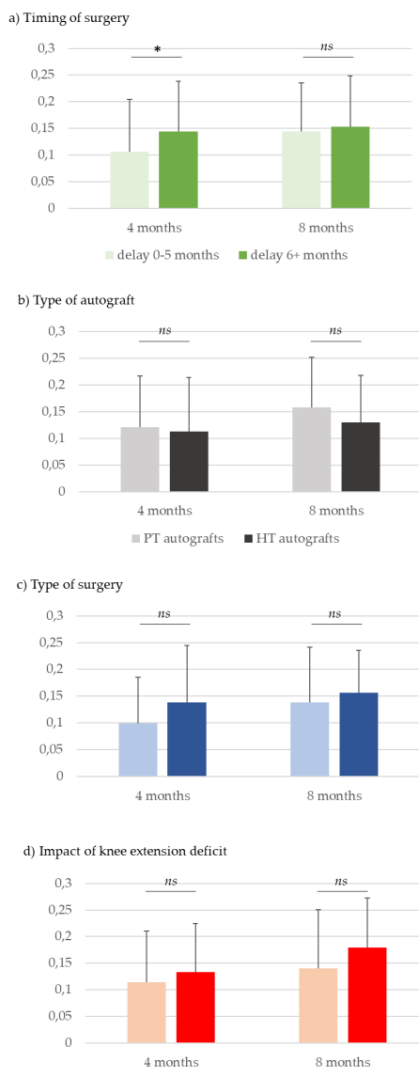


Figure 5. Graphic representation of $Stiff_{KF}$ values (mean [SD]) on the operated limb with comparison according to a) the timing of surgery, b) type of autograft, c) type of surgery and d) impact of knee extension deficit (KED) in the ACL-R group ($n=88$) (Between-subgroups differences ns : non significatif, * : $p\text{-val} < 0.050$; PT: Patellar tendon, HT: hamstring tendon)

DISCUSSION

This study assessed the changes in passive knee flexors stiffness after ACL-R on both operated and non-operated limbs at 4 and 8 months after surgery and compared it to matched healthy controls.

Knee flexors stiffness

Knee flexors stiffness was reduced on the operated limb compared to the non-operated limb after ACL-R at 4 months and 8 months after surgery and comparing healthy controls for both the operated and non-operated limbs. The present findings support the hypothesis that muscular properties, especially dynamic knee flexors stiffness on the operated limb, require sufficient time for recovering symmetrical properties. In addition, the timing of 4 and 8 months postoperatively is of particular interest during the rehabilitation process, because this is the theoretical timing for considering the return to running³³ and return to sport participation³¹, respectively.

Knee flexors stiffness was systematically lower for both operated and non-operated limbs in ACL-R participants compared to the Control group. This difference could be related to muscle deconditioning after ACL rupture and surgery and should draw attention to the reference measurement, which is usually considered the non-operated knee, which may not reflect the patient's preinjury status, as in the measurement of muscle strength³⁴. In addition, the risk of a second injury after ACL-R is ipsilateral graft failure but also contralateral ACL injuries, and this prevention requires focusing particular attention on the muscular recovery of both limbs³⁵.

Knee flexors stiffness promotes dynamic control of anterior tibial translation during extension movement and could be associated with greater stability and safety of the graft. There is no current knowledge on the torque magnitude having meaningful effect on the dynamic control of anterior tibial translation providing greater stability and safety of the graft. However few studies have calculated the relationship between the passive anterior shear force and anterior tibial translation (ATT)^{36,37} and it appears unlikely that the magnitude of differences between the operated and non-operated limb or with the control group could significantly reduce ATT so these results should be interpreted carefully. Nevertheless, it has been suggested that low threshold mechanoreceptor such as the Golgi tendon organs and muscle spindles are sensitive to low magnitude of passive muscle tension^{38,39}. Thus, even a small decrease in muscle passive tension could affect neuromuscular and sensory control after ACL-R which is a crucial to restore dynamic joint stability and function^{40,41}. Indeed, it has been suggested that neuromuscular control in both

knees was not restored to preoperative levels until 1 year after ACLR⁴².

Impact of knee extension deficit on knee flexors stiffness

Knee flexors stiffness did not significantly differ among individuals with or without knee extension deficit. Knee extension deficit is frequent after ACL-R²² and may contribute to adverse long-term outcomes^{21,43}. The pathogenesis of knee extension deficit is multifactorial and hamstring contracture has been hypothesized to be an important contributor to the loss of knee extension and combined with a failure of quadriceps inhibition due to a process called 'arthrogenic muscle inhibition'^{21,44}. Thus, techniques to avoid hamstring contracture have been described to limit knee extension deficit⁴⁵. On the other hand, a previous study found that hyperextension technique during surgery is not effective in preventing knee extension loss after 2 weeks after ACL-R²⁶. The present results corroborated these findings with increased tension along the torque-angle curve corresponding to greater contracture of hamstring muscle or muscle tightness associated with knee extension deficit, but no significant difference in term of muscle stiffness, corresponding to the length-tension relationship of skeletal muscle. Further studies should quantify muscle activation during passive knee extension (e.g. using electromyography) to confirm these hypotheses.

Passive angle-torque curves of knee flexors

The analysis of the passive resistive torque is particularly interesting since we analyzed the difference between the slopes according to the angular sector from 50° to 20° of knee flexion. The passive properties of knee flexors implies viscoelastic behavior, which is a combination of viscous rate dependent properties, and elastic load dependent properties, resulting in a nonlinear and exponential torque-angle curve⁴⁶. The passive tension of the skeletal muscle is mediated by titin- and collagen-based passive stiffness at the intracellular fascicle level but also, and probably predominantly by the extracellular matrix (ECM) at larger scales^{47,48}. In the resting muscle, it has been suggested that the short-range elasticity and tension response to a sudden small stretch is due to a cross-bridge mechanism, which corresponds to the toe region of the stress-strain curve³⁹. Then the curve exhibits quasi linearity behavior where the slope represents the regional elastic properties characterizing muscle stiffness⁴⁸.

At 4 months and 8 months after surgery, the slope of the passive torque-angle curve on the operated limb was decreased compared to the non-operated limb, but only at the most extended joint position from 25° to 20° of knee flexion, corresponding to the final linear portion of the torque-angle curve representing knee flexors stiffness. Notably, this area is the one of maximal

anterior tibial translation when the ACL is loaded to a greater extent⁴⁹ and is the usual area of ACL injury⁵. On the other hand, the slopes of the resistive torque for both the operated and non-operated leg in the ACLR group were lower compared with the control group, but from greater knee flexion. This may be interpreted as a significant difference in the passive resistive torque both in the stretching position and throughout the joint-angle range, which may reflect deconditioning and muscle atrophy of both operated and non-operated limbs after ACL injury and its surgery⁵⁰.

Association between knee flexors strength and stiffness

Our results showed a significant correlation between knee flexor strength and stiffness in the non-operated knee. Interestingly, previous studies also found a positive correlation between skeletal stiffness measured using ultrasound-based shear wave elastography and muscle strength in ACL-R patients¹⁷. This corroborates the classic three-component mechanical model of muscle in which myofilaments are involved in the contractile element of muscle and also in the series of elastic spring-like elements responsible for passive tension, even in relaxed muscle⁵¹. Nevertheless, the low level of correlation indicates that the measurement of peak torque cannot substitute the analysis of the passive resistive torque for assessing passive tension and stiffness of knee muscle, which provides additional information.

Impact of injury and surgery parameters on flexors stiffness

Timing of surgery was associated with hamstring stiffness at 4 months and participants who underwent delayed reconstruction (≥ 6 months) had greater $Stiff_{KF}$ on their operated limb. Given that greater hamstrings stiffness is associated with better knee function in ACL-deficient individuals, it could be hypothesized that patients with increased stiffness were less likely to undergo early surgery⁵². Also, individuals with delayed surgery (≥ 6 months) should have undergone prolonged prehabilitation prior to surgery and could have reduce the decline of postoperative neuromuscular performance⁵³. Finally, type I collagen and type I procollagen-expressing cells are elevated after ACL injury, which can contribute to increased muscle stiffness over time, after ACL injury⁵⁴. The ideal timing of ACL-R remains controversial and is influenced by many factors such as concomitant injuries, knee function, return to sport participation and economic factors^{55,56}. Interestingly, several studies have explored the impact of timing of ACL-R surgery on ACL-R related outcomes and delayed reconstruction was associated with abnormal pre-reconstruction knee laxity⁵⁷, chondral and meniscus injuries^{58,59}, and clinically significant outcomes^{58,60}. There is conflicting results on the impact of the timing of surgery on ACL-R revision with either greater risk in delayed ACL-R⁶⁰ or,

on the contrary, in early ACL-R⁶¹. However, important confounders could influence the interpretation of this results, particularly sport participation as individuals who participate in competitive high risk sports are candidate for early surgery but are also expose to higher rates of graft rupture when returning to high level of sport⁶¹⁻⁶³.

The analysis of subgroups of patients according to the type of surgery have showed no significant difference for hamstring stiffness between HT and PT autograft. However, a previous study have demonstrated variable morphological changes resulting in alterations in muscle-tendon properties of the semitendinosus and gracilis after harvesting^{13,14}. In an animal study, Koh et al. Have demonstrated that the total collagen and type I collagen content in the muscle significantly increased with time after tenotomy⁶⁴. Considering that type I collagen is a fibrillar collagen is composed of thick fibrils and is thought to resist tension and to decrease excursion via increased passive stiffness. Thus, the mechanical impact of tenotomy could be reversed by the change in of muscle ECM. Further, it could be interesting to test the association between morphological changes of hamstring muscles (tendon regeneration, muscle size and length) and knee flexor stiffness after ACL-R.

Our results did not find a significant difference in muscle stiffness between the subgroups according to isolated ACL-R or combined with meniscal surgery but a trend (P=0.079) for greater knee flexors stiffness after meniscus surgery at 4 months postoperatively. At the early stage, post-operative rehabilitation protocols following combined meniscus repair and ACL-R may differ from those after isolated ACL-R, especially including weightbearing and range of motion restrictions associated with meniscal repair recovery⁶⁵. However, previous studies have demonstrated that meniscal treatment did not result in greater deficit in strength after ACL-R^{31,66,67}

Limitations

This study has potential limitations. First, the preoperative status regarding knee flexors stiffness was not known, so we compared ACL-R participants with a healthy control group of age- and sex-matched sports volunteers. It could be hypothesized that the ACL-R group could have more biomechanical predispositions placing them at risk for ACL rupture, including lower hamstring stiffness. Additionally, we have collected the pre-injury level sport participation, but we did not test the impact of the current activity level of the ACL-R participants on knee flexors stiffness at the time of the testing sessions, particularly at 4 months when pivoting sport is still avoided. Further study could test the impact of return to running and return to sport on hamstring stiffness to explore the deconditioning effects due to a reduction in activity level after ACL-R. Also, we did not

use electromyography to measure the muscle activity of the hamstring muscles to ensure passive muscle stretching⁶⁸. However, the use of EMG in such protocols is inconsistent among studies, especially in the sitting position^{24,69}. Finally, we did not control the rehabilitation program nor measure compliance to physical therapy recommendations. However, all participants were prescribed the same amount of physical therapy sessions with the same objectives for post-ACL-R rehabilitation.

CONCLUSION

After ACL-R, knee flexors stiffness was significantly lower on the operated limb compared to the non-operated limb at 4 months and 8 months especially in the most extended position of testing. Also, the values for both the operated and non-operated limbs were lower than those in the control group suggesting an impact of musculoskeletal deconditioning following and ACL-R. There was no significant difference in Stiff_{KF} between participants with or without KED.

Stiff_{KF} was positively correlated with knee flexors strength (P< 0.010), and Stiff_{KF} at 4 months was lower when timing of surgery was < 6 months (P= 0.040). Additional studies are necessary to evaluate the association of stiffness with anterior knee translation measurements, the effective return to sport, and the risk of reinjury of the transplant or contralateral ACL.

REFERENCES

1. Montalvo AM, Schneider DK, Yut L, et al. "What's my risk of sustaining an ACL injury while playing sports?" A systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2019;53(16):1003-1012. doi:10.1136/bjsports-2016-096274
2. Lai CCH, Ardern CL, Feller JA, Webster KE. Eighty-three per cent of elite athletes return to preinjury sport after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review with meta-analysis of return to sport rates, graft rupture rates and performance outcomes. *Br J Sports Med*. 2018;52(2):128-138. doi:10.1136/bjsports-2016-096836
3. Lynch AD, Logerstedt DS, Grindem H, et al. Consensus criteria for defining "successful outcome" after ACL injury and reconstruction: a Delaware-Oslo ACL cohort investigation. *Br J Sports Med*. 2015;49(5):335-342. doi:10.1136/bjsports-2013-092299
4. Marieswaran M, Jain I, Garg B, Sharma V, Kalyanasundaram D. A Review on Biomechanics of Anterior Cruciate Ligament and Materials for Reconstruction. *Appl Bionics Biomech*. 2018;2018. doi:10.1155/2018/4657824
5. Kobayashi H, Kanamura T, Koshida S, et al. Mechanisms of the Anterior Cruciate Ligament Injury in Sports Activities: A Twenty-Year Clinical Research of 1,700 Athletes. *J Sports Sci Med*. 2010;9(4):669-675.
6. Guelich DR, Xu D, Koh JL, Nuber GW, Zhang LQ. Different roles of the medial and lateral hamstrings in unloading the anterior cruciate ligament. *The Knee*. 2016;23(1):97-101. doi:10.1016/j.knee.2015.07.007
7. Opar DA, Serpell BG. Is there a potential relationship between prior hamstring strain injury and increased risk for

- future anterior cruciate ligament injury? *Arch Phys Med Rehabil*. 2014;95(2):401-405. doi:10.1016/j.apmr.2013.07.028
8. Blackburn JT, Norcross MF, Padua DA. Influences of hamstring stiffness and strength on anterior knee joint stability. *Clin Biomech*. 2011;26(3):278-283. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.10.002
 9. Blackburn JT, Norcross MF, Cannon LN, Zinder SM. Hamstrings Stiffness and Landing Biomechanics Linked to Anterior Cruciate Ligament Loading. *J Athl Train*. 2013;48(6):764-772. doi:10.4085/1062-6050-48.4.01
 10. Sherman DA, Rush JL, Glaviano NR, Norte GE. Hamstrings Muscle Morphology After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med Auckl NZ*. 2021;51(8):1733-1750. doi:10.1007/s40279-021-01431-y
 11. Herbawi F, Lozano-Lozano M, Lopez-Garzon M, et al. A Systematic Review and Meta-Analysis of Strength Recovery Measured by Isokinetic Dynamometer Technology after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Quadriceps Tendon Autografts vs. Hamstring Tendon Autografts or Patellar Tendon Autografts. *Int J Environ Res Public Health*. 2022;19(11):6764. doi:10.3390/ijerph19116764
 12. Einarsson E, Thomson A, Sas B, Hansen CI, Gislason M, Whiteley R. Lower medial hamstring activity after ACL reconstruction during running: a cross-sectional study. *BMJ Open Sport Exerc Med*. 2021;7(1):e000875. doi:10.1136/bmjsem-2020-000875
 13. Dhillon MS, Rajnish RK, Dhillon S, Kumar P. Is there significant regeneration of the hamstring tendons after harvest for ACL reconstruction? A systematic review of literature. *J Clin Orthop Trauma*. 2021;16:208-218. doi:10.1016/j.jcot.2021.02.011
 14. Konrath JM, Vertullo CJ, Kennedy BA, Bush HS, Barrett RS, Lloyd DG. Morphologic Characteristics and Strength of the Hamstring Muscles Remain Altered at 2 Years After Use of a Hamstring Tendon Graft in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med*. 2016;44(10):2589-2598. doi:10.1177/0363546516651441
 15. Bryant AL, Pua YH, Clark RA. Morphology of knee extension torque-time curves following anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91(6):1424-1431. doi:10.2106/JBJS.H.01335
 16. Kuszewski MT, Gnat R, Szlachta G, Kaczyńska M, Knapik A. Passive stiffness of the hamstrings and the rectus femoris in persons after an ACL reconstruction. *Phys Sportsmed*. 2019;47(1):91-95. doi:10.1080/00913847.2018.1527171
 17. He X, Huang WY, Leong HT, et al. Decreased passive muscle stiffness of vastus medialis is associated with poorer quadriceps strength and knee function after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Biomech Bristol Avon*. 2021;82:105289. doi:10.1016/j.clinbiomech.2021.105289
 18. Shagawa M, Maruyama S, Sekine C, et al. Knee Laxity in the Menstrual Cycle after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Case Series. *Int J Environ Res Public Health*. 2023;20(3):2277. doi:10.3390/ijerph20032277
 19. Magnusson SP. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scand J Med Sci Sports*. 1998;8(2):65-77. doi:10.1111/j.1600-0838.1998.tb00171.x
 20. Buckthorpe M, Danelon F, La Rosa G, Nanni G, Stride M, Della Villa F. Recommendations for Hamstring Function Recovery After ACL Reconstruction. *Sports Med Auckl NZ*. 2021;51(4):607-624. doi:10.1007/s40279-020-01400-x
 21. Pinto FG, Thauat M, Daggett M, et al. Hamstring Contracture After ACL Reconstruction Is Associated With an Increased Risk of Cyclops Syndrome. *Orthop J Sports Med*. 2017;5(1). doi:10.1177/2325967116684121
 22. Scholes C, Ektas N, Harrison-Brown M, et al. Persistent knee extension deficits are common after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. Published online January 27, 2023. doi:10.1007/s00167-022-07299-3
 23. Iwata M, Yamamoto A, Matsuo S, et al. Dynamic Stretching Has Sustained Effects on Range of Motion and Passive Stiffness of the Hamstring Muscles. *J Sports Sci Med*. 2019;18(1):13-20.
 24. Moltubakk MM, Eriksrud O, Paulsen G, Seynnes OR, Bojsen-Møller J. Hamstrings functional properties in athletes with high musculo-skeletal flexibility. *Scand J Med Sci Sports*. 2016;26(6):659-665. doi:10.1111/sms.12488
 25. Gogia PP, Braatz JH, Rose SJ, Norton BJ. Reliability and validity of goniometric measurements at the knee. *Phys Ther*. 1987;67(2):192-195. doi:10.1093/ptj/67.2.192
 26. Yazdi H, Moradi A, Sanaie A, Ghadi A. Does the hyperextension maneuver prevent knee extension loss after arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction? *J Orthop Traumatol Off J Ital Soc Orthop Traumatol*. 2016;17(4):327-331. doi:10.1007/s10195-016-0408-9
 27. Maffiuletti NA, Bizzini M, Desbrosses K, Babault N, Munzinger U. Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2007;27(6):346-353. doi:10.1111/j.1475-097X.2007.00758.x
 28. van Melick N, Meddeler BM, Hoogboom TJ, Nijhuis-van der Sanden MWG, van Cingel REH. How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PLoS ONE*. 2017;12(12):e0189876. doi:10.1371/journal.pone.0189876
 29. Anderson DE, Nussbaum MA, Madigan ML. A new method for gravity correction of dynamometer data and determining passive elastic moments at the joint. *J Biomech*. 2010;43(6):1220-1223. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.11.036
 30. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med*. 2016;15(2):155-163. doi:10.1016/j.jcm.2016.02.012
 31. Drigny J, Ferrandez C, Gauthier A, et al. Knee strength symmetry at 4 months is associated with criteria and rates of return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. *Ann Phys Rehabil Med*. Published online February 12, 2022:101646. doi:10.1016/j.rehab.2022.101646
 32. Hinkle DE, Wiersma W, Jurs SG. *Applied Statistics for the Behavioral Sciences*. 5th ed. Houghton Mifflin ; [Hi Marketing] (distributor); 2003. Accessed August 26, 2022. <http://catalog.hathitrust.org/api/volumes/oclc/50716608.html>
 33. Dauty M, Edouard P, Menu P, Mesland O, Fouasson-Chailloux A. Isokinetic quadriceps symmetry helps in the decision to return to running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Ann Phys Rehabil Med*. 2022;65(4):101543. doi:10.1016/j.rehab.2021.101543
 34. Chung KS, Ha JK, Yeom CH, et al. Are Muscle Strength and Function of the Uninjured Lower Limb Weakened After Anterior Cruciate Ligament Injury? Two-Year Follow-up After Reconstruction. *Am J Sports Med*. 2015;43(12):3013-3021. doi:10.1177/0363546515606126
 35. Paterno MV, Rauh MJ, Schmitt LC, Ford KR, Hewett TE. Incidence of Second ACL Injuries 2 Years After Primary ACL Reconstruction and Return to Sport. *Am J Sports Med*. 2014;42(7):1567-1573. doi:10.1177/0363546514530088
 36. Csapo R, Hosp S, Folie R, Eberle R, Hasler M, Nachbauer W. Elastic Knee Sleeves Limit Anterior Tibial Translation in Healthy Females. *J Sports Sci Med*. 2016;15(1):206-207.

37. Imhauser C, Mauro C, Choi D, et al. Abnormal tibiofemoral contact stress and its association with altered kinematics following center-center ACL reconstruction: an in vitro study. *Am J Sports Med.* 2013;41(4):815-825. doi:10.1177/0363546512475205
38. Macefield VG. Physiological characteristics of low-threshold mechanoreceptors in joints, muscle and skin in human subjects. *Clin Exp Pharmacol Physiol.* 2005;32(1-2):135-144. doi:10.1111/j.1440-1681.2005.04143.x
39. Proske U, Gregory JE. Signalling properties of muscle spindles and tendon organs. *Adv Exp Med Biol.* 2002;508:5-12. doi:10.1007/978-1-4615-0713-0_1
40. Busch A, Blasimann A, Mayer F, Baur H. Alterations in sensorimotor function after ACL reconstruction during active joint position sense testing. A systematic review. *PLoS ONE.* 2021;16(6):e0253503. doi:10.1371/journal.pone.0253503
41. Rice D, Lewis G, McNair P. Impaired Regulation of Submaximal Force after ACL Reconstruction: Role of Muscle Spindles. *Int J Sports Med.* 2021;42(6):550-558. doi:10.1055/a-1292-4461
42. Lee JH, Han SB, Park JH, Choi JH, Suh DK, Jang KM. Impaired neuromuscular control up to postoperative 1 year in operated and nonoperated knees after anterior cruciate ligament reconstruction. *Medicine (Baltimore).* 2019;98(15):e15124. doi:10.1097/MD.00000000000015124
43. Shelbourne KD, Urch SE, Gray T, Freeman H. Loss of normal knee motion after anterior cruciate ligament reconstruction is associated with radiographic arthritic changes after surgery. *Am J Sports Med.* 2012;40(1):108-113. doi:10.1177/0363546511423639
44. Rice DA, McNair PJ. Quadriceps arthrogenic muscle inhibition: neural mechanisms and treatment perspectives. *Semin Arthritis Rheum.* 2010;40(3):250-266. doi:10.1016/j.semarthrit.2009.10.001
45. Delaloye JR, Murar J, Sánchez MG, et al. How to Rapidly Abolish Knee Extension Deficit After Injury or Surgery: A Practice-Changing Video Pearl From the Scientific Anterior Cruciate Ligament Network International (SANTI) Study Group. *Arthrosc Tech.* 2018;7(6):e601-e605. doi:10.1016/j.eats.2018.02.006
46. Magnusson SP, Aagaard P, Simonsen EB, Bojsen-Møller F. Passive tensile stress and energy of the human hamstring muscles in vivo. *Scand J Med Sci Sports.* 2000;10(6):351-359. doi:10.1034/j.1600-0838.2000.010006351.x
47. Marcucci L, Bondi M, Randazzo G, Reggiani C, Natali AN, Pavan PG. Fibre and extracellular matrix contributions to passive forces in human skeletal muscles: An experimental based constitutive law for numerical modelling of the passive element in the classical Hill-type three element model. *PLoS One.* 2019;14(11):e0224232. doi:10.1371/journal.pone.0224232
48. Lieber RL, Binder-Markey B. Biochemical and Structural Basis of the Passive Mechanical Properties of Whole Skeletal Muscle. *J Physiol.* 2021;599(16):3809-3823. doi:10.1113/JP280867
49. Domnick C, Raschke MJ, Herbolt M. Biomechanics of the anterior cruciate ligament: Physiology, rupture and reconstruction techniques. *World J Orthop.* 2016;7(2):82-93. doi:10.5312/wjo.v7.i2.82
50. Lepley LK, Davi SM, Burland JP, Lepley AS. Muscle Atrophy After ACL Injury: Implications for Clinical Practice. *Sports Health.* 2020;12(6):579-586. doi:10.1177/1941738120944256
51. Shorten MR. Muscle Elasticity and Human Performance. *Curr Res Sports Biomech.* 1987;25:1-18. doi:10.1159/000414393
52. McNair PJ, Wood GA, Marshall RN. Stiffness of the hamstring muscles and its relationship to function in anterior cruciate ligament deficient individuals. *Clin Biomech Bristol Avon.* 1992;7(3):131-137. doi:10.1016/0268-0033(92)90027-2
53. Giesche F, Niederer D, Banzer W, Vogt L. Evidence for the effects of prehabilitation before ACL-reconstruction on return to sport-related and self-reported knee function: A systematic review. *PLoS ONE.* 2020;15(10):e0240192. doi:10.1371/journal.pone.0240192
54. Peck BD, Brightwell CR, Johnson DL, Ireland ML, Noehren B, Fry CS. Anterior Cruciate Ligament Tear Promotes Skeletal Muscle Myostatin Expression, Fibrogenic Cell Expansion, and a Decline in Muscle Quality. *Am J Sports Med.* 2019;47(6):1385-1395. doi:10.1177/0363546519832864
55. Evans S, Shaginaw J, Bartolozzi A. ACL RECONSTRUCTION - IT'S ALL ABOUT TIMING. *Int J Sports Phys Ther.* 2014;9(2):268-273.
56. Shen X, Liu T, Xu S, et al. Optimal Timing of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Patients With Anterior Cruciate Ligament Tear: A Systematic Review and Meta-analysis. *JAMA Netw Open.* 2022;5(11):e2242742. doi:10.1001/jamanetworkopen.2022.42742
57. Cristiani R, Janarv PM, Engström B, Edman G, Forssblad M, Stålmán A. Delayed Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Increases the Risk of Abnormal Prerectus Laxity, Cartilage, and Medial Meniscus Injuries. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg.* 2021;37(4):1214-1220. doi:10.1016/j.arthro.2020.11.030
58. Kim SH, Han SJ, Park YB, Kim DH, Lee HJ, Pujol N. A systematic review comparing the results of early vs delayed ligament surgeries in single anterior cruciate ligament and multiligament knee injuries. *Knee Surg Relat Res.* 2021;33(1):1. doi:10.1186/s43019-020-00086-9
59. Prodromidis AD, Drosatou C, Mourikas A, Sutton PM, Charalambous CP. Relationship Between Timing of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Chondral Injuries: A Systematic Review and Meta-analysis. *Am J Sports Med.* Published online September 15, 2021:03635465211036141. doi:10.1177/03635465211036141
60. Forsythe B, Lu Y, Agarwalla A, et al. Delaying ACL reconstruction beyond 6 months from injury impacts likelihood for clinically significant outcome improvement. *The Knee.* 2021;33:290-297. doi:10.1016/j.knee.2021.10.010
61. Cristiani R, Forssblad M, Edman G, Eriksson K, Stålmán A. Age, time from injury to surgery and quadriceps strength affect the risk of revision surgery after primary ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* 2021;29(12):4154-4162. doi:10.1007/s00167-021-06517-8
62. Andernord D, Björnsson H, Petzold M, et al. Surgical Predictors of Early Revision Surgery After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Results From the Swedish National Knee Ligament Register on 13,102 Patients. *Am J Sports Med.* 2014;42(7):1574-1582. doi:10.1177/0363546514531396
63. Wiggins AJ, Grandhi RK, Schneider DK, Stanfield D, Webster KE, Myer GD. Risk of Secondary Injury in Younger Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-analysis. *Am J Sports Med.* 2016;44(7):1861-1876. doi:10.1177/0363546515621554
64. Koh IH, Kang HJ, Oh WT, Hong JJ, Choi YR. Correlation between change in muscle excursion and collagen content after tendon rupture and delayed repair. *J Orthop Surg.* 2017;12:15. doi:10.1186/s13018-017-0518-y
65. O'Donnell K, Freedman KB, Tjoumakaris FP. Rehabilitation Protocols After Isolated Meniscal Repair: A Systematic Review. *Am J Sports Med.* 2017;45(7):1687-1697. doi:10.1177/0363546516667578
66. Casp AJ, Bodkin SG, Gwathmey FW, et al. Effect of Meniscal Treatment on Functional Outcomes 6 Months After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthop J Sports*

Med. 2021;9(10):23259671211031281.

doi:10.1177/23259671211031281

67. Mesnard G, Fournier G, Joseph L, Shatrov JG, Lustig S, Servien E. Does meniscal repair impact muscle strength following ACL reconstruction? *SICOT-J.* 2022;8:16.

doi:10.1051/sicotj/2022016

68. Nordez A, Cornu C, McNair P. Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles

calculated using different mathematical models. *Clin Biomech Bristol Avon.* 2006;21(7):755-760.

doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.03.005

69. Hatano G, Suzuki S, Matsuo S, et al. Hamstring Stiffness Returns More Rapidly After Static Stretching Than Range of Motion, Stretch Tolerance, and Isometric Peak Torque. *J Sport Rehabil.* 2019;28(4):325-331. doi:10.1123/jsr.2017-0203

14.6 ÉTUDE 8: INFLUENCE OF KNEE PROPRICEPTION ON FUNCTIONAL LOWER-LIMB SYMMETRY IN HEALTHY INDIVIDUALS

14.6.1 Résumé

Contexte : L'évaluation clinique du genou comprend à la fois l'analyse instrumentale analytique des différentes capacités physiques mais aussi l'évaluation fonctionnelle qui est considérée plus écologique. Les Hop Tests sont les tests fonctionnels les plus utilisés, notamment dans le suivi après R-LCA et correspondant à des sauts monopodaux isolés ou successifs. Le principal paramètre utilisé pour évaluer l'équilibre fonctionnel est l'indice de symétrie comparant la performance du membre non-dominant au membre dominant ou bien le membre lésé/opéré au membre sain dans un contexte de blessure. Cependant les capacités physiques associées à la symétrie fonctionnelle lors des Hop Tests restent incertaines. L'évaluation isocinétique permet la mesure fiable de la force musculaire mais permet aussi l'étude de la proprioception et notamment la kinesthésie à travers la mesure du seuil de détection du mouvement (TDPM en degrés) mais aussi la statesthésie à travers le sens de position articulaire (JPS, en degrés).

L'objectif principal de cette étude est de tester l'association entre la performance et la symétrie fonctionnelle sur les Hop Tests avec les paramètres isocinétiques de force et de proprioception dans une population de jeunes adultes sains physiquement actifs.

Méthode : Cette étude a été réalisée dans le service de médecine du sport au CHU de CAEN pendant la période de novembre 2019 à mai 2020. Un comité éthique a donné un avis favorable pour l'étude (CPP d'Ile de France XI CPP 19046-52621). La population correspondait aux individus physiquement actifs et sportifs homme et femmes, âgés entre 18 et 50 ans. Les critères de non-inclusions étaient : les femmes enceintes ou allaitantes, les antécédents de traumatisme ou de chirurgie sur un des genoux, les antécédents neurologiques ou vestibulaires et la prise de traitement altérant la vigilance. Lors de leur visite dans le service de médecine du sport, les participants devaient remplir questionnaire avec les données socio-démographiques et les caractéristiques de pratique sportives. Le côté dominant était systématiquement évalué grâce à un questionnaire de latéralité. L'évaluation a été réalisée dans le service de médecine du sport du CHU de Caen par le même opérateur. La batterie de tests comprenait dans un premier temps les tests fonctionnels, Hop Tests, comprenant le Hop Test simple, le triple Hop Test et le Hop Test croisé. Ensuite, les participants avaient une évaluation isocinétique avec des tests proprioceptifs

de repositionnement passif et actif (JPS, en degrés), ainsi que le seuil de détection du mouvement (TDPM en degrés) puis l'évaluation de la force musculaire. Les deux jambes étaient testées dans un ordre aléatoire

Hop Tests

Le simple saut (SS, SLH dans l'article) consistait à effectuer un saut vers l'avant sur une jambe. Pour le triple saut (TS, TH dans l'article), le patient enchainait 3 sauts consécutifs. Pour le triple saut croisé (TSC, COH dans l'article), le patient devait effectuer un enchainement de 3 sauts consécutifs en croisant une bande de 15 centimètres de largeur à chaque saut (Figure 49). Les participants devaient réaliser 2 essais pour chaque test, et les mesures du test étaient prises si toutes les conditions de réalisation de la tâche et de stabilité de la réception étaient validées (W. T. Davies et al., 2020b). La moyenne des 2 sauts pour chaque test était calculée ainsi que la meilleure valeur. On calculait alors l'indice de symétrie (LSI) et un indice supérieur à 90% était considéré comme adéquat chez le sujet sain, comme après une R-LCA (W. T. Davies et al., 2020b; Greenberg et al., 2020). Chez le sujet sain, la reproductibilité de ce test est très bonne avec un coefficient de corrélation intra-classe (ICC) entre 0.92 et 0.96 (Alexandre Rambaud, Astrid Chazal, Stéphane Moret, Pascal Edouard, 2015).

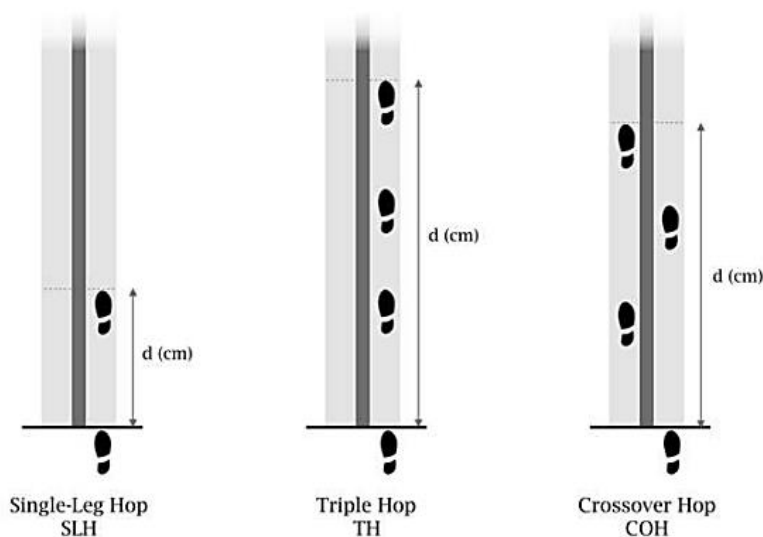


Figure 49 Illustration des 3 tests de sauts monopodaux ou Hop tests

Les tests isocinétiques évaluant la proprioception du genou et la force musculaire des muscles extenseurs et fléchisseurs du genou ont été réalisés conformément au protocole décrit en méthodologie commune. Pour la proprioception, le JPS1, le JPS2 et le TDPM était effectués et

l'erreur absolue (AE dans l'article) était mesurée pour chaque test. La symétrie était calculée comme la différence entre l'erreur absolue des membres non-dominant et dominant ($AE_{diff} = AE_{non-dom} - AE_{dom}$) pour les meilleures mesures (AE la plus faible sur les 2 répétitions). Pour la force musculaire, le MFM des extenseurs et fléchisseurs du genou à 60 et 240°/s était collecté et l'indice de symétrie était calculé et considéré adéquat si LSI > 90% (Steidl-Müller et al., 2018).

Résultats : 20 individus sains (homme/femme : 10/10; âge= 26.5 ± 4.1 ans; taille= 174.2 ± 8.4 cm; masse corporelle= 67.2 ± 10.4 kg; dominance droite= 85%, sport en compétition= 60%) ont été inclus. Ils pratiquaient une activité sportive hebdomadaire comprise entre 2 à 8 heures, excepté une personne qui avait une pratique occasionnelle. Pour les tests fonctionnels, les performances aux tests TS ($p = .011$) et TSC ($p = .032$) étaient significativement meilleures sur le membre dominant par rapport au membre non-dominant. En ce qui concerne la kinesthésie, le TDPM était significativement plus élevé sur le membre non-dominant ($p = .019$). En ce qui concerne la force, seuls les extenseurs à 60°/s ($p = .006$) étaient plus faibles sur le membre non-dominant (en comparaison avec le membre dominant).

Les résultats principaux correspondent aux corrélations entre les tests fonctionnels et les paramètres isocinétiques. Les corrélations entre les performances réalisées lors des tests fonctionnels (distance) et les paramètres de force (MFM) et de proprioception (AE), sont présentés dans le Tableau 12a. Les MFM des extenseurs à 60 et 240°·s⁻¹ ($p < .001$) et le MFM des fléchisseurs à 240°·s⁻¹ ($p < .050$) étaient associés à de meilleures performances aux Hop-tests, pour l'ensemble des tests.

Les corrélations entre la symétrie fonctionnelle (indice de symétrie des Hop-tests) et la symétrie des paramètres de force (indice de symétrie des MFM) et de proprioception (AE_{diff}), sont présentés dans le Tableau 12b. Les valeurs de AE_{diff} pour le JPS1 étaient négativement corrélées avec tous les indices de symétrie des Hop-tests ($p < .001$), et les valeurs AE_{diff} pour le JPS2 étaient négativement corrélées avec les indices de symétrie du SS ($p < .050$) et du TSC ($p = .050$). Les analyses des courbes ROC ont montré que le JPS1 avait une capacité prédictive significative pour distinguer les individus ayant un LSI < 90 % pour au moins un Hop-test (AUC = .879, CI95 % : .726-1.000, $p = .004$). Ainsi, les individus ayant une plus mauvaise statesthésie au test JPS1 sur la jambe non-dominante par rapport à la jambe dominante avaient un risque 2,7 fois plus élevé d'avoir un LSI < 90 % pour au moins un Hop-test.

Tableau 12 Analyse des corrélations entre a) les performances aux tests de saut et les tests de force isocinétique et de proprioception et b) la symétrie lors des tests de saut et les tests de force isocinétique et de proprioception (n=20, 40 jambes).

a) Performance

		SLH (dist/height, m)	TH (dist/height, m)	COH (dist/height, m)
Proprioception/Kinesthesia				
JPS 1 (°)	Pearson's r	-.07	.00	.18
	<i>p</i> -value	.664	.985	.254
JPS 2 (°)	Pearson's r	.07	.11	.00
	<i>p</i> -value	.682	.510	.990
TDPM (°)	Pearson's r	-.11	-.26	-.23
	<i>p</i> -value	.515	.104	.162
Strength				
ext 60°.s-1 (N·m.kg ⁻¹)	Pearson's r	.65 **	.58 **	.56 **
	<i>p</i> -value	<.001	<.001	<.001
flex 60°.s-1 (N·m.kg ⁻¹)	Pearson's r	.31	.19	.22
	<i>p</i> -value	.052	.229	.169
ext 240°.s-1 (N·m.kg ⁻¹)	Pearson's r	.70 **	.69 **	.66 **
	<i>p</i> -value	<.001	<.001	<.001
flex 240°.s-1 (N·m.kg ⁻¹)	Pearson's r	.35 *	.35 *	.33 *
	<i>p</i> -value	.029	.026	.037

b) Symmetry

		SLH (LSI, %)	TH (LSI, %)	COH (LSI, %)
Proprioception/Kinesthesia				
JPS 1 (AE _{diff} , °)	Pearson's r	-.53 *	-.49 *	-.70 **
	<i>p</i> -value	.017	.048	.001
JPS 2 (AE _{diff} , °)	Pearson's r	-.46 *	-.37	-.44 *
	<i>p</i> -value	.040	.076	.050
TDPM (AE _{diff} , °)	Pearson's r	-.15	-.23	-.21
	<i>p</i> -value	.533	.278	.375
Strength				
ext 60°.s-1 (LSI, %)	Pearson's r	.26	.08	.13
	<i>p</i> -value	.276	.423	.579
flex 60°.s-1 (LSI, %)	Pearson's r	.18	.02	.04
	<i>p</i> -value	.451	.928	.864
ext 240°.s-1 (LSI, %)	Pearson's r	.14	.15	.15
	<i>p</i> -value	.545	.547	.526
flex 240°.s-1 (LSI, %)	Pearson's r	.13	.16	.13
	<i>p</i> -value	.594	.268	.597

Note: JPS: joint position sense; TDPM: threshold to detection of a passive motion; AE_{diff}: between-limb absolute difference; ext: knee extensor muscles; flex: knee flexor muscles; SLH: single hop test; TH: triple hop test; COH: crossover hop test; LSI: limb symmetry index

p-value: *: $p \leq .050$, **: $p \leq .001$

Discussion : Les principales conclusions indiquent que les performances aux tests fonctionnels, et spécifiquement les Hop-tests, étaient associées à la force musculaire, tandis que la symétrie fonctionnelle lors de ces tests était associée à la symétrie de la proprioception de l'articulation du genou, en particulier de la statesthésie.

Concernant l'impact de la force musculaire sur les performances fonctionnelles, des études précédentes ont montré des résultats similaires chez des individus en bonne santé (English et al., 2006; Vassis et al., 2020) et après une reconstruction du ligament croisé antérieur (Sueyoshi et al., 2017). Aussi, les performances aux Hop-tests TS et TSC étaient meilleures sur le membre dominant par rapport aux membres non dominants, ce qui confirme que la dominance d'un membre a un impact sur les performances fonctionnelles (P. A. Jones & Bampouras, 2010; McGrath et al., 2016).

Le résultat le plus original et significatif de cette étude est que la symétrie de statesthésie était associée à la symétrie fonctionnelle lors des Hop-tests. En effet, les Hop-tests impliquent des séquences motrices complexes, notamment sur les tests de sauts successifs (TS et TSC) pour lesquelles une meilleure proprioception du genou est liée à une meilleure stabilité articulaire fonctionnelle (T. Nagai et al., 2013). D'autres paramètres pourraient être analysés pour évaluer la cinématique de l'atterrissage, tels que l'angle de flexion du genou au contact initial et sur phase de réception mais aussi la stabilité dans le plan frontal par l'étude du valgus/varus.

De plus, lorsque les individus avaient une proprioception moins bonne sur la jambe non dominante, ils avaient 2,7 fois plus de risques d'avoir un LSI < 90 % lors des Hop-tests. Des études ont démontré une latéralisation de l'hémisphère cérébral pour la proprioception, avec une meilleure capacité proprioceptive pour le genou non dominant par rapport au genou dominant, en particulier chez les individus dominants du côté droit, ce qui indique que la latéralisation de l'hémisphère peut avoir des implications significatives pour le contrôle moteur (Strong et al., 2023).

Jusqu'à présent, l'asymétrie lors des tests de saut était principalement considérée comme une faible performance sur la jambe non dominante ou blessée et interprétée comme un déficit de force sur la jambe concernée (Schmitt et al., 2012), mais il a été suggéré que d'autres facteurs pourraient expliquer la symétrie fonctionnelle lors des Hop-tests (W. T. Davies et al., 2020b). Les résultats de cette étude aideront à mieux analyser et interpréter les performances et la symétrie lors des Hop-tests qui est une évaluation fonctionnelle largement utilisée dans la prévention primaire et secondaire des blessures du genou.

14.6.2 Article soumis

Influence of knee proprioception on functional lower-limb symmetry in healthy individuals

Joffrey Drigny MD, MSc^{1,2,3}, Marine Rolland MD¹ and Antoine Gauthier PhD²

1 Normandie Univ, UNICAEN, Service de Médecine du Sport, CHU de Caen Normandie, Caen, France

2 UNICAEN, INSERM, COMETE, GIP CYCERON, Caen, France

3 Normandie Univ, UNICAEN, Service de Médecine Physique et de Réadaptation, CHU de Caen Normandie, Caen, France

Abstract

Background: Among functional testing, single-leg hop tests are commonly used to assess athletic performance and aid in the decision to return to sport, but the factors influencing functional performance and symmetry remain uncertain.

Research question: This study aimed to test the association between functional lower-limb asymmetries of hop test performance and isokinetic strength and proprioception of the knee in healthy active individuals.

Methods: Twenty young adults (26.5 ±4.1 years, 85% right-side-dominant) were included. The single hop test (SLH), triple hop test (TH) and crossover hop test (COH) for distance were measured for both legs. The limb symmetry index (LSI) was calculated as non-dominant:dominant *100% and values >90% were considered adequate. Knee isokinetic test was assessed in the sitting position for both legs. Strength was measured at 60°·s⁻¹ and 240°·s⁻¹ in the concentric mode. For assessing knee proprioception, the joint position sense (JPS) and the threshold to detection of a passive motion (TDPM) were measured. The absolute error (AE, °) between targeted and reproduced angle and between-limb difference (AE_{diff}) were calculated.

Results: Performance on hop tests was greater on the dominant leg, relative to the non-dominant leg, for TH and COH tests ($p < .050$). Performance on all hop tests was associated with extensor ($p < .001$) and flexor peak torques ($p < .050$). Interestingly, asymmetries of hop test performance were associated with AE_{diff} for the for all conditions ($p < .050$), but not with strength asymmetry. Further, individuals with a worst AE for JPS on the non-dominant leg compared to the dominant leg had a 2.7-fold higher risk (risk ratio = 2.667) of having LSI < 90% for, at least, one hop test.

Significance: This study provides new insight in the interpretation of hop tests demonstrating the impact of knee joint position sense on functional lower-limb symmetry.

Key words Functional test, Hop testing, Movement system, Joint position sense.

Highlights

- The factors underlying hop tests performance and symmetry remain uncertain.
- Participants had greater hopping performance on their dominant leg.
- Knee muscle strength was associated with hopping performance.
- Symmetry of position sense was associated with hop tests symmetry.
- Worst proprioception on non-dominant leg raised functional asymmetry odds.

INTRODUCTION

The single-leg hop for distance tests (hop tests) are common and reliable evaluations to assess the functional status of athletes¹. Hop tests have been described to assess overall balance ability which is related to different physical capacities such as strength, neuromuscular control and proprioception². These tests have been largely used to assess lower limb performance and between-limb symmetry as decision criterion for return to sport after lower limb injury, especially after anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR)^{1,3}. A recent systematic review with meta-analysis has found higher odd of return-to-sport, better self-reported symptoms and function and reduced odds of knee osteoarthritis at a minimum 5 years after ACLR⁴. Also, hop tests symmetry has potential use in injury prevention to identify athletes at risk for a low back or lower limb injuries⁵. Thus, a better understanding of the factors contributing to hop performance would help clinicians identify potential deficiencies.

Beside of functional tests, isokinetic testing of the knee joint is the gold standard for measuring knee flexor-extensor strength and has been validated for assessing muscular symmetry in injured and healthy athletes^{6,7}. Also, it has shown promising psychometric abilities to investigate of proprioception of the knee joint by measuring kinesthesia and joint position sense⁸. Previous studies have investigated the association between hop tests performance and knee strength and found that decreased muscle strength, passive muscle stiffness, and muscle activation of the quadriceps and hamstrings were associated with poorer single-leg hop performance^{1,9}. Gokeler et al. performed a systematic review assessing the clinical relevance of proprioceptive deficits after ACL injury and concluded that the correlation between hop tests and proprioception cannot be established¹⁰. However, specific knowledge is lacking about the factors associated with hop tests symmetry, that is most commonly used in clinical practice¹¹. Moreover, most of articles have included injured participants, and a better identification of the factors influencing hop tests symmetry in healthy individuals would help understanding the underlying mechanisms contributing to functional symmetry. Indeed, a systematic review exploring the impact of limb dominance during

functional tasks have described a noticeable trend towards increased distance on the dominant leg relative to the non-dominant leg during hopping tasks, but the impact of limb dominance on hop tests performance and symmetry is still uncertain ¹².

This study aimed to evaluate the association between functional single-leg hop testing and isokinetic assessment of strength and proprioception in both performance and limb symmetry in healthy athletes. We hypothesized that hop tests performance would be associated with strength whereas hop tests asymmetry could be associated with proprioception.

METHODS

This was a cross-sectional study among healthy individuals. All subjects provided written informed consent in accordance with the Declaration of Helsinki. This study was approved by an independent ethics committee for research (Comité de Protection des Personnes, Ile de France XI, 19046-52621) and registered with Clinical Trials (NCT04885725).

Participants: Participants were recruited from the university community. Inclusion criteria were physically active adults aged 18–45 years. Participants were excluded if they had a current or recent lower limb injury with time loss from sport participation, if they declared previous severe knee injury (*e.g.* Severe ligament tear, knee fracture) or those taking medications with potential balance/coordination side effects.

Procedures: Participants had one visit and underwent the functional tests and the isokinetic tests as described below. The dominant limb was defined using was assessed using a self-report questionnaire on lateral preference for footedness. For all tests, both dominant and non-dominant leg were tested in a randomized order. Hop tests were single-leg horizontal tests for distance. Hop tests were single-leg horizontal tests for distance, we used the single hop test (SLH), triple hop test (TH) and crossover hop test (COH) for distance ¹. A 6-m long, 15-cm-wide line was marked on the floor and a standard tape measure was fixed to the ground, perpendicular to the starting line of the test (Figure 1).

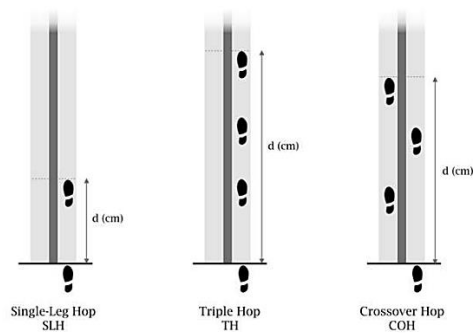


Figure 1: Diagrammatic representation of the 3 hop tests used to determine functional performance and symmetry. Legend: d: distance

Subjects had familiarization trials and then, performed 2 trials being measured (landing on the same leg and maintained stable for three seconds), and the best trial was collected for performance. Performance (distance, d) was measured, and distance normalized by body height were calculated as $d_{norm} = d \text{ (cm)} / \text{height (cm)}$ ¹. The limb symmetry index (LSI) was calculated as non-dominant/dominant *100% and a LSI > 90% was considered adequate for limb symmetry in healthy individuals ¹³.

The knee isokinetic test was performed using an isokinetic Con-Trex® isokinetic dynamometer (Con-Trex MJ; CMV AG, Dübendorf, Switzerland) in the sitting position. All participants had a familiarization set of submaximal repetitions for all conditions.

For strength assessment, data were collected from a first set of 4 maximal repetitions of knee extensors/flexors movements in the concentric mode at $60^\circ \cdot s^{-1}$ and $240^\circ \cdot s^{-1}$ in the concentric mode with constant verbal stimulation. The limb symmetry index (LSI) was calculated as non-dominant/dominant *100%, and > 90% is used to determine readiness to return to sports ³ and is considered as adequate in elite athletes ¹⁴

For proprioception, the awareness of joint position was measured with the joint position sense (JPS) and kinesthesia was measured with the threshold to detection of a passive motion (TDPM) ⁸. For both evaluations, all participants wore eye masks during the testing to prevent visual input (Figure 2).

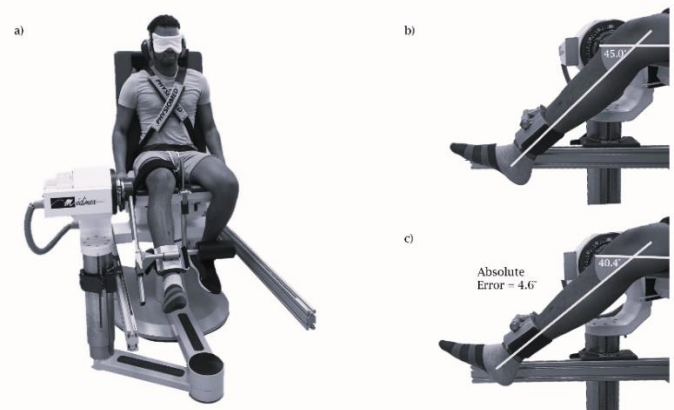


Figure 2: a) Participant position and testing setup for knee joint position sense (JPS) measurement using the isokinetic dynamometer with b) true target angle and c) reproduced angle.

For measuring the JPS, we placed the joint at a specific target angle of 45° knee flexion and then, after the limb has been moved back to the starting position at 90° knee flexion the subject was asked to passively

reproduce the target angle. For the JPS1, the limb was passively moved at a slow speed of $2^{\circ}\cdot s^{-1}$, and the participant was asked to press the stop switch button at the reproduced angle. For the JPS2, the participant controlled the movement of the limb, using the flexion/extension switch remote controller, and he was asked to position the limb at the reproduced angle. Subjects had familiarization trials and, then, performed 2 trials being measured, and the best trial was collected for performance. The absolute error (AE, $^{\circ}$) was calculated as the difference between the true target angle and the reproduced angle with higher values indicating poorer proprioceptive sense¹⁵. For measuring the TDPM, the participant knee was positioned at 90° knee flexion and then the joint was passively moved in knee extension at a very slow isokinetic speed of $0.2^{\circ}\cdot s^{-1}$. Participants were asked to use the stop switch button as soon as they detected a knee movement, and the difference between the original and the final position was calculated as the AE with higher values indicating poorer kinesthesia sense. Subjects had familiarization trials and, then, performed 2 trials being measured, and the best trial was collected for performance. For both JPS1, JPS2 and TDPM, between-limb absolute difference was calculated as $AE_{diff} = AE_{non-dom} - AE_{dom}$.

Statistical analysis: The mean and standard deviation (mean \pm SD) were calculated for continuous variables. The Shapiro-Wilk test was used to test the normality of the data. A paired t-test was used to assess the difference between the dominant and non-dominant limbs. The Pearson correlation coefficient was used to assess the association between the isokinetic and functional

testing performances and/or symmetry indexes. To assess the predictive accuracy of isokinetic parameters associated with functional symmetry (LSI > 90%), we used the receiver operating characteristic (ROC) analysis and a Fisher's exact test of independence. For sample size calculation and using an estimated $r = 0.6$ corresponding to the correlation between the distance hopped and knee-extension peak torque ($r = 0.63$ from English et al. [16]), a minimum sample size of 19 was calculated ($\alpha = 5\%$, $\beta = 20\%$). Statistical analysis was conducted using SPSS software packages for Windows (Version 25.0; IBM Corp., Armonk, NY, USA).

RESULTS

Twenty young healthy adults (men= 10 and women= 10; age= 26.5 ± 4.1 y; height= 174.2 ± 8.4 cm; body mass= 67.2 ± 10.4 kg; right leg dominant= 85%, competitive sport= 60%) volunteered to participate in the study and were included. Both dominant and non-dominant leg were tested for all participants, no adverse event was noted or reported during and after the experiments.

The performances for functional tests and isokinetic strength and proprioception tests, with bilateral difference analysis are presented in Table 1. The performances on the TH ($p = .011$) and COH tests ($p = .032$) were significantly better on the dominant limb compared to the non-dominant limb. For kinesthesia, the TDPM was significantly higher on the non-dominant limb ($p = .019$). For strength, only extensors at $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ ($p = .006$) were weaker on the non-dominant limb.

Table 1. Performances on hop tests and isokinetic strength and proprioception tests with side-to-side difference analysis (n=20)

			Performance		Symmetry diff ($^{\circ}$) or LSI (%)	Between-limb diff. (non-dom vs.dom)	
			dominant limb	non-dominant limb		t	p-value
Isokinetic testing	Proprioception/ Kinesthesia	JPS 1 ($^{\circ}$)	2.66 (2.2)	2.35 (2.49)	-0.31 (3.78)	0.361	.722
		JPS 2 ($^{\circ}$)	2.10 (1.65)	2.51 (2.2)	0.41 (3.25)	-0.564	.579
		TDPM ($^{\circ}$)	2.08 (1.2)	3.27 (2.85)	1.20 (2.08)	-2.57	.019
	Strength	ext $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ ($N\cdot m\cdot kg^{-1}$)	2.42 (0.56)	2.16 (0.63)	89.41% (14.23%)	3.07	.006
		flex $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ ($N\cdot m\cdot kg^{-1}$)	1.56 (0.52)	1.4 (0.39)	94.50% (25.66%)	1.395	.179
		ext $240^{\circ}\cdot s^{-1}$ ($N\cdot m\cdot kg^{-1}$)	1.61 (0.46)	1.5 (0.37)	95.81% (18.32%)	1.749	.096
		flex $240^{\circ}\cdot s^{-1}$ ($N\cdot m\cdot kg^{-1}$)	1.15 (0.39)	1.06 (0.28)	98.21% (25.14%)	1.016	.322
Functional testing	Hop tests	SLH (dist/height, m)	0.85 (0.13)	0.83 (0.12)	97.50% (6.94%)	1.787	.090
		TH (dist/height, m)	2.51 (0.34)	2.39 (0.35)	95.31% (7.45%)	2.826	.011
		COH (dist/height, m)	2.40 (0.31)	2.28 (0.35)	95.23% (9.63%)	2.307	.032

Note: JPS: joint position sense TDPM: threshold to detection of a passive motion; ext: knee extensor muscles; flex: knee flexor muscles; SLH: single hop test; TH: triple hop test; COH: crossover hop test

Correlation analysis results are presented in Table 2a and 2b.

Table 2. Analysis of correlations between a) the performances on hop tests and isokinetic strength and proprioception tests and b) the symmetry on hop tests and isokinetic strength and proprioception tests (n=20, 40 legs)

a) Performance		SLH (dist,height, m)	TH (dist,height, m)	COH (dist,height, m)
Proprioception/Kinesthesia				
JPS 1 (°)	Pearson's r	-.07	.00	.18
	p-value	.664	.985	.254
JPS 2 (°)	Pearson's r	.07	.11	.00
	p-value	.682	.510	.990
TDPM (°)	Pearson's r	-.11	-.26	-.23
	p-value	.515	.104	.162
Strength				
ext 60°.s-1 (N·m.kg ⁻¹)	Pearson's r	.65 **	.58 **	.56 **
	p-value	<.001	<.001	<.001
flex 60°.s-1 (N·m.kg ⁻¹)	Pearson's r	.31	.19	.22
	p-value	.052	.229	.169
ext 240°.s-1 (N·m.kg ⁻¹)	Pearson's r	.70 **	.69 **	.66 **
	p-value	<.001	<.001	<.001
flex 240°.s-1 (N·m.kg ⁻¹)	Pearson's r	.35 *	.35 *	.33 *
	p-value	.029	.026	.037
b) Symmetry				
		SLH (LSI, %)	TH (LSI, %)	COH (LSI, %)
Proprioception/Kinesthesia				
JPS 1 (AE _{diff} ,°)	Pearson's r	-.53 *	-.49 *	-.70 **
	p-value	.017	.048	.001
JPS 2 (AE _{diff} ,°)	Pearson's r	-.46 *	-.37	-.44 *
	p-value	.040	.076	.050
TDPM (AE _{diff} ,°)	Pearson's r	-.15	-.23	-.21
	p-value	.533	.278	.375
Strength				
ext 60°.s-1 (LSI, %)	Pearson's r	.26	.08	.13
	p-value	.276	.423	.579
flex 60°.s-1 (LSI, %)	Pearson's r	.18	.02	.04
	p-value	.451	.928	.864
ext 240°.s-1 (LSI, %)	Pearson's r	.14	.15	.15
	p-value	.545	.547	.526
flex 240°.s-1 (LSI, %)	Pearson's r	.13	.16	.13
	p-value	.594	.268	.597

Note: JPS: joint position sense; TDPM: threshold to detection of a passive motion; AE_{diff}: between-limb absolute difference; ext: knee extensor muscles; flex: knee flexor muscles; SLH: single hop test; TH: triple hop test; COH: crossover hop test; LSI: limb symmetry index

p-value: *; p ≤ .050, **: p ≤ .001

Regarding the performance, extensor peak torques at 60 and 240°.s⁻¹ ($p < .001$) and flexor peak torque at 240°.s⁻¹ ($p < .050$) were associated with better performances on the hop tests. Regarding, the limb symmetry AE_{diff} for the JPS1 was significantly negatively correlated with all the LSI_s of the hop tests ($p < .001$) and AE_{diff} for the JPS2 was significantly negatively correlated the LSI on the SLH ($p < .050$) and COH tests ($p = .050$). The ROC curves analyses showed that the JPS1 had accurate predictive ability in discriminating individuals with LSI < 90% for, at least, one hop test (AUC= .879, CI95%: .726-1.000, $p = .004$). Fisher analysis indicated a significant higher rate of individuals with LSI < 90% with a negative JPS1 AE_{diff} compared to individuals with a positive JPS1 AE_{diff} (80% vs. 30%, $p = .035$), so individuals having

a worst JPS on the non-dominant leg compared to the dominant leg had a 2.7-fold higher risk (risk ratio = 2.667) of having LSI < 90% for, at least, one hop test.

DISCUSSION

This study aimed to evaluate the association between knee functional tests and isokinetic knee strength and proprioception performance and symmetry. The main results are that performances on the hop tests were associated with higher knee muscle strength, whereas functional limb symmetry on the hop tests was associated with the symmetry of the knee-joint proprioception, especially position sense.

These results demonstrated that performances on the TH and COH tests were significantly greater on the dominant limb compared to the non-dominant limbs, which supports that limb dominance impacts functional performances during single-leg hopping tasks^{12,17}. Regarding factors that influenced the functional performance, our results have found significant moderate-to-strong correlations between the knee extensors muscle strength (60 and 240°.s-1). Previous studies have shown similar findings in healthy individuals^{16,18} and after anterior cruciate ligament reconstruction¹⁹. The significant low correlations between knee flexors muscle strength (240°.s-1) and performance on all hop tests may be explained by the important role of the hamstring muscle in the propulsive phase of the single leg hop²⁰. The most significant finding that emerged from this study was that symmetry of position sense was the most significant parameter associated with functional symmetry on the hop tests. Our results have shown significant moderate-to-strong correlations between the JPS AE_{diff} and the LSI during the hop tests. Thus, the limb symmetry on the hop tests was more likely to be due to the symmetry of proprioceptive sense of knee joint, than the knee flexors/extensors strength limb symmetry. Further, when individuals had worst proprioception on the non-dominant leg, they were 2.7-fold more likely to have LSI < 90% on the hop tests. Previous studies have demonstrated a brain hemisphere lateralization for proprioception with better proprioceptive acuity for the non-dominant limb compared with the dominant knee, especially in right-side-dominant individuals, indicating that hemisphere lateralization may have meaningful implications for motor control. Also, the hop tests entail jumping and landing maneuvers for which evidence suggests the important role of proprioception and that improved knee proprioception is related to better functional joint stability especially in landing techniques²¹. The best correlation was found between position sense symmetry and COH symmetry and COH requires not only forward landing-jumping, but also implies mediolateral component and knee stability is crucial to

control frontal plane knee movements and loads ¹. Further, other parameters could be analyzed for assessing landing kinematics such as initial contact knee-flexion or valgus/varus angles.

Providing data documenting instrumental measurement of the knee joint associated with knee functional symmetry would help clinicians and researchers. So far, limb asymmetry on the hop tests had been mostly considered as low performance on the non-dominant or injured leg and interpreted as deficit in strength on the involved leg ²² but it has been suggested that other factors could explain functional symmetry on the hop tests ¹. These results will help for better analyzing and interpreting patients' results on the hop tests for both primary and secondary prevention of knee injuries.

These results are presented with caution, as there are several limitations to discuss. First, participants were not sampled according to the type of sport practiced and leg preference could vary among athletes participating in sports with or without asymmetric kinetic patterns. Also, this was a methodological technical report on a limited sample to assess validity of hop tests symmetry. Further studies on largest samples are warranted to test the impact of proprioceptive training on functional symmetry of the knee in both healthy and injured athletes.

CONCLUSION

The results from this study indicate that hop tests symmetry is associated with proprioceptive joint position sense, whereas hop test performance mostly correlated with knee extensors strength, and to a lesser extent flexors strength. Thus, proprioception is more likely to influence functional symmetry between the dominant and non-dominant legs during single-leg hopping tasks, whereas knee muscle strength is more likely to influence hop tests performance.

These findings will help to better interpret asymmetry on hop tests with clinical implication in both primary and secondary prevention of musculoskeletal injury in sport.

Acknowledgements

We thank all the participants, and, especially, Drs Henri Guermont and Emmanuel Reboursière for their important contribution.

Conflict of interest statement

The authors certify that they have no affiliations with or involvement in any organization or entity with any financial interest, or non-financial interest in the subject matter or materials discussed in this manuscript.

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

REFERENCES

1. Davies WT, Myer GD, Read PJ. Is It Time We Better Understood the Tests We are Using for Return to Sport Decision Making Following ACL Reconstruction? A Critical Review of the Hop Tests. *Sports Med.* 2020;50(3):485-495. doi:10.1007/s40279-019-01221-7
2. Lawrence EL, Cesar GM, Bromfield MR, Peterson R, Valero-Cuevas FJ, Sigward SM. Strength, Multijoint Coordination, and Sensorimotor Processing Are Independent Contributors to Overall Balance Ability. *BioMed Research International.* doi:https://doi.org/10.1155/2015/561243
3. Kyritsis P, Bahr R, Landreau P, Miladi R, Witvrouw E. Likelihood of ACL graft rupture: not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. *Br J Sports Med.* 2016;50(15):946-951. doi:10.1136/bjsports-2015-095908
4. West TJ, Bruder AM, Crossley KM, Culvenor AG. Unilateral tests of lower-limb function as prognostic indicators of future knee-related outcomes following anterior cruciate ligament injury: a systematic review and meta-analysis of 13 150 adolescents and adults. *Br J Sports Med.* 2023;57(13):855-863. doi:10.1136/bjsports-2022-105736
5. Guild P, Lininger MR, Warren M. The Association Between the Single Leg Hop Test and Lower-Extremity Injuries in Female Athletes: A Critically Appraised Topic. *J Sport Rehabil.* 2020;30(2):320-326. doi:10.1123/jsr.2019-0391
6. Undheim MB, Cosgrave C, King E, et al. Isokinetic muscle strength and readiness to return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction: is there an association? A systematic review and a protocol recommendation. *Br J Sports Med.* 2015;49(20):1305-1310. doi:10.1136/bjsports-2014-093962
7. de la Motte SJ, Gribbin TC, Lisman P, Murphy K, Deuster PA. Systematic Review of the Association Between Physical Fitness and Musculoskeletal Injury Risk: Part 2-Muscular Endurance and Muscular Strength. *J Strength Cond Res.* 2017;31(11):3218-3234. doi:10.1519/JSC.0000000000002174
8. Han J, Waddington G, Adams R, Anson J, Liu Y. Assessing proprioception: A critical review of methods. *J Sport Health Sci.* 2016;5(1):80-90. doi:10.1016/j.jshs.2014.10.004
9. He X, Qiu J, Cao M, et al. Effects of Deficits in the Neuromuscular and Mechanical Properties of the Quadriceps and Hamstrings on Single-Leg Hop Performance and Dynamic Knee Stability in Patients After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthop J Sports Med.* 2022;10(1):23259671211063893. doi:10.1177/23259671211063893
10. Gokeler A, Benjaminse A, Hewett TE, et al. Proprioceptive deficits after ACL injury: are they clinically relevant? *Br J Sports Med.* 2012;46(3):180-192. doi:10.1136/bjism.2010.082578
11. Hegedus EJ, McDonough S, Bleakley C, Cook CE, Baxter GD. Clinician-friendly lower extremity physical performance measures in athletes: a systematic review of measurement properties and correlation with injury, part 1. The tests for knee function including the hop

- tests. *Br J Sports Med.* 2015;49(10):642-648. doi:10.1136/bjsports-2014-094094
12. McGrath TM, Waddington G, Scarvell JM, et al. The effect of limb dominance on lower limb functional performance--a systematic review. *J Sports Sci.* 2016;34(4):289-302. doi:10.1080/02640414.2015.1050601
 13. Greenberg EM, Dyke J, Leung A, Karl M, Lawrence JT, Ganley T. Uninjured Youth Athlete Performance on Single-Leg Hop Testing: How Many Can Achieve Recommended Return-to-Sport Criterion? *Sports Health.* 2020;12(6):552-558. doi:10.1177/1941738120911662
 14. Steidl-Müller L, Hildebrandt C, Müller E, Fink C, Raschner C. Limb symmetry index in competitive alpine ski racers: Reference values and injury risk identification according to age-related performance levels. *J Sport Health Sci.* 2018;7(4):405-415. doi:10.1016/j.jshs.2018.09.002
 15. Springer S, Kelman D, Brand M, Gottlieb U. Knee position sense: does the time interval at the target angle affect position accuracy? *J Phys Ther Sci.* 2017;29(10):1760-1765. doi:10.1589/jpts.29.1760
 16. English R, Brannock M, Chik WT, Eastwood LS, Uhl T. The Relationship between Lower Extremity Isokinetic Work and Single-Leg Functional Hop-Work Test. *J Sport Rehabil.* 2006;15(2):95-104. doi:10.1123/jsr.15.2.95
 17. Jones PA, Bampouras TM. A comparison of isokinetic and functional methods of assessing bilateral strength imbalance. *J Strength Cond Res.* 2010;24(6):1553-1558. doi:10.1519/JSC.0b013e3181dc4392
 18. Vassis K, Kanellopoulos AK, Misiris I, Trigkas P, Spanos S, Poulis IA. Knee isokinetic test scores and functional hop tests findings: Are they related? *Isokinet Exerc Sci.* 2020;28(3):231-238. doi:10.3233/IES-192204
 19. Sueyoshi T, Nakahata A, Emoto G, Yuasa T. Single-Leg Hop Test Performance and Isokinetic Knee Strength After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Athletes. *Orthop J Sports Med.* 2017;5(11). doi:10.1177/2325967117739811
 20. Pincivero DM, Lephart SM, Karunakara RG. Relation between open and closed kinematic chain assessment of knee strength and functional performance. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med.* 1997;7(1):11-16. doi:10.1097/00042752-199701000-00003
 21. Nagai T, Sell TC, House AJ, Abt JP, Lephart SM. Knee proprioception and strength and landing kinematics during a single-leg stop-jump task. *J Athl Train.* 2013;48(1):31-38. doi:10.4085/1062-6050-48.1.14
 22. Schmitt LC, Paterno MV, Hewett TE. The impact of quadriceps femoris strength asymmetry on functional performance at return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(9):750-759. doi:10.2519/jospt.2012.4194

14.7 ÉTUDE 9: PARAMETERS ASSOCIATED WITH KNEE PROPRICEPTION AFTER ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION

14.7.1 Résumé

Contexte : Il existe des preuves suggérant que le LCA contient des récepteurs proprioceptifs spécifiques tels que les corpuscules de Ruffini, les corpuscules de Pacini, les OTG, les mécanorécepteurs atypiques et les terminaisons nerveuses libres qui sont impliqués dans la proprioception (Banios et al., 2022). Ainsi, le LCA joue un rôle majeur dans la proprioception du genou, participant à sa capacité à assurer la stabilité articulaire et la fonction globale du genou et des membres inférieurs

En effet, la proprioception du genou, et notamment la statesthésie, est altérée après une rupture du LCA par rapport aux témoins asymptomatiques (Strong et al., 2021). De plus, la proprioception après rupture du LCA est altérée par rapport au genou sain controlatéral, tant pour la kinesthésie que pour la statesthésie (H.-J. Kim et al., 2017; Relph et al., 2014). Enfin, la proprioception du genou pourrait rester altérée de manière prolongée après la reconstruction chirurgicale par rapport à des sujets sains (Fleming et al., 2022). Cependant, la littérature actuelle est encore limitée en ce qui concerne les mécanismes sous-jacents et les facteurs associés aux modifications de la proprioception du genou après une R-LCA.

Des études ont montré que la latéralisation cérébrale et la dominance pourraient avoir un impact sur la proprioception du genou (Galamb et al., 2018; Strong et al., 2023), mais il n'existe pas d'études évaluant l'impact de la dominance d'un membre sur la proprioception du genou après une R-LCA. De plus, il existe de plus en plus de preuves indiquant que l'utilisation de techniques extra-articulaires de reconstruction du plan antéro-latéral (AEAP dans l'article) devrait être prises en considération pour améliorer le contrôle de la stabilité rotatoire, notamment chez les individus présentant une instabilité importante (Na et al., 2021b). Cette fonction proprioceptive est notamment renforcée par l'existence de mécanorécepteurs spécifiques dans le LAL et s'associerait à la stabilisation mécanique assurée par le plan antéro-latéral (Catherine et al., 2015). Cependant, il n'y a pas eu d'étude évaluant l'impact de la chirurgie combinée avec AEAPs sur la proprioception du genou après une R-LCA.

L'objectif principal de cette étude était de tester la proprioception à 4 mois après une R-LCA en utilisant une méthode isocinétique de mesure de la kinesthésie et de la statesthésie. Les objectifs secondaires étaient de tester l'impact de la dominance et de la reconstruction du plan antérolatéral

(AEAP) sur la proprioception du genou après une reconstruction primaire du LCA. Enfin, cette étude visait à tester l'impact de la proprioception du genou sur le statut psychologique vis-à-vis de la reprise sportive.

Méthode : Nous avons conduit une étude de cohorte prospective chez des patients ayant eu une première R-LCA au sein du service de médecine du sport du CHU de Caen entre mai 2020 et août 2022. Le protocole a été réalisé conformément à la Déclaration d'Helsinki. Un comité d'éthique indépendant a validé le protocole en donnant un accord (CPP Ile de France XI, réf : 2019-A00733-54) et l'étude a été enregistrée dans ClinicalTrials (NCT04058574).

La population de l'étude était l'ensemble des patients âgés de 16-40 ans, sportifs et inclus dans le protocole de retour au sport après reconstruction primaire du LCA et suivi dans le service de médecine du sport du CHU de Caen. Les critères d'exclusion étaient les personnes souffrant de douleurs au genou actuelles ou récentes, incapables de réaliser le test isocinétique et les participants incapables de lire le formulaire d'information ou de poser des questions concernant cette étude. Nous avons également exclu les personnes ayant des antécédents médicaux ou prenant des médicaments pouvant interférer avec la proprioception et le contrôle de l'équilibre.

Dans cette étude, les participants ont effectué 2 visites à 6 semaines et 4 mois après la chirurgie. Lors de la première visite (6 semaines postopératoires), des données sur les informations socio-démographiques dont sportives, sur la blessure et sur la chirurgie ont été collectées. Les données sur les informations de la blessure comprenaient le type de blessure (LCA isolé, lésion méniscale chirurgicale associée) et le délai avant la chirurgie. Les données sur la chirurgie comprenaient le type de chirurgie (type d'autogreffe, chirurgie méniscale) et l'utilisation de techniques extra articulaire antérolatérale (AEAP).

À 4 mois, les participants avaient un test isocinétique de la force musculaire et de la proprioception du genou (kinesthésie et statesthésie) selon les protocoles décrits dans la méthodologie commune. De plus, le questionnaire subjectif IKDC a été administré pour évaluer la fonction du genou (Svantesson et al., 2020). Enfin, les participants ont été évalués quant à leur préparation psychologique au retour au sport à l'aide de l'échelle ACL-RSI et les scores >65% étaient considérés comme des indicateurs satisfaisants (Sadeqi, Klouche, Bohu, et al., 2018; Webster & Feller, 2020). Le calcul de la taille de l'échantillon nécessitait un échantillon minimal de 22 participants ($\alpha= 5\%$, $\beta= 20\%$) sur la base des résultats de Reider et al. sur les modifications de proprioception après R-LCA (Reider et al., 2003).. L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel SPSS pour Windows (Version 25.0 ; IBM Corp., Armonk, NY, USA).

Résultats : Trente participants ont été inclus (âge= 26,6 ± 8,4 ans ; jambe droite dominante= 80%, sportif de compétition 60%). La plupart des participants avaient une greffe au tendon rotulien et 10 participants (33,3%) avaient une AEAP associées. À 4 mois, l'indice de symétrie de force musculaire était de 60,8% pour les extenseurs et de 83,7% pour les fléchisseurs du genou, le score IKDC moyen était de 73,9 ±13,9 et le score ACL-RSI moyen était de 62,1 ±19,3. Les données et l'analyse de la proprioception du genou sont présentées dans le Tableau 13.

Tableau 13 Proprioception du genou opéré et non-opéré après reconstruction primaire du LCA (n=30).

		Tous (n=30)		R-LCA vs. non-opérée	
		R-LCA	Non-opérée	t	p-val
Statesthésie	JPS 1	1.93 (2.35)	1.87 (1.96)	0.89	.384
	JPS 2	2.46 (2.47)	3.14 (2.77)	-0.10	.918
Kinesthésie	TDPM	3.02 (2.54)	4.19 (4.32)	2.84	.008

Il n'y avait pas de différence significative entre la jambe opérée et la jambe non-opérée pour la statesthésie (p= .384 pour JPS1 et p=.918 pour JPS2). L'erreur moyenne de kinesthésie était inférieure sur la jambe opérée par rapport à la jambe non-opérée, ce qui correspondait à une meilleure kinesthésie sur la jambe opérée (t= 2,84, p=.008). L'impact de la dominance sur la proprioception est présenté dans la Figure 50.

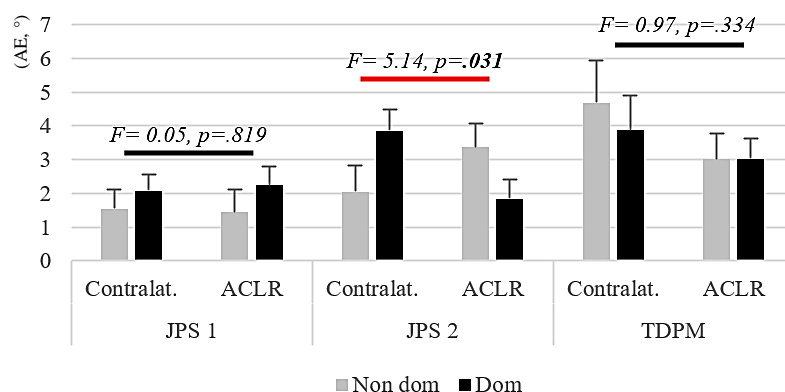


Figure 50 Impact de la dominance sur la proprioception (AE, en °) du genou opéré et non-opéré avec étude de l'interaction dominance*jambe (opérée vs. non-opérée) (n=30)

L'impact de la dominance était particulièrement significatif pour le JPS2 avec un effet d'interaction ($F= 5,14$, $p=.031$) correspondant à une statesthésie moins bonne sur la jambe opérée par rapport à la jambe non-opérée lorsque la chirurgie a été réalisée sur la jambe non dominante. La différence n'était pas significative pour le JPS1 et le TDPM ($p> .050$).

En ce qui concerne l'utilisation de plastie antérolatérale (AEAP), il n'y avait pas d'effet d'interaction significatif pour tous les tests, ce qui correspondait à l'absence d'impact significatif des AEAPs sur la symétrie de la statesthésie et de la kinesthésie après une R-LCA.

De manière intéressante, il y avait une corrélation positive significative entre les scores ACL-RSI et la symétrie de la proprioception (AE_{diff}) pour le JPS2 (r de Pearson = $.541$, $p=.002$), correspondant à une statesthésie relativement meilleure sur la jambe opérée par rapport à la jambe non-opérée chez les individus présentant un meilleur statut psychologique vis-à-vis du retour au sport.

Discussion : À 4 mois après une reconstruction primaire du LCA, la statesthésie n'était pas significativement différente entre la jambe opérée et la jambe non-opérée. En revanche, la kinesthésie était meilleure sur la jambe opérée par rapport à la jambe non-opérée. Les données de la littérature sont discordantes concernant l'impact de la R-LCA sur la proprioception du genou, avec des revues systématiques décrivant l'absence d'impact (Nakamae et al., 2017) ou, au contraire, une proprioception compromise jusqu'à 24 mois après la chirurgie par rapport aux sujets sains (Fleming et al., 2022). Dans notre étude, la jambe non-opérée a été utilisée comme référence pour évaluer la récupération de la jambe opérée, mais un déficit bilatéral de kinesthésie a été décrit après une R-LCA en comparaison avec des témoins sains (Laboute et al., 2019b). La kinesthésie de l'articulation du genou est liée à la stabilité posturale dynamique et statique après une R-LCA (S. Hu et al., 2023). Ainsi, une meilleure conscience kinesthésique sur la jambe opérée pourrait aider à améliorer la fonction du genou et l'équilibre après une ACLR.

La dominance des membres inférieurs avait un impact significatif sur la statesthésie qui était moins bonne sur la jambe opérée, en comparaison avec la jambe non-opérée, lorsque la chirurgie concernait la jambe non dominante. L'impact de la dominance a déjà été étudié concernant le risque de blessure du LCA avec des différences liées au genre (Brophy et al., 2010). Après une R-LCA, il a été rapporté que la dominance de la jambe n'avait pas d'impact significatif sur les résultats fonctionnels précoces et le retour au sport (Boo et al., 2020). Cependant les effets à moyens et long terme sont plus favorables si le genou de la jambe dominante est opéré (par rapport à une opération de la jambe non-dominante) avec des meilleurs résultats fonctionnels, une plus grande satisfaction des patients et des taux de récurrences diminués en comparaison avec la jambe non dominante (Uzun et al., 2021).

Cette différence était significative lorsque la statesthésie était testée à l'aide d'une méthodologie de repositionnement passif contrôlé par le patient (JPS2 dans notre étude), mais pas lors de la détection de la position cible au cours de l'extension passive (JPS1 dans notre étude). Han et al. ont indiqué que les performances du JPS variaient significativement et dépendaient des méthodologies et notamment du mouvement utilisé pour reproduire la position articulaire cible (Han et al., 2016). Les techniques de repositionnement peuvent impliquer des voies nerveuses différentes par rapport à la détection de la position articulaire lors du mouvement passif, ce qui pourrait expliquer ces différences.

L'utilisation d'une plastie antérolatérale (AEAP) n'était pas associée à des différences significatives dans la proprioception du genou entre la jambe opérée et la jambe non-opérée. Des études ont montré que l'utilisation d'une telle chirurgie associée à la R-LCA permettait d'obtenir de meilleurs résultats biomécaniques et fonctionnels chez les patients atteints d'instabilité rotatoire (Agarwal et al., 2022; Na et al., 2021b) . Sur la base de nos résultats, on peut émettre l'hypothèse que la combinaison d'une telle chirurgie avec une R-LCA peut aider à limiter le déficit de la proprioception du genou associé à l'instabilité antérolatérale du genou (Novaes et al., 2022). Cependant, cela reste très hypothétique en raison du manque d'information sur l'état préopératoire des patients, ce qui rend incertaine l'interprétation de nos résultats.

Enfin, il y avait une corrélation positive significative entre le statut psychologique et la symétrie de statesthésie du genou. Précédemment, Ma et al. n'ont trouvé aucune association significative entre la proprioception du genou et les scores ACL-RSI, mais ils n'ont testé que la kinesthésie et n'ont mesuré que la jambe opérée (Ma et al., 2022). En revanche, Raoul et al. ont constaté que les scores ACL-RSI étaient significativement et positivement corrélés avec les tests fonctionnels évaluant la proprioception à 6 mois postopératoires (Raoul et al., 2018). La proprioception est un facteur important de la fonction neuromusculaire qui pourrait jouer un rôle important dans le statut psychologique des patients, la confiance et la perception du risque lié à la reprise sportive après une R-LCA.

Pour conclure, l'apport de cette étude suggère que la dominance de la jambe a un impact sur la symétrie de la proprioception du genou après première R-LCA, avec une statesthésie moins bonne sur la jambe opérée lorsque la chirurgie a été réalisée sur la jambe non dominante. La symétrie de la statesthésie du genou était positivement associée au statut psychologique lié au retour au sport, étant meilleure lorsque la jambe opérée présentait une statesthésie similaire ou meilleure que la jambe non-opérée. Enfin, l'utilisation d'une plastie antérolatérale associée à la R-LCA n'a pas eu d'impact significatif sur la symétrie de la proprioception du genou, et des études supplémentaires sont nécessaires pour confirmer ces résultats.

14.7.2 Article soumis

Parameters associated with knee proprioception after anterior cruciate ligament reconstruction: the impact of leg dominance.

Joffrey Drigny MD, MSc ; Marine Rolland MD ¹ ; Henri Guermont MD ; Emmanuel Reboursière MD ; Christophe Hulet MD, PhD and Antoine Gauthier PhD ²

Abstract

Background: Knee proprioception is known to be impaired following an anterior cruciate ligament (ACL) injury. However, the impact of ACL reconstruction (ACLR) and the factors contributing to knee proprioception after ACLR are unclear.

Research Question: The primary objective of this study was to assess knee proprioception at 4 postoperative months after primary ACLR. We investigated whether leg dominance and anterolateral extra-articular procedures (AEAPs) had an impact on knee proprioception. Additionally, we examined the association between knee proprioception and psychological readiness to return to sports.

Methods: We conducted a prospective cohort study in the sports medicine department of a university hospital center, involving patients who had undergone primary ACLR. Thirty participants were included (average age = 26.6 ± 8.4 years; right leg dominant = 80%, AEAPs = 33%). They had an initial visit at six weeks and sociodemographic, sports participation, injury, and surgery-related information were collected. At 4 months postoperatively, participants underwent isokinetic testing of the knee joint assessing muscle strength and knee proprioception. Muscle strength of knee flexors/extensors was tested at $60^\circ \cdot s^{-1}$ and $240^\circ \cdot s^{-1}$ in the concentric mode. Proprioception was assessed by measuring joint position sense (JPS1: repositioning, JPS2: detection of position) and kinesthesia was assessed with the threshold to detection of passive motion (TDPM). We evaluated psychological readiness to return to sports using the ACL-RSI scale.

Results: Position sense did not significantly differ between the operated and non-operated limbs ($p = .384$ for JPS1 and $p = .918$ for JPS2). Kinesthesia was better in the operated limb compared to the non-operated limb ($p = .008$). JPS2 indicated relatively poorer position sense in the operated limb when ACLR was performed on the non-dominant limb compared to the dominant limb. Leg dominance had no significant impact on JPS1 and TDPM, and the use of AEAPs did not significantly affect the test outcomes. Notably, there was a correlation between ACL-RSI scores and the symmetry of position sense ($r = .541$, $p = .002$), indicating better position sense in the operated limb among individuals with higher psychological readiness to return to sports.

Significance: At 4 postoperative months after ACLR, kinesthesia was superior in the operated leg compared to the non-operated leg, while knee position sense was influenced by leg dominance and associated with psychological readiness to return to sports.

Key words : Anterior cruciate ligament reconstruction, Kinesthesia, Position sense, Functional Laterality

INTRODUCTION

ACL injury is a frequent and devastating injury for athletes and ACL reconstruction is indicated for gaining functioning, returning to sport performance and preventing further injuries ¹. However, knee function is not fully restored following ACLR and neuromuscular and physical performance must be addressed before returning to sport participation ^{2,3}. If ACLR aims to restore knee stability, joint functional stability is a complex process that primary involves sensorimotor control of dynamic constraints associated with motor control ^{4,5}. Postural stability as well as knee functional status and psychological readiness have been described as predictors of knee-related quality of life after ACLR ⁶. Thus, investigating the factors involved in knee postural control is relevant for the prevention of second ACL injury as most secondary injuries occur during sports participation in a setting of dynamic movement ⁷.

Knee proprioception aims to controlling activation of the dynamic restraints and motor control ⁸. Proprioception includes sub-modalities of joint position sense and kinesthesia which involves the ability to detect changes in the joint's velocity, acceleration, and direction ⁹. Distinguishing proprioception modalities is important given the low correlations between the tests that attempt to quantify them ¹⁰. It involves specialized receptors within the joint capsule, ligaments, and muscles that send signals to the brain to provide information about the knee's position, movement, and force. There is some evidence to suggest that the ACL contains specific proprioceptive receptors such as Ruffini corpuscles, Pacinian corpuscles, Golgi-like tendon organs, atypical mechanoreceptors and free nerve endings that are involved in proprioception ¹¹. Thus, ACL is thought to play a major role in knee proprioception participating in its ability to ensure joint stability and functionality. A histological study found positive correlation between the number of mechanoreceptors and accuracy of the joint position sense, suggesting that proprioception mediated by the ACL is related to the number of mechanoreceptors ¹².

Thus, knee proprioception is impaired after ACL injury and ACL deficient knees have worse joint position senses compared to asymptomatic controls¹³. Also, proprioception of ACL-injured knees is decreased compared with contralateral uninjured knees for both kinesthesia and joint position^{14,15}. In addition, knee proprioception could be persistently compromised following surgery compared with healthy controls¹⁶. However, the current literature is still scarce about the exact underlying mechanisms and factors associated with the changes in knee proprioception after ACLR.

Studies have found that brain lateralization and limb dominance could impact knee proprioception with general right brain hemisphere lateralization for position sense, especially among right-limb dominant individuals^{17,18}. Moreover, some studies have found adaptative pattern at a central level with increased brain response in regions associated with sensorimotor processes during knee proprioception or postural control tasks that could be compensatory neural protective mechanisms^{19,20}. Indeed, leg dominance could impact lower leg functional tasks after the surgery²¹. However, to our knowledge, there is no relevant studies assessing the impact of limb dominance on knee proprioception after ACLR.

Also, there is growing evidence that the recognition and repair of the use of anterolateral extra-articular procedures (AEAPs) should be considered to improve the control of rotational stability provided by ACL reconstruction²². Indeed, the anterolateral ligament (ALL) is an independent structure in the anterolateral compartment of the knee which exhibit numerous mechanoreceptors and may have a proprioceptive role in knee mechanics^{23,24}. In addition, a recent study found that subjects with a clinical indication for ACLR combined with AEAP showed worse postural control compared to patients with indication for an ACL isolated reconstruction surgery²⁵. However, there has been no study that assessed the impact of AEAPs combined surgery on knee proprioception after ACLR.

This study aimed to test the proprioception between the operated and non-operated leg at 4 postoperative months after ACL-R using an isokinetic method. The main objective of this study was to test the impact of leg dominance on knee proprioception at 4 months after primary ACLR. The second objective was to test the impact of ALL reconstruction surgery on knee proprioception after primary ACLR. Finally, this study aimed to test the impact of knee proprioception on the psychological readiness for sport participation.

The hypotheses were that limb dominance would impact the interlimb difference in knee proprioception after ACLR and that ALL reconstruction would be

associated with, at least similar or even better knee proprioception when combined with primary ACLR. Finally, we hypothesized that poorer proprioception would be associated with worse psychological readiness to return-to-sport.

METHODS

We designed a prospective cohort study including patients who underwent a primary ACL reconstruction. The study was conducted in the sports medicine department at a University Hospital Center between May 2020 and August 2022.

The protocol was conducted according to the Declaration of Helsinki. An independent ethics committee granted approval (Comité de Protection des Personnes Ile de France XI, ref : 2019-A00733-54). The study was registered in Clinical Trials (NCT04058574)

Population

The study population was patients who underwent primary ACL-R and were regarded as athletes (individuals participating in organized team or individual sports) included in the 'return-to-sport' follow-up in the sports medicine department of a university hospital center. The exclusion criteria were individuals with current or recent knee pain with incapacity to perform the isokinetic test and participants unable to read the in-forma-tion form or ask questions. We also excluded individuals with an isokinetic testing ROM below 15° of knee flexion for maximal knee extension (0° corresponding to knee fully extended), for both passive and active movements. Patients who did not participate in all three visits were excluded.

Design

In this study, ACL-R participants had 2 visits at 6 weeks and 4 months postoperatively. During the first visit (6 weeks postoperatively), data on demographic information, injury information and surgery information were recorded. Personal information data were gender, age, the preinjury level of sport participation according to the Tegner activity score (higher scores for higher-level activities, and a score of 7 out of 10 corresponding to competitive noncontact sports or recreational pivoting contact sports)²⁶. Injury information data were the type of injury (isolated ACL, meniscus injury) and delay before surgery. Surgery information data were the type of surgery (hamstring or patellar tendon graft, meniscus surgery) and the use of AEAPs. At 4 months they underwent isokinetic testing of the knee joint according to the protocol described below. Also, the International Knee Documentation Committee Subjective Knee Form (IKDC) Subjective Knee Form was assessed to assess

patients' perceived knee function²⁷. This questionnaire explores three categories including symptoms, sports activity and knee function. Scores are calculated by summing the individual items and ranges from 0 to 100, which is interpreted as a measure of function with higher scores representing higher levels of function²⁸. Finally, the participants were assessed about the psychological readiness to return-to-sport with the ACL-Return to Sport after Injury (ACL-RSI) scale²⁹. ACL-RSI scores ≥ 65 was considered indicators of satisfactory recovery^{29,30}.

Procedures

The knee isokinetic test was performed using an isokinetic Con-Trex® isokinetic dynamometer (Con-Trex MJ; CMV AG, Dübendorf, Switzerland) in the sitting position. All participants had a familiarization set of submaximal repetitions for all conditions.

For strength assessment, data were collected from a first set of 4 maximal repetitions of knee extensors/flexors movements in the concentric mode at $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ and $240^{\circ}\cdot s^{-1}$ in the concentric mode with constant verbal stimulation. The limb symmetry index (LSI) was calculated as non-dominant/dominant $\cdot 100\%$, and $> 90\%$ is used to determine readiness to return to sports³¹ and is considered as adequate in elite athletes³²

For proprioception, the awareness of joint position was measured with the joint position sense (JPS) and kinesthesia was measured with the threshold to detection of a passive motion (TDPM)⁹. For both evaluations, all participants wore eye masks during the testing to prevent visual input (Figure 1).

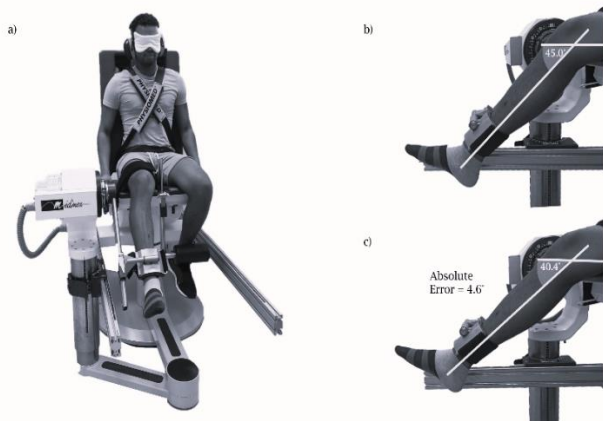


Figure 1: a) Participant position and testing setup for knee joint position sense (JPS) measurement using the isokinetic dynamometer with b) true target angle and c) reproduced angle.

For measuring the JPS, we placed the joint at a specific target angle of 45° knee flexion and then, after the limb has been moved back to the starting position at 90° knee flexion the subject was asked to passively reproduce the target angle. For the JPS1, the limb was passively moved at a slow speed of $2^{\circ}\cdot s^{-1}$, and the participant was asked to press the stop switch button at the reproduced angle. For the JPS2, the participant controlled the movement of the limb, using the flexion/extension switch remote controller, and he was asked to position the limb at the reproduced angle. Subjects had familiarization trials and, then, performed 2 trials being measured, and the best trial was collected for performance. The absolute error (AE, $^{\circ}$) was calculated as the difference between the true target angle and the reproduced angle with higher values indicating poorer proprioceptive sense³³. For measuring the TDPM, the participant knee was positioned at 90° knee flexion and then the joint was passively moved in knee extension at a very slow isokinetic speed of $0.2^{\circ}\cdot s^{-1}$. Participants were asked to use the stop switch button as soon as they detected a knee movement, and the difference between the original and the final position was calculated as the AE with higher values indicating poorer kinesthesia sense. Subjects had familiarization trials and, then, performed 2 trials being measured, and the best trial was collected for performance. For both JPS1, JPS2 and TDPM, between-limb absolute difference was calculated as $AE_{diff} = AE_{non-dom} - AE_{dom}$.

Statistical analysis: The mean and standard deviation (mean \pm SD) were calculated for continuous variables. The Shapiro-Wilk test was used to test the normality of the data. A paired t-test was used to assess the difference between the operated and non-operated limbs. The Pearson correlation coefficient was used to assess the association between the isokinetic performances and/ scale scores.

The sample size calculation required a minimum sample size of 22 participants ($\alpha= 5\%$, $\beta= 20\%$) based on previous results from Reider et al. (2003)³⁴. Statistical analysis was conducted using SPSS software packages for Windows (Version 25.0; IBM Corp., Armonk, NY, USA).

RESULTS

Thirty participants were included (age= 26.6 ± 8.4 y; right leg dominant= 80%, competitive sport 60%) volunteered to participate in the study and were included. Their characteristics are presented in Table 1

Table 1. Characteristics of participants (n=30).

	TOTAL (n=30)
Surgery	
Dominant limb operated	18 (60.0%)
Timing of surgery (months)	
Graft (n [%])	
BPTP	17 (56.7%)
Hamstrings	13 (43.3%)
Type (n [%])	
Isolated ACL	16 (53.3%)
+ meniscus repair	14 (46.7%)
AEAP	10 (33.3%)
4-month follow-up	
IKDC (mean [SD])	73.9 (13.9)
extensors LSI (% , mean [SD])	60.8 (17.9)
flexors LSI (% , mean [SD])	83.7 (19.7)
ACL-RSI (mean [SD])	62.1 (19.3)

BPTB: bone-patellar tendon-bone, ACL: anterior cruciate ligament, AEAP: anterolateral extra-articular procedures LSI: limb symmetry index
SD: standard deviation

The performances for isokinetic proprioception tests, with analysis of the difference between the operated and non-operated limb are presented in Table 2.

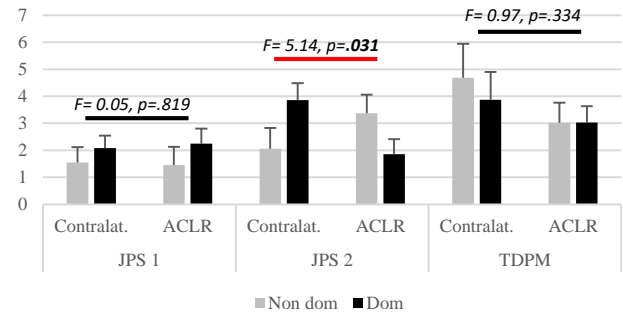
Table 2. Knee proprioception on the operated and non-operated leg with inter-limb difference analysis (n=30).

		ACL	Non-operated	Inter-limb diff t-test val	p-val
Position sense	JPS 1 (AE, °)	1.93 (2.35)	1.87 (1.96)	0.89	.384
	JPS 2 (AE, °)	2.46 (2.47)	3.14 (2.77)	-0.10	.918
Kinesthesia	TDPM	3.02 (2.54)	4.19 (4.32)	2.84	.008

There was no significant difference between the operated and non-operated limb for position sense performance (p= .384 for JPS1 and p=.918 for JPS2). Kinesthesia performances were lower on the operated limb compared to the non-operated, corresponding to better kinesthesia on the operated limb (t= 2.84, p=.008)

The impact of limb dominance and the use of AEAP on the symmetry of knee proprioception is presented in Figure 2.

a) Limb dominance



b) Anterolateral extra-articular procedures

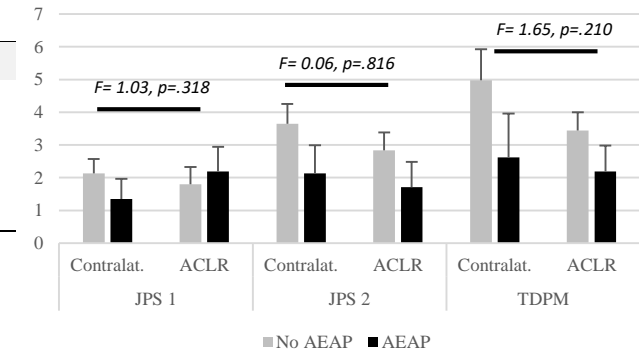


Figure 2. Impact of limb dominance and the use of AEAP on the knee proprioception (AE, °) between the operated and non-operated legs (n=30)

The impact of limb dominance was of particular importance for the JPS2 with a significant interaction effect (F= 5.14, p=.031) corresponding to a relatively worst position sense on the operated limb compared to the non-operated when the ACLR was performed on the non-dominant limb (vs. dominant). The difference was not significant for the JPS1 and TDPM (p> .050). Regarding the use of AEAP, there was no significant interaction effect for all tests corresponding to no impact of using an AEAP on the symmetry of knee position sense and kinesthesia after ACLR.

The correlation between symmetry of knee proprioception and the psychological readiness at 4 postoperative months is presented in Table 3. Interestingly, there were significant positive correlation between the ACL-RSI scores and effects and the symmetry of proprioception (AE_{diff}) JPS 2 (Pearson' r = .541, p=.002) corresponding to a relatively better position sense on the operated limb compared to the non-operated in individuals with greater psychological readiness to return to sport. There was no significant correlation for the other tests of knee proprioception.

Table 2. Correlation between psychological readiness to return to sport and the symmetry in knee proprioception tests (n=30).

		JPS 1 (AE _{diff})	JPS 2 (AE _{diff})	TDPM (AE _{diff})
ACL- RSI	Pearson' <i>r</i>	.121	.541	.295
	p-value	.533	<u>.002</u>	.120

DISCUSSION

This study aimed to test knee proprioception at 4 postoperative months after ACLR and compare performances between the operated and the non-operated knee. Further, we aimed to test the impact of limb dominance and the use of AEAP on knee proprioception symmetry. Also, we tested the association between knee proprioception symmetry and psychological readiness to return-to-sport at 8 months.

At 4 postoperative months, knee position sense was not significantly different between the operated and the non-operated knee. On the other hand, kinesthetic awareness was better on the operated knee compared to the non-operated. There is still debate about the impact of ACLR on knee proprioception with review studies describing no evidence of impaired proprioceptive function in subjects with ACLR³⁵ or, on the contrary, compromised proprioception up to 24 months following ACLR compared to healthy controls¹⁶. In the present study, the non-operated leg was used as a reference to assess the operated leg's recovery but bilateral kinaesthetic deficit has been described after ACLR when compared to healthy controls³⁶. Previous studies have investigated kinesthetic asymmetry between the operated and non-operated limb. Shidahara et al. have conducted a prospective study of kinesthesia after ACL reconstruction with comparison of preoperative status and using a similar methodology measuring the TDPM toward extension with an angular velocity of 0.2°/s³⁷. They found a significant improvement in TDPM after surgery on the operated limb, and no significant difference between the operated and non-operated limb at 3 postoperative months. Laboute et al. found no significant difference in knee kinesthesia between the operated and non-operated knee in a re-training group at a mean 5 months after surgery, which is relatively similar to the 4-months postoperative delay in our sample³⁶. However, they described remaining impaired kinesthesia of the operated knee when compared to greater rotational but also impaired proprioception with specific mechanoreceptors in the ALL²³. Previous studies have demonstrated that use of AEAPs in addition to ACLR results in improved mechanical

healthy controls at a mean 5 months postoperatively. To our knowledge, the present study is the first to describe better kinesthetic sense on the operated knee compared to the non-operated after ACLR. Shorter timing of surgery may influence the recovery of knee kinesthesia after surgery^{34,37}. Indeed, all participants had surgery within 3 months after injury, and it is likely that they were less prone to experience altered proprioception after ACL injury. Knee joint kinesthetic awareness is related to dynamic and static postural stability after ACLR³⁸. Thus, greater kinesthetic awareness on the operated knee could help improving knee function and balance after ACLR.

As hypothesized, limb dominance had a significant impact on position sense, leading to relatively worse position sense in the operated limb, compared to the non-operated limb, when ACLR occurred on the non-dominant limb. There is a significant impact of leg dominance on ACL injury with gender influences³⁹. After ACLR, leg dominance has been reported not to have a significant effect on functional outcomes and return to sports⁴⁰, but poorer medium-to-long term functional outcomes, patients' satisfaction and revision rates for ACLR in the non-dominant leg⁴¹. The present findings indicated an impact of leg dominance on knee position sense after ACLR and further studies are needed to test if better knee proprioception could lead to improved balance and function, with respect to limb dominance. This difference was significant when joint position sense was tested using a remote-controlled passive self-repositioning method, but not during the detection of the target position by pressing a stop-button during passive extension⁴². Han et al. have indicated that JPS performances vary significantly and depend on the specific types of movements used in target joint position establishment and reproduction⁹. Repositioning techniques may involve different neural pathways compared to joint position detection during passive movement, which could explain these differences. Strong et al. have indicated that hemisphere lateralization may have meaningful implications for motor control during an active unilateral knee joint repositioning test¹⁸. ACL injury and surgery may impact the joint position sense at the cortical level⁴³ and could interfere with the impact of limb dominance on knee proprioception.

The use of AEAP was not associated with significant difference in knee proprioception between the operated and non-operated leg after ACLR. As mentioned earlier, patients with clinical indication for AEAP have poorer postural stability which could result from outcomes in patients with rotatory instability^{22,44}. Based on the current findings, we can hypothesize that combining AEAP with ACLR may help limit knee proprioception impairment associated with

anterolateral knee instability. However, this hypothesis remains speculative due to the lack of preoperative patient status information, making it unclear if participants with AEAP exhibited significantly poorer proprioception prior to surgery. Additionally, our study included patients who underwent both ALL reconstruction and lateral extra-articular tenodesis. It would be interesting to compare the effects of these two techniques on knee proprioception.

Finally, there was a significant positive correlation between the psychological readiness to return-to-sport and the symmetry of knee position sense. Previously, Ma et al. found no significant association between knee proprioception and ACL RSI scores, but they only tested kinesthesia, and measured only the operated knee⁴⁵. On the contrary, Raoul et al. found that ACL-RSI scores were significantly and positively correlated with functional tests evaluating proprioception at 6 postoperative months.⁴⁶ Proprioception is a key regulator of musculoskeletal function that could play an important role in the patients' psychological readiness, confidence, and risk appraisal of returning to preinjury sport participation after an ACL injury.

Besides the factors explored in this study, other factors may also affect proprioception recovery after ACLR. The type of graft appears to have no influence on knee proprioception with no significant difference in the position sense and kinesthesia impairments between the use of patellar tendon vs. hamstring tendon with comparison of the uninjured knee⁴⁷. In addition, there is limited evidence that procedures with ACL tibial remnant-preserving reconstruction could help to improve knee proprioception, based on the findings that the ACL stump contains numerous mechanoreceptors⁴⁸. This information was not collected in the present study. Finally, when meniscus injury is associated with ACL rupture both partial meniscectomy and meniscal repair provide significant improvement in knee proprioception after the surgery and comparing the uninjured knee⁴⁹. Further, the muscle spindle system can regulate the resting tone and stiffness of the muscles as well as the excitability of the alpha motor neuron and resting muscle stiffness⁸. Thus it has been suggested that knee proprioception and muscle stiffness could be interrelated, but specific relationship remains uncertain^{50,51}. After ACL injury and reconstruction, there is a change in knee muscle stiffness, and its impact on knee proprioception should be investigated.

These results are presented with caution, as there are several limitations to discuss. First, some studies have suggested the use of pneumatic cuff to eliminate cues from tactile stimuli³⁷. Indeed, the isokinetic dynamometer may produce vibratory movements and

stimuli, especially during the measure of TDDP, but our results are consistent with the literature³⁶. Second, we conducted an exploratory study to assess the impact of using AEAP since patient selection was not controlled for. Thus, further studies should investigate the preoperative status and consider conducting a randomized control study. Finally, functional testing was not part of the current study, which was performed at an early stage after ACLR, and further studies on largest samples are warranted to test the impact of knee proprioception on functional and biomechanical status and long-term outcomes after ACLR.

CONCLUSION

At 4 months after ACLR, there was no significant difference in knee position sense between the operated and non-operated knees, and there was even better kinesthetic awareness in the operated leg. Leg dominance had an impact on knee proprioception symmetry with relatively worse position sense on the operated leg when the ACLR occurred on the non-dominant limb. Knee position sense symmetry was positively associated with psychological readiness to return to sport, with greater psychological status when the operated limb had similar or better position sense than the non-operated limb. Finally, the use of AEAP with ACLR did not impact knee proprioception symmetry and further studies are needed to confirm these results.

Conflict of interest statement

The authors certify that they have no affiliations with or involvement in any organization or entity with any financial interest, or non-financial interest in the subject matter or materials discussed in this manuscript.

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

REFERENCES

1. Diermeier TA, Rothrauff BB, Engebretsen L, et al. Treatment after ACL injury: Panther Symposium ACL Treatment Consensus Group. *Br J Sports Med.* 2021;55(1):14-22. doi:10.1136/bjsports-2020-102200
2. Burgi CR, Peters S, Ardern CL, et al. Which criteria are used to clear patients to return to sport after primary ACL reconstruction? A scoping review. *Br J Sports Med.* 2019;53(18):1154-1161. doi:10.1136/bjsports-2018-099982
3. Kaur M, Ribeiro DC, Theis JC, Webster KE, Sole G. Movement Patterns of the Knee During Gait Following ACL Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med Auckl NZ.* 2016;46(12):1869-1895. doi:10.1007/s40279-016-0510-4
4. Lee YS, Lee OS, Lee SH, Hui TS. Effect of the Timing of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction on Clinical and Stability Outcomes: A Systematic Review and Meta-analysis. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ*

- Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc.* 2018;34(2):592-602. doi:10.1016/j.arthro.2017.07.023
5. Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *J Athl Train.* 2002;37(1):71-79.
 6. Tavares MLA, Lima PO de P, Albano TR, Rodrigues CAS, Almeida GPL. The Relationship of Knee-related Quality of Life With Function, Psychological Factors, Strength, Performance, and Postural Stability After ACL Reconstruction: A Cross-Sectional Study. *Sports Health.* 2023;15(2):192-198. doi:10.1177/19417381221123517
 7. Hewett TE, Webster KE, Hurd WJ. Systematic Selection of Key Logistic Regression Variables for Risk Prediction Analyses: A Five Factor Maximum Model. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med.* 2019;29(1):78-85. doi:10.1097/JSM.0000000000000486
 8. Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *J Athl Train.* 2002;37(1):80-84.
 9. Han J, Waddington G, Adams R, Anson J, Liu Y. Assessing proprioception: A critical review of methods. *J Sport Health Sci.* 2016;5(1):80-90. doi:10.1016/j.jshs.2014.10.004
 10. Li L, Ji ZQ, Li YX, Liu WT. Correlation study of knee joint proprioception test results using common test methods. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(2):478-482. doi:10.1589/jpts.28.478
 11. Banios K, Raoulis V, Fyllos A, Chytas D, Mitrousias V, Zibis A. Anterior and Posterior Cruciate Ligaments Mechanoreceptors: A Review of Basic Science. *Diagn Basel Switz.* 2022;12(2):331. doi:10.3390/diagnostics12020331
 12. Adachi N, Ochi M, Uchio Y, Iwasa J, Ryoke K, Kuriwaka M. Mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament contribute to the joint position sense. *Acta Orthop Scand.* 2002;73(3):330-334. doi:10.1080/000164702320155356
 13. Strong A, Arumugam A, Tengman E, Røijezon U, Häger CK. Properties of Knee Joint Position Sense Tests for Anterior Cruciate Ligament Injury: A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthop J Sports Med.* 2021;9(8):23259671211007878. doi:10.1177/23259671211007878
 14. Kim HJ, Lee JH, Lee DH. Proprioception in Patients With Anterior Cruciate Ligament Tears: A Meta-analysis Comparing Injured and Uninjured Limbs. *Am J Sports Med.* 2017;45(12):2916-2922. doi:10.1177/0363546516682231
 15. Relph N, Herrington L, Tyson S. The effects of ACL injury on knee proprioception: a meta-analysis. *Physiotherapy.* 2014;100(3):187-195. doi:10.1016/j.physio.2013.11.002
 16. Fleming JD, Ritzmann R, Centner C. Effect of an Anterior Cruciate Ligament Rupture on Knee Proprioception Within 2 Years After Conservative and Operative Treatment: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sports Med.* 2022;52(5):1091-1102. doi:10.1007/s40279-021-01600-z
 17. Galamb K, Szilágyi B, Magyar OM, et al. Effects of side-dominance on knee joint proprioceptive target-matching asymmetries. *Physiol Int.* 2018;105(3):257-265. doi:10.1556/2060.105.2018.3.22
 18. Strong A, Grip H, Arumugam A, Boraxbekk CJ, Selling J, Häger CK. Right hemisphere brain lateralization for knee proprioception among right-limb dominant individuals. *Front Hum Neurosci.* 2023;17:969101. doi:10.3389/fnhum.2023.969101
 19. An YW, Kang Y, Jun HP, Chang E. Anterior Cruciate Ligament Reconstructed Patients Who Recovered Normal Postural Control Have Dissimilar Brain Activation Patterns Compared to Healthy Controls. *Biology.* 2022;11(1):119. doi:10.3390/biology11010119
 20. Strong A, Grip H, Boraxbekk CJ, Selling J, Häger CK. Brain Response to a Knee Proprioception Task Among Persons With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Controls. *Front Hum Neurosci.* 2022;16:841874. doi:10.3389/fnhum.2022.841874
 21. Farmer B, Anderson D, Katsavelis D, Bagwell JJ, Turman KA, Grindstaff TL. Limb preference impacts single-leg forward hop limb symmetry index values following ACL reconstruction. *J Orthop Res.* 2022;40(1):200-207. doi:10.1002/jor.25073
 22. Na BR, Kwak WK, Seo HY, Seon JK. Clinical Outcomes of Anterolateral Ligament Reconstruction or Lateral Extra-articular Tenodesis Combined With Primary ACL Reconstruction: A Systematic Review With Meta-analysis. *Orthop J Sports Med.* 2021;9(9):23259671211023099. doi:10.1177/23259671211023099
 23. Ariel de Lima D, Helito CP, Lacerda de Lima L, Dias Leite JA, Costa Cavalcante ML. Study of the Nerve Endings and Mechanoreceptors of the Anterolateral Ligament of the Knee. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg.* 2019;35(10):2918-2927. doi:10.1016/j.arthro.2019.05.023
 24. Caterine S, Litchfield R, Johnson M, Chronik B, Getgood A. A cadaveric study of the anterolateral ligament: re-introducing the lateral capsular ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* 2015;23(11):3186-3195. doi:10.1007/s00167-014-3117-z
 25. Novaes M, Carvalho A, Sauer JF, Brech GC, Helito CP, João SMA. Postural control during single leg stance in individuals with clinical indication for combined reconstruction of the anterior cruciate and the anterolateral ligaments of the knee: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2022;23(1):383. doi:10.1186/s12891-022-05347-0
 26. Lynch AD, Logerstedt DS, Grindem H, et al. Consensus criteria for defining “successful outcome” after ACL injury and reconstruction: a Delaware-Oslo ACL cohort investigation. *Br J Sports Med.* 2015;49(5):335-342. doi:10.1136/bjsports-2013-092299
 27. Svantesson E, Hamrin Senorski E, Webster KE, et al. Clinical outcomes after anterior cruciate ligament injury: Panther Symposium ACL Injury Clinical Outcomes Consensus Group. *J ISAKOS.* 2020;5(5):281-294. doi:10.1136/jisakos-2020-000494
 28. Irrgang JJ, Anderson AF, Boland AL, et al. Development and validation of the international knee documentation committee subjective knee form. *Am J Sports Med.* 2001;29(5):600-613. doi:10.1177/03635465010290051301
 29. Sadeqi M, Klouche S, Bohu Y, Herman S, Lefevre N, Gerometta A. Progression of the Psychological ACL-RSI Score and Return to Sport After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Prospective 2-Year Follow-up Study From the French Prospective Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Cohort Study (FAST). *Orthop J Sports Med.* 2018;6(12). doi:10.1177/2325967118812819

30. Webster KE, Feller JA. Who Passes Return-to-Sport Tests, and Which Tests Are Most Strongly Associated With Return to Play After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction? *Orthop J Sports Med.* 2020;8(12):2325967120969425. doi:10.1177/2325967120969425
31. Kyritsis P, Bahr R, Landreau P, Miladi R, Witvrouw E. Likelihood of ACL graft rupture: not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. *Br J Sports Med.* 2016;50(15):946-951. doi:10.1136/bjsports-2015-095908
32. Steidl-Müller L, Hildebrandt C, Müller E, Fink C, Raschner C. Limb symmetry index in competitive alpine ski racers: Reference values and injury risk identification according to age-related performance levels. *J Sport Health Sci.* 2018;7(4):405-415. doi:10.1016/j.jshs.2018.09.002
33. Springer S, Kelman D, Brand M, Gottlieb U. Knee position sense: does the time interval at the target angle affect position accuracy? *J Phys Ther Sci.* 2017;29(10):1760-1765. doi:10.1589/jpts.29.1760
34. Reider B, Arcand MA, Diehl LH, et al. Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc.* 2003;19(1):2-12. doi:10.1053/jars.2003.50006
35. Nakamae A, Adachi N, Ishikawa M, Nakasa T, Ochi M. No evidence of impaired proprioceptive function in subjects with anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review. *J ISAKOS.* 2017;2(4):191-199. doi:10.1136/jisakos-2016-000087
36. Laboute E, Verhaeghe E, Ucay O, Minden A. Evaluation kinaesthetic proprioceptive deficit after knee anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction in athletes. *J Exp Orthop.* 2019;6(1):6. doi:10.1186/s40634-019-0174-8
37. Shidahara H, Deie M, Niimoto T, et al. Prospective Study of Kinesthesia After ACL Reconstruction. *Int J Sports Med.* 2011;32(5):386-392. doi:10.1055/s-0031-1271675
38. Hu S, Ma X, Ma X, et al. Relationship of strength, joint kinesthesia, and plantar tactile sensation to dynamic and static postural stability among patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Front Physiol.* 2023;14:1112708. doi:10.3389/fphys.2023.1112708
39. Brophy R, Silvers HJ, Gonzales T, Mandelbaum BR. Gender influences: the role of leg dominance in ACL injury among soccer players. *Br J Sports Med.* 2010;44(10):694-697. doi:10.1136/bjsm.2008.051243
40. Boo HC, Howe TS, Koh JS. Effect of leg dominance on early functional outcomes and return to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Surg Hong Kong.* 2020;28(1):2309499019896232. doi:10.1177/2309499019896232
41. Uzun E, Misir A, Guney A. Effect of Leg Dominance on Medium- to Long-Term Functional Outcomes, Quality of Life, and Revision Rates After Isolated ACL Reconstruction. *Orthop J Sports Med.* 2021;9(4):2325967121995808. doi:10.1177/2325967121995808
42. Smith TO, Davies L, Hing CB. A systematic review to determine the reliability of knee joint position sense assessment measures. *The Knee.* 2013;20(3):162-169. doi:10.1016/j.knee.2012.06.010
43. Baumeister J, Reinecke K, Weiss M. Changed cortical activity after anterior cruciate ligament reconstruction in a joint position paradigm: an EEG study. *Scand J Med Sci Sports.* 2008;18(4):473-484. doi:10.1111/j.1600-0838.2007.00702.x
44. Agarwal N, Monketh J, Volpin A. Clinical and mechanical outcomes in isolated anterior cruciate ligament reconstruction vs additional lateral extra-articular tenodesis or anterolateral ligament reconstruction. *World J Orthop.* 2022;13(7):662-675. doi:10.5312/wjo.v13.i7.662
45. Ma X, Lu L, Zhou Z, et al. Correlations of strength, proprioception, and tactile sensation to return-to-sports readiness among patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Front Physiol.* 2022;13:1046141. doi:10.3389/fphys.2022.1046141
46. Raoul T, Klouche S, Lefevre N, et al. Aptitude physique et psychologique pour la reprise du sport après reconstruction du ligament croisé antérieur du genou : score ACL-RSI et tests fonctionnels. *J Traumatol Sport.* 2018;35(1):15-24. doi:10.1016/j.jts.2017.12.003
47. Angoules AG, Mavrogenis AF, Dimitriou R, et al. Knee proprioception following ACL reconstruction; a prospective trial comparing hamstrings with bone-patellar tendon-bone autograft. *The Knee.* 2011;18(2):76-82. doi:10.1016/j.knee.2010.01.009
48. Cho E, Chen J, Xu C, Zhao J. Remnant preservation may improve proprioception after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Traumatol Off J Ital Soc Orthop Traumatol.* 2022;23(1):22. doi:10.1186/s10195-022-00641-y
49. Başar B, Başar G, Aybar A, Kurtan A, Başar H. The effects of partial meniscectomy and meniscal repair on the knee proprioception and function. *J Orthop Surg Hong Kong.* 2020;28(1):2309499019894915. doi:10.1177/2309499019894915
50. Johansson H. Role of knee ligaments in proprioception and regulation of muscle stiffness. *J Electromyogr Kinesiol.* 1991;1(3):158-179. doi:10.1016/1050-6411(91)90032-Z
51. Nagai T, Bates NA, Hewett TE, Schilaty ND. Paradoxical Relationship in Sensorimotor System: Knee Joint Position Sense Absolute Error and Joint Stiffness Measures. *Clin Biomech Bristol Avon.* 2019;67:34-37. doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.04.021

14.8 DISCUSSION DE LA PARTIE 2

14.8.1 Résumé des principaux résultats

Dans cette seconde partie, les principaux objectifs étaient d'évaluer l'intérêt de l'évaluation isocinétique après une R-LCA, en se basant sur les recommandations françaises actuelles et la pratique clinique mais également en élargissant l'évaluation musculaire classique de la force aux propriétés passives et à la proprioception.

Dans un premier temps, nous allons rappeler et synthétiser les principaux résultats de 6 articles étudiant la force musculaire (3 articles), la raideur du complexe musculo-tendineux (1 article) et la proprioception (2 articles).

Concernant l'évaluation de la force musculaire, l'étude 4 a démontré que le bilan isocinétique réalisé au 4^{ème} mois postopératoire était associé, non seulement aux bilans réalisés au 8^{ème} mois, mais surtout au retour à la performance sportive à 2 ans postopératoires chez des individus sportifs non-élites. Nous avons également montré que certains facteurs de risque d'asymétrie de force étaient transitoires (temps de garrot, âge, type de pratique sportive) et seule l'utilisation d'une autogreffe au tendon rotulien était associée à une asymétrie plus importante sur les extenseurs (en comparaison avec un greffe aux ischio-jambiers) qui persistait à 8 mois. Pour finir, cette étude a permis de définir et valider des critères pour l'évaluation du 4^{ème} mois qui sont applicables et utilisables en pratique clinique. En effet, les participants qui avaient un indice de symétrie > 59% pour les extenseurs et/ou > 72% pour les fléchisseurs du genou avaient 3-4 fois plus de chances de retrouver leur niveau de performance sportive à 2 ans. L'étude 5 a corroboré l'utilité de ces ratios puisque l'indice de symétrie < 60% pour les extenseurs (choisi pour homogénéiser les données de la littérature) était associé à un risque 2,4 fois plus élevé de lésion secondaire du genou (opéré ou controlatéral) à un délai moyen de 35 mois postopératoires. De plus, il existait une corrélation significative entre la symétrie de force et le délai de seconde blessure, ce qui indique que l'asymétrie de la force pourrait être particulièrement associée à la récurrence au cours des deux premières années suivant la R-LCA. En revanche, la symétrie de force musculaire mesurée à 4 mois n'était pas significativement associée au statut psychologique évalué par le score ACL-RSI à plus de 2 ans. Pour finir, l'étude 6 a permis d'élargir l'évaluation de la force musculaire aux profils force-vitesse des muscles extenseurs et fléchisseurs du genou à travers le modèle isocinétique à 2 points. Il s'agit de la première étude démontrant une modification du profil

force-vitesse après une R-LCA, mais qui évolue de manière significative entre les 4^{ème} et 8^{ème} mois, ce qui en fait un paramètre sensible pour le suivi de la récupération des propriétés musculaires. De plus l'utilisation du paramètre F0 (force isométrique maximale théorique) permet une nouvelle méthode de calcul de la symétrie musculaire, qui permet d'intégrer et homogénéiser les mesures réalisées à vitesses différentes.

L'étude 7 évaluait les différences et l'évolution des paramètres isocinétique de raideur passive dynamique des fléchisseurs du genou opéré et controlatéral après une R-LCA en comparant avec un groupe de témoins sains. La raideur était plus basse sur le membre opéré en comparaison avec le membre controlatéral aux 4^{ème} et 8^{ème} mois postopératoires, avec une augmentation progressive de la raideur entre les évaluations pour les 2 membres inférieurs. En comparaison avec le groupe contrôle, la raideur musculaire était plus basse pour les 2 membres inférieurs à 4 mois, mais uniquement pour le membre opéré à 8 mois. Il existait une corrélation positive significative, mais faible entre la force et la raideur des fléchisseurs du genou et les participants qui avaient un flessum persistant au-delà de 4 mois n'avaient pas de raideur significativement plus importante sur le genou opéré. Ainsi, l'évaluation de la raideur passive dynamique est faisable et apporte des éléments pertinents dans l'analyse du comportement musculaire passif. Cependant, cette évaluation doit être peaufinée pour être intégrée en pratique courante puisqu'en l'état actuel du dispositif, cela nécessite une exportation de données brutes et un calcul d'approximation de la force gravitationnelle. De plus, les modifications de raideur sont de faible ampleur et il est peu probable qu'il y ait un impact mécanique franc sur la diminution des contraintes du transplant. Cependant d'autres propriétés, notamment proprioceptives, peuvent être modifiées par de faibles variations de tension et raideur musculaire, et avoir un intérêt clinique dans le suivi des sportifs.

Pour finir, l'évaluation de la proprioception du genou par dynamométrie isocinétique a été abordée dans 2 études, l'une méthodologique et la seconde appliquée à la R-LCA. Dans l'étude 8, nous avons étudié l'association entre les Hop-tests et les mesures isocinétiques de force musculaire, du sens positionnel caractérisant la statesthésie, et de la détection du mouvement caractérisant la kinesthésie. Les Hop-tests sont des évaluations largement répandues pour l'évaluation fonctionnelle des membres inférieurs notamment utilisés en pratique clinique pour apprécier la symétrie fonctionnelle après une R-LCA. Il est donc important de comprendre les facteurs associés à la performance et à la symétrie lors de ces tests. La performance unilatérale était associée à la force musculaire isocinétique tandis que la symétrie des Hop-tests, entre le membre dominant et non-dominant était associée à la symétrie du sens positionnel. En effet, les participants avaient près de 3 fois plus de risque d'avoir une asymétrie significative sur les Hop-tests lorsqu'ils avaient un sens positionnel moins bon sur la jambe non dominante. L'étude 9, étudiait la proprioception à

4 mois d'une R-LCA avec une meilleure kinesthésie sur le genou opéré, relativement au côté controlatéral, sans différence significative sur la statesthésie. Également, ces résultats faisaient écho à l'étude précédente puisque la dominance des membres inférieurs avait un impact significatif sur la statesthésie qui était moins bonne sur la jambe opérée, en comparaison avec la jambe non-opérée, lorsque la chirurgie concernait la jambe non dominante. En revanche, l'utilisation d'une plastie antérolatérale n'était pas associée à des différences significatives dans la proprioception du genou entre la jambe opérée et la jambe non-opérée avec des limites concernant la sélection des patients et le statut préopératoire. Enfin, il y avait une corrélation positive significative entre le statut psychologique mesuré au 4^{ème} mois et la symétrie de statesthésie du genou, et principalement du sens positionnel mesuré par technique de repositionnement passif. Ces résultats montrent que l'utilisation de techniques isocinétique pour l'étude de la proprioception est faisable et utile, et que son interprétation devrait tenir compte de la dominance des membres inférieurs. En effet, la symétrie fonctionnelle semble être liée à une meilleure statesthésie du membre non-dominant dans une population saine, alors qu'elle est davantage altérée lorsqu'il s'agit du genou opéré d'une R-LCA. Cette évaluation est parfaitement utilisable en pratique clinique puisque les modalités de détection du mouvement pour la kinesthésie et de repositionnement pour la statesthésie sont facilement réalisables et ne mériteraient qu'une adaptation mineure pour être intégrée dans l'analyse. En revanche, le contrôle rigoureux des stimuli extéroceptif pouvant influencer la perception du mouvement peut être un frein à sa réalisation pratique.

La synthèse de ces résultats montre que l'étude isocinétique des propriétés de force musculaire, y compris l'analyse du profil force-vitesse, mais aussi des propriétés mécaniques passives et la proprioception sont des évaluations faisables et utiles dans le suivi des patients après R-LCA, notamment dès le bilan du 4^{ème} mois postopératoire.

La littérature est unanime sur le constat d'un faible taux de retour au sport et l'absence de consensus fiable concernant les critères décisionnels de retour au sport. Pour autant, il semble évident que cette évaluation doit être multimodale et les concepts actuels de la littérature supportent l'utilisation combinée d'évaluations musculaires instrumentales, de tests fonctionnels et de l'évaluation du statut psychologique dans le processus décisionnel du retour au sport après une R-LCA (Gokeler, Dingenen, et al., 2022; Turk et al., 2023). La place de l'évaluation isocinétique est largement répandue et validée, notamment comme référence dans la mesure de la force musculaire mais les protocoles d'évaluation et les critères décisionnels sont hétérogènes (Undheim et al., 2015c). Nos études ont permis de proposer des critères décisionnels valides, des protocoles de mesure des profils force-vitesse pertinents et sensibles ainsi que des arguments pour intégrer l'évaluation de la raideur et de la proprioception dans le bilan isocinétique.

Comme nous l'avons vu, l'analyse isolée de la force musculaire ne permet pas d'expliquer les résultats aux tests fonctionnels, ni les scores psychologiques, là où l'évaluation proprioceptive, par exemple, était associée à ces paramètres. De manière intéressante, une étude récente décrivait une corrélation entre la symétrie fonctionnelle et les score ACL-RSI chez des sportifs élités (Zarro et al., 2023). Dans notre travail, le test proprioceptif de repositionnement était à la fois associé à la symétrie fonctionnelle, dans une population saine et au score ACL-RSI après R-LCA. On pourrait formuler l'hypothèse que la proprioception puisse expliquer, au moins en partie, l'association entre la symétrie fonctionnelle et le statut psychologique, et des études supplémentaires seraient nécessaires pour évaluer conjointement ces paramètres après une R-LCA. Également, dans notre synthèse nous faisons l'hypothèse d'une association entre la raideur passive et la proprioception en raison de mécanorécepteur à faible seuil de détection de la tension musculaire. Ainsi, dans une approche intégrative de nos résultats, nous avons analysé l'impact de la symétrie du sens positionnel dans la différence de raideur entre la jambe opérée et controlatérale chez 23 individus inclus dans notre étude 9. Ceci confirmait, d'une part, la différence significative de raideur passive avec des valeurs plus basse sur le côté opéré en comparaison avec le côté controlatéral ($t= 2,908$, $p= 0,008$), mais surtout il y avait un effet d'interaction significatif avec la co-variable 'proprioception' (AE_{diff}) pour le JPS 2 (repositionnement, $F= 7,772$, $p= 0,011$). Ceci confirme que la différence de raideur mesurée entre le côté opéré et le côté controlatéral est associée à la symétrie du sens positionnel, ce qui pourrait supporter notre hypothèse. D'autres études complémentaires seront nécessaires afin de confirmer ces résultats préliminaires en incluant une évaluation fonctionnelle.

Augmenter le nombre de critères décisionnels pour le retour au sport entraîne une lourdeur de l'évaluation clinique et, mathématiquement, une diminution des chances de satisfaire l'ensemble des critères. En effet, les critères de réussite des batteries d'évaluation pour le retour au sport sont déjà faiblement atteints et leurs impacts sur le retour sportif et les récurrences sont incertains (Webster & Hewett, 2020). Cependant, élargir l'évaluation isocinétique pour étudier l'association entre des paramètres physiques et des évaluations fonctionnelles ou subjectives peut s'envisager, non pas pour ajouter des évaluations redondantes, mais pour mieux identifier les facteurs de causalité qui pourront être des axes de travail en rééducation ou lors de la réathlétisation.

De plus, l'évaluation isocinétique permet la réalisation d'une évaluation instrumentale précoce, au 4^{ème} mois postopératoire, ce qui est d'un intérêt particulier dans le suivi du patient dans le cadre du processus de retour au sport. Dans la littérature récente, plusieurs approches conceptuelles ont caractérisé les étapes de la rééducation puis de la réathlétisation en fonction des contraintes acceptables qui sont adaptées selon le délai postopératoire et l'évolution du patient. Gokeler et al. (2022) présentaient un cadre théorique selon lequel le thérapeute apprécie le contrôle et les

compétences de l'athlète dans un environnement défini et adapté au stade correspondant à son statut (environnement fonctionnel) (Figure 51). Initialement, la tâche est réalisée dans un environnement sécurisé, contrôlé que les auteurs appellent la phase stratégique puis progressivement l'environnement va intégrer quelques situations non contrôlées définies par le thérapeute (phase tactique), pour, finalement, n'intégrer que des situations non contrôlées (phase réactive) qui doit précéder le retour à l'environnement sportif sans restriction.



Figure 51 Un modèle de retour au sport décrivant la progression graduelle des environnements contrôlés vers l'incertitude non maîtrisée traduit et adapté de Gokeler, Grassi, et al., 2022.

Ce concept est proche du 'control to chaos continuum' de Taberner et al. qui considère qu'au-delà des éléments quantitatifs de la charge de travail, les thérapeutes devraient également tenir compte de la nature qualitative de la tâche sportive en condition écologique, et notamment des mouvements hautement variables, spontanés et non anticipés ('chaos') (Taberner et al., 2019). Le 'control to chaos continuum' appliqué aux blessures sportives est illustré par cinq phases clés qui sont les suivantes :

- 1) Haut contrôle : retour à la course, avec un contrôle important sur les vitesses/intensité de course et de faibles impacts, renforçant la confiance du joueur.
- 2) Contrôle modéré : introduction de situation de jeu contrôlées (ex. changement de direction avec le ballon), et progression de l'intensité de course à vitesse vers la réalisation de sprints

- 3) Contrôle>chaos : introduction d'une réathlétisation spécifique au sport pour renforcer les exigences spécifiques au jeu, reflétant une transition du contrôle au chaos (inclusion de mouvements avec des actions imprévues, dans une certaine limite).
- 4) Augmentation de l'intensité de course/ sprints intégrant un 'chaos' modéré (mouvements imprévus), avec l'ajout de phases de sports spécifiques (ex. passes) ainsi que des exercices spécifiques de schémas de jeu.
- 5) Reprise de l'entraînement régulier sans restriction et intégrer des exercices dédiés pour tester des scénarios défavorables (vitesse élevée/'chaos' élevé).

Les paramètres sensorimoteurs et biomécaniques sont mesurés en tenant compte des interactions de l'athlète avec l'environnement dans lequel ces tâches sont exécutées (Dingenen & Gokeler, 2017) et la phase précoce du suivi de l'athlète nécessite un environnement contrôlé dans lequel le thérapeute pourra apprécier les capacités de l'individu sans induire de risque, notamment en respectant l'évolution naturelle du transplant après une R-LCA. L'utilisation d'un dynamomètre isocinétique permet de réaliser des tâches maximales à travers un mouvement contrôlé et auto-adaptatif. Ainsi, il peut être réalisé rapidement dans le suivi de l'athlète comme le suggèrent les recommandations françaises qui proposent la réalisation des tests isocinétique dès le 4^{ème} mois postopératoire. A ce stade, les exercices fonctionnels ne sont pas unanimement intégrés dans la rééducation de l'athlète et un certain nombre de patients ne sont pas capables d'effectuer un Hop-test (Beischer et al., 2019b). Par ailleurs, Rambaud et al. ont considéré que les Hop-tests réalisés avant 4 mois présentent de grandes variabilités et doivent s'apprécier en fonction de l'évolution clinique et des paramètres isocinétiques (A. Rambaud et al., 2016). Ainsi, l'utilisation de l'isocinétisme pour évaluer des propriétés plus larges que la force musculaire, et notamment des paramètres qui sont associés avec les performances fonctionnelles pourrait représenter une modalité d'évaluation multidimensionnelle de référence à un stade précoce, sans introduire de situation à risques pour le patient.

14.8.2 Limites

Certaines limites doivent être discutées pour avoir une lecture plus exacte de nos résultats et de leurs interprétations. Nous aborderons ici les limites globales de ces études puisque les limites de chaque étude ont été discutées dans les articles.

Tout d'abord, la majorité de nos études utilise le côté controlatéral (ou non-opéré) comme référence pour les analyses ou pour le calcul du déficit. Cependant, il a été démontré que le côté controlatéral présente également des altérations de performances à la suite d'une rupture puis d'une R-LCA (Culvenor et al., 2016; Moran et al., 2022). En effet, nos études le soulignent également, notamment l'étude 7 qui trouvait une différence significative de raideur du côté non-opéré avec le groupe contrôle à 4 mois mais pas à 8 mois. Cependant, le critère de symétrie est le plus utilisé dans l'interprétation du déficit dans la littérature comme dans la pratique clinique.

Aussi, la procédure d'évaluation isocinétique de la force musculaire de force implique d'interpréter les résultats selon un groupe musculaire plus que d'un muscle précis. Ainsi, pour les muscles extenseurs du genou, il n'y a pas de spécificité des chefs du quadriceps et notamment l'étude du vaste médial qui a récemment gagné en popularité avec le concept d'inhibition motrice d'origine centrale. Coupler une mesure EMG à l'évaluation musculaire isocinétique pourrait apporter des éléments plus spécifiques sur l'étude des groupes musculaires. Aussi, l'étude EMG couplée à des protocoles de fatigue musculaire permettrait d'évaluer la part centrale ou périphérique de la fatigue musculaire après R-LCA.

Ensuite, les études étaient réalisées dans le cadre du parcours de soin du patient et les prises en charge étaient adaptées en fonction du résultat du bilan musculaire. Par exemple, un patient qui présentait une asymétrie importante, traduisant un déficit de force majeur au bilan du 4^{ème} mois pouvait avoir une prescription de kinésithérapie ou bien des recommandations spécifiques pour optimiser le gain de force. Il aurait été plus rigoureux scientifiquement de standardiser l'attitude du thérapeute, quel que soit le résultat du bilan musculaire, pour apprécier l'évolution naturelle entre les bilans. Cependant cela constitue une perte de chance pour le patient et est inconcevable en pratique clinique puisqu'il s'agit, justement, d'une évaluation visant à optimiser le suivi du patient.

Toujours dans le cadre de la pratique clinique, le bilan musculaire isocinétique et son interprétation ont évolué au fur et à mesure de l'optimisation de l'évaluation à la lumière de nos résultats, et sont présentés ci-dessous en *Applications pratiques*. Par exemple, le critère d'évaluation du 4^{ème} mois est devenu un critère décisionnel appliqué, l'appréciation de la dominance et/ou préférence motrice ont été systématiquement intégrés, l'évaluation excentrique a été limitée au 8^{ème} mois, le statut psychologique est devenu une évaluation systématique et les tests fonctionnels sont réalisés systématiquement, selon le bilan musculaire. Ainsi, il existe quelques rares différences dans les méthodologies entre les études (description de la dominance, définition du sport, absence de tests fonctionnels) qui traduisent l'évolution de nos pratiques au fil de ces travaux.

De plus, si les ratios agonistes-antagonistes (conventionnel et fonctionnel) étaient mesurés dans la pratique clinique, ils n'étaient pas exploités dans ces travaux. En effet, une revue récente de la littérature décrit l'absence de preuve suffisante pour l'utilisation du ratio agoniste-antagoniste dans la prévention des lésions du LCA (Kellis, Sahinis, & Baltzopoulos, 2023). Après une R-LCA, le déséquilibre agoniste-antagoniste reflète principalement une asymétrie relativement plus importante sur les extenseurs ou sur les fléchisseurs, mais des études supplémentaires seraient intéressantes pour étudier l'impact sur les paramètres biomécaniques et les complications après une R-LCA.

Pour finir, l'évaluation isocinétique est une technique largement répandue dans le suivi des patients après R-LCA aussi bien en centres hospitaliers, spécialisés en rééducation ou non et également dans les cabinets de kinésithérapie. Cependant, certains patients ne peuvent bénéficier de ce type d'évaluation dans le cadre du suivi et il serait intéressant d'évaluer la corrélation avec des outils utilisables et accessibles de manière universelle (Gokeler, Dingenen, et al., 2022). En effet des études ont confirmé l'intérêt de l'utilisation de dynamomètres manuels ou bien de la 1-RM sur un fauteuil à quadriceps / ischios-jambiers dans l'évaluation de la force après R-LCA (Ivarsson & Cronström, 2022; Pua et al., 2017). Cependant, l'évaluation isocinétique reste la référence de mesure de la force, notamment dans les recommandations les plus récentes (Kotsifaki et al., 2023) et nos études montrent que son utilisation permet d'évaluer des propriétés musculaires multiples et utiles dans le suivi après R-LCA.

14.8.3 Applications pratiques / Perspectives

À la lumière de l'ensemble de nos résultats, des interprétations et des conclusions des études de la Partie 2, nous pouvons proposer un protocole d'évaluation isocinétique dès le 4^{ème} mois, intégrant les mesures de force avec les paramètres force-vitesse, de raideur passive et de proprioception (Tableau 14).

Cette proposition est basée sur les résultats de ces études, mais ne constitue en aucun cas une recommandation validée car de nombreuses interrogations persistent sur les critères et la pertinence clinique de certains paramètres (paramètres force-vitesse, raideur).

Ainsi, de nombreuses perspectives de recherches ultérieures peuvent être définies sur la base de ces travaux.

Tableau 14 Proposition de protocole d'évaluation isocinétique reprenant les données des articles présentés.

<i>Type d'évaluation</i>	<i>Méthodologie</i>	<i>Critère</i>
1) Proprioception		
Statesthésie	Repositionnement entre 40-60° (erreur standard, ES)	ES opéré < ES controlatéral
Kinesthésie	TDPM depuis 90° (erreur standard, ES)	ES opéré < ES controlatéral
2) Propriétés passives		
Raideur passive	Raideur (N.m/°)	Opéré ≈ controlatéral <i>À considérer selon clinique</i>
3) Force		
Echauffement		
Concentrique 60° (fléch-ext)	LSI	Q-LSI ≥ 60%, H-LSI > 72%, <i>Pente F-V et LSI F0 ?</i>
Concentrique 240° (fléch-ext)	LSI, pente F-V, LSI F0	
<i>Excentrique 60°* (fléch)</i>		

*: selon le type de greffe et l'importance clinique

Tout d'abord, nous avons inclus l'ensemble des patients, sans considération vis-à-vis de type de chirurgie, bien que le type de transplant ait été considéré dans les variables analysées. Des études ont analysé spécifiquement certains types de chirurgie pour définir des critères applicables en fonction de la chirurgie. Si cette approche est intéressante, car elle prend en compte les différences que nous avons discutées dans nos études, il n'est pas sûr qu'elle apporte plus de validité et une meilleure pertinence clinique. Ainsi des études pourraient comparer des critères généraux à des critères spécifiques selon le type de transplant sur le retour au sport après R-LCA.

Ensuite, nous avons déjà abordé dans les limites, le fait que l'évaluation passive ait été mesurée sans contrôle de l'EMG. Au-delà de contrôler l'absence de contraction, le couplage de l'analyse isocinétique et EMG permettrait, en passif, d'évaluer une contraction reflexe, comme cela est évoqué dans les phénomènes associés à l'inhibition motrice d'origine centrale. De plus, associée à l'analyse de la contraction musculaire, cela permettrait d'évaluer l'efficacité neuromusculaire lorsque l'on veut analyser l'origine du déficit.

Par ailleurs, l'applicabilité de la mesure passive reste limitée et d'autres études pourraient tester l'association de la raideur passive avec la laxité antérieure et rotatoire mesurée de manière instrumentale.

Si l'impact mécanique de la diminution de raideur semble peu probable, nous avons discuté la possibilité que ces modifications aient un impact sur la proprioception avec une étude pilote qui semble montrer une association entre la symétrie de proprioception et la différence de raideur entre le genou opéré et controlatéral. D'autres études intégrant des évaluations plus larges que l'isocinétisme, et notamment des analyses fonctionnelles intégrant l'analyse de paramètres sensori-moteurs, pourraient tester l'association entre la raideur des couples musculo-tendineux et la proprioception du genou après R-LCA.

Nous avons décrit une association entre la symétrie de proprioception, et principalement la statesthésie mesurée par dynamométrie isocinétique et la symétrie fonctionnelle dans une population saine, mais nous n'avons pas étudié cette relation après une R-LCA. Ainsi des études sont nécessaires pour vérifier cette association après une R-LCA et tester si la proprioception est un facteur commun expliquant la bonne récupération fonctionnelle et le statut psychologique favorable concernant la reprise sportive.

Pour finir, dans nos études les participants recevaient une prescription de rééducation standard correspondant aux recommandations après R-LCA mais cette rééducation n'a pas pu être contrôlée ni standardisée. Or, la majorité des paramètres mesurés lors de l'évaluation isocinétique peuvent être influencés par les techniques et exercices de rééducation spécifiques. Des études ultérieures pourraient évaluer l'impact de programmes de rééducation dédiés visant à diminuer l'asymétrie de force ou optimiser le profil-vitesse ou la proprioception et tester leur impact sur l'évolution clinique et le retour au sport.

14.9 CONCLUSION DE LA PARTIE 2

À travers ces études, nous avons démontré que l'évaluation musculaire isocinétique des muscles fléchisseurs et extenseurs du genou permettait d'apporter des informations sur la fonction musculaire avec des mesures fiables, valides et utilisables dans le suivi après une R-LCA. Si la mesure de la symétrie de force musculaire est un paramètre bien décrit, nos travaux proposent des valeurs seuils pour une évaluation précoce réalisée au 4^{ème} mois postopératoire. Ces critères sont applicables et cliniquement pertinents puisqu'ils sont associés à une augmentation du taux de retour au sport et une diminution du risque de seconde blessure. Identifier rapidement les individus à risque permettra de mettre en place des stratégies spécifiques, notamment en adaptant les objectifs et techniques de rééducation, visant à corriger ce déficit et optimiser le processus du retour au sport. Par ailleurs, la mesure du profil force-vitesse apporte des informations complémentaires et sensibles dans l'analyse du comportement musculaire, sans ajouter de mesure chronophage. Ensuite, nous avons étudié les paramètres isocinétiques liés aux propriétés passives du complexe musculo-tendineux et à la proprioception. Une diminution significative de la raideur musculo-tendineuse était observée du côté opéré en comparaison avec le côté controlatéral et/ou un groupe contrôle, cependant l'impact sur la stabilité articulaire reste à être démontré. De plus, la proprioception n'était pas significativement altérée du côté opéré par rapport au côté controlatéral, voire meilleure pour la kinesthésie, mais le sens positionnel, ou statesthésie, était associé au statut psychologique du sportif vis-à-vis du retour au sport. Des études supplémentaires sont nécessaires pour savoir si les paramètres passifs et/ou la proprioception ont un impact sur la stabilité du genou et le retour au sport après R-LCA.

15 DISCUSSION / CONCLUSION GÉNÉRALE

15.1.1 Synthèse générale

L'ensemble des études réalisées dans le cadre de cette thèse a permis de répondre à notre objectif général qui était de démontrer la place de l'évaluation isocinétique comme outil cliniquement pertinent en traumatologie sportive depuis la prévention primaire jusqu'à la prévention tertiaire. L'utilisation de deux applications différentes, à savoir la prévention des pathologies d'épaule chez le sportif «overhead» et le suivi après R-LCA correspondent à des situations cliniques fréquentes en pathologie sportive. Ainsi, l'utilisation d'évaluations valides et applicables présente un intérêt important en pratique clinique comme en recherche.

Nous avons montré que, dans ces deux situations, l'application d'une approche diagnostique, utilisée pour déterminer et évaluer l'exactitude des prévisions d'un modèle, a permis de valider des critères décisionnels utilisables par les thérapeutes. Le critère du RF de décélération des rotateurs d'épaule $> 2/3$ est constant dans nos études ce qui permet une généralisation de nos résultats et de faciliter son intégration dans la pratique courante. Également le ratio de $\geq 60\%$ pour la symétrie des extenseurs du genou après R-LCA est associé à la fois à un taux supérieur de reprise sportive et à une diminution du risque de lésion secondaire. De plus, ce ratio est identique à celui retrouvé par Dauty et al. qui réalisaient une étude de méthodologie semblable à notre étude avec des objectifs complémentaires (Dauty et al., 2021a).

Ces résultats mettent également l'accent sur l'intérêt d'intégrer les principes fondamentaux de la physiologie musculaire dans les modalités de l'évaluation isocinétique. En effet, nous avons pu mettre en évidence que parmi les ratios agoniste-antagoniste des muscles rotateurs d'épaule, le RF était le plus pertinent et discriminant pour identifier les athlètes à risque. Le RF de décélération correspond à une évaluation plus proche de la biomécanique du sportif «overhead», notamment sur la phase de lancer ou de propulsion, en évaluant les modalités de contractions musculaires assurant la stabilité articulaire, dont la mesure de la force excentrique des RE. Aussi, nous avons montré que l'évaluation isocinétique du genou permettait d'appréhender la relation force-vitesse, ainsi que les propriétés passives musculaires dans la relation force-longueur. Ces évaluations sont pertinentes puisqu'elles sont originales en apportant une interprétation complémentaire aux approches conventionnelles de mesure de la force et elles ont un impact clinique puisque ces paramètres étaient sensiblement modifiés après une R-LCA et influencés par des facteurs spécifiques.

Nous avons également abordé d'autres propriétés musculaires, notamment l'évaluation des propriétés sensori-motrices à travers l'analyse de la proprioception. Là, également, notre évaluation apportait une information supplémentaire utilisable en pratique clinique, notamment la recherche d'une performance suffisante de la jambe opérée sur les tests de repositionnement évaluant la sensibilité stathestésique qui était associée à un meilleur statut psychologique de l'athlète. Nos perspectives mettent en évidence la possibilité d'une relation entre la symétrie de proprioception et des propriétés passives du complexe musculo-tendineux, qui pourrait également illustrer les bases neurophysiologiques de la physiologie musculaire.

L'idée générale de ce travail était d'aborder l'évaluation isocinétique 'au-delà' de la mesure isolée de la force musculaire et afin d'identifier des capacités musculaires qui ne sont pas mesurées dans le cadre du bilan classique en l'état actuel des pratiques. Ainsi, ces évaluations nous semblent faisables et pertinentes, avec des mesures simples sans alourdir considérablement le bilan musculaire, voire en se basant sur les mesures actuellement recommandées dans le soin courant (ex. paramètres force-vitesse). Cette approche plus exhaustive permettra de réaliser une évaluation multimodale de la fonction musculaire avec la fiabilité et la sécurité de l'évaluation isocinétique.

Ces travaux ouvrent la voie à de nombreuses investigations futures à la fois pour confirmer et prolonger nos résultats mais également pour élargir l'application de nos méthodologies d'études et les hypothèses de recherche à d'autres situations cliniques.

La principale perspective commune à l'ensemble de nos études sera de mener des études interventionnelles visant corriger une asymétrie ou déséquilibre jugé à risque à la lumière de nos résultats et de tester l'impact sur l'incidence des blessures et/ou les modalités du retour au sport. En effet, ce type d'étude confirmerait (ou remettrait en question) le lien de causalité entre les critères et paramètres identifiés dans ce travail et la survenue d'événements indésirables.

Ensuite, les paramètres de raideur et de proprioception mesurés lors de l'évaluation du genou sont applicables à l'évaluation de l'épaule et il serait intéressant d'adopter une méthodologie similaire afin de tester ces paramètres et leurs impacts dans le cadre des blessures d'épaule et/ou des chirurgies d'épaule (Mornieux et al., 2018; Tsuda et al., 2021). Ces évaluations pourraient également être appliquées à d'autres articulations accessibles au bilan isocinétique comme la cheville, le coude et le rachis.

Aussi, nous avons calculé les ratios en utilisant les MFM, or ils peuvent correspondre à des amplitudes articulaires différentes, notamment pour l'analyse de l'équilibre des muscles agonistes/antagonistes. Certains concepts ont proposé l'analyse des moments de force ou de ratios spécifiques par secteurs angulaires ('angle-specific moments / balance ratio'). Des études

ultérieures pourraient tester ces différentes méthodes de calcul afin de déterminer celle qui permet de mieux caractériser le déséquilibre musculaire et ses conséquences.

Pour finir, nous avons discuté le fait que la dynamométrie isocinétique soit une technique peu accessible et très analytique. Ainsi, d'autres études pourront tester l'association et la non-infériorité d'outils simples de mesure de la fonction musculaire et/ou de tests fonctionnels avec les paramètres isocinétiques mesurés dans ces travaux. De plus, si la mesure d'un même aspect de la fonction musculaire (ex. proprioception) à l'aide d'un outil différent et complémentaire montre des résultats similaires, cela renforcera nos interprétations et les conclusions concernant l'impact et la pertinence clinique de mesurer les paramètres de fonction musculaire en traumatologie sportive.

16 BIBLIOGRAPHIE

A

- Abrams, G. D., Harris, J. D., Gupta, A. K., McCormick, F. M., Bush-Joseph, C. A., Verma, N. N., Cole, B. J., & Bach, B. R. (2014). Functional Performance Testing After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2(1). <https://doi.org/10.1177/2325967113518305>
- Abulhasan, J. F., & Grey, M. J. (2017). Anatomy and Physiology of Knee Stability. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 2(4), Article 4. <https://doi.org/10.3390/jfmk2040034>
- Ackland, D. C., & Pandy, M. G. (2009). Lines of action and stabilizing potential of the shoulder musculature. *Journal of Anatomy*, 215(2), 184-197. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2009.01090.x>
- Agarwal, N., Monketh, J., & Volpin, A. (2022). Clinical and mechanical outcomes in isolated anterior cruciate ligament reconstruction vs additional lateral extra-articular tenodesis or anterolateral ligament reconstruction. *World Journal of Orthopedics*, 13(7), 662-675. <https://doi.org/10.5312/wjo.v13.i7.662>
- Ageberg, E., & Fridén, T. (2008). Normalized motor function but impaired sensory function after unilateral non-reconstructed ACL injury : Patients compared with uninjured controls. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 16(5), 449-456. <https://doi.org/10.1007/s00167-008-0499-9>
- Ager, A. L., Roy, J.-S., Roos, M., Belley, A. F., Cools, A., & Hébert, L. J. (2017). Shoulder proprioception : How is it measured and is it reliable? A systematic review. *Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists*, 30(2), 221-231. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2017.05.003>
- Aginsky, K. D., Lategan, L., & Stretch, R. A. (2004). Shoulder injuries in provincial male fast bowlers—Predisposing factors. *South African Journal of Sports Medicine*, 16(1), Article 1. <https://doi.org/10.17159/2078-516X/2004/v16i1a190>
- Aicale, R., Tarantino, D., & Maffulli, N. (2018). Overuse injuries in sport : A comprehensive overview. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 13, 309. <https://doi.org/10.1186/s13018-018-1017-5>
- Alcazar, J., Csapo, R., Ara, I., & Alegre, L. M. (2019). On the Shape of the Force-Velocity Relationship in Skeletal Muscles : The Linear, the Hyperbolic, and the Double-Hyperbolic. *Frontiers in Physiology*, 10. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2019.00769>
- Alcazar, J., Rodríguez-Lopez, C., Ara, I., Alfaro-Acha, A., Rodríguez-Gómez, I., Navarro-Cruz, R., Losa-Reyna, J., García-García, F. J., & Alegre, L. M. (2018). Force-velocity profiling in older adults : An adequate tool for the management of functional trajectories with aging. *Experimental Gerontology*, 108, 1-6. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2018.03.015>
- Alentorn-Geli, E., Myer, G., Silvers-Graneli, H., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1 : Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 17, 705-729. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0813-1>
- Alexandre Rambaud, Astrid Chazal, Stéphane Moret, Pascal Edouard. (2015). Place des tests fonctionnels dans l'évaluation de la force musculaire du membre inférieur : Utilisation des hop tests. *Kinésithér Scient*.
- Alt, T., Knicker, A. J., & Strüder, H. K. (2014). Factors influencing the reproducibility of isokinetic knee flexion and extension test findings. *Isokinetics and Exercise Science*, 22(4), 333-342. <https://doi.org/10.3233/IES-140555>
- Ameln, D. J. D., Chadwick, E. K., Blana, D., & Murgia, A. (2019). The Stabilizing Function of Superficial Shoulder Muscles Changes Between Single-Plane Elevation and Reaching Tasks. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 66(2), 564-572. <https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2850522>
- Amis, A. A., Bull, A. M. J., & Lie, D. T. T. (2005). Biomechanics of rotational instability and anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 15(1), 29-35. <https://doi.org/10.1053/j.oto.2004.10.009>
- Anderson, D. E., Nussbaum, M. A., & Madigan, M. L. (2010). A new method for gravity correction of dynamometer data and determining passive elastic moments at the joint. *Journal of biomechanics*, 43(6), 1220-1223. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.11.036>

- Andrade, M. S., Vancini, R. L., de Lira, C. A. B., Mascarim, N. C., Fachina, R. J. F. G., & da Silva, A. C. (2013). Shoulder isokinetic profile of male handball players of the Brazilian National Team. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 17(6), 572-578. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552012005000125>
- Andrews, J. R., Carson, W. G., & McLeod, W. D. (1985). Glenoid labrum tears related to the long head of the biceps. *The American Journal of Sports Medicine*, 13(5), 337-341. <https://doi.org/10.1177/036354658501300508>
- Ardern, C. L., Glasgow, P., Schneiders, A., Witvrouw, E., Clarsen, B., Cools, A., Gojanovic, B., Griffin, S., Khan, K. M., Moksnes, H., Mutch, S. A., Phillips, N., Reurink, G., Sadler, R., Silbernagel, K. G., Thorborg, K., Wangenstein, A., Wilk, K. E., & Bizzini, M. (2016). 2016 Consensus statement on return to sport from the First World Congress in Sports Physical Therapy, Bern. *British Journal of Sports Medicine*, 50(14), 853-864. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096278>
- Ardern, C. L., Taylor, N. F., Feller, J. A., & Webster, K. E. (2013). A systematic review of the psychological factors associated with returning to sport following injury. *British Journal of Sports Medicine*, 47(17), 1120-1126. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091203>
- Ardern, 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>
- Ardern, C. L., Taylor, N. F., Feller, J. A., Whitehead, T. S., & Webster, K. E. (2015). Sports participation 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction in athletes who had not returned to sport at 1 year : A prospective follow-up of physical function and psychological factors in 122 athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(4), 848-856. <https://doi.org/10.1177/0363546514563282>
- Ariel de Lima, D., de Lima, L. L., de Souza, N. G. R., de Moraes Perez, R. A., Sobrado, M. F., Guimarães, T. M., & Helito, C. P. (2021). Clinical outcomes of combined anterior cruciate ligament and anterolateral ligament reconstruction : A systematic review and meta-analysis. *Knee Surgery & Related Research*, 33(1), 33. <https://doi.org/10.1186/s43019-021-00115-1>
- Arnold, M. P., Calcei, J. G., Vogel, N., Magnussen, R. A., Clatworthy, M., Spalding, T., Campbell, J. D., Bergfeld, J. A., Sherman, S. L., & ACL Study Group. (2021). ACL Study Group survey reveals the evolution of anterior cruciate ligament reconstruction graft choice over the past three decades. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 29(11), 3871-3876. <https://doi.org/10.1007/s00167-021-06443-9>
- Arora, M., Shetty, S. H., Khedekar, R. G., & Kale, S. (2015). Over half of badminton players suffer from shoulder pain : Is impingement to blame? *Journal of Arthroscopy and Joint Surgery*, 2(1), 33-36. <https://doi.org/10.1016/j.jajs.2014.12.006>
- Arumugam, A., Strong, A., Tengman, E., Röijezon, U., & Häger, C. K. (2019). Psychometric properties of knee proprioception tests targeting healthy individuals and those with anterior cruciate ligament injury managed with or without reconstruction : A systematic review protocol. *BMJ Open*, 9(4), e027241. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2018-027241>
- Asker, M., Brooke, H. L., Waldén, M., Tranaeus, U., Johansson, F., Skillgate, E., & Holm, L. W. (2018). Risk factors for, and prevention of, shoulder injuries in overhead sports : A systematic review with best-evidence synthesis. *British Journal of Sports Medicine*, 52(20), 1312-1319. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098254>
- B**
- Badiola-Mateos, M., Osaki, T., Kamm, R. D., & Samitier, J. (2022). In vitro modelling of human proprioceptive sensory neurons in the neuromuscular system. *Scientific Reports*, 12, 21318. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-23565-3>
- Bagni, M. A., Cecchi, G., Colomo, F., & Tesi, C. (1988). Plateau and descending limb of the sarcomere length-tension relation in short length-clamped segments of frog muscle fibres. *The Journal of Physiology*, 401(1), 581-595. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1988.sp017181>
- Bagordo, A., Ciletti, K., Kemp-Smith, K., Simas, V., Climstein, M., & Furness, J. (2020). Isokinetic Dynamometry as a Tool to Predict Shoulder Injury in an Overhead Athlete Population : A Systematic Review. *Sports (Basel, Switzerland)*, 8(9), E124. <https://doi.org/10.3390/sports8090124>
- Bahr, R., & Krosshaug, T. (2005). Understanding injury mechanisms : A key component of preventing injuries in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 39(6), 324-329. <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.018341>

- Bak, K. (2010). The practical management of swimmer's painful shoulder : Etiology, diagnosis, and treatment. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 20(5), 386-390. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3181f205fa>
- Bak, K., & Magnusson, S. P. (1997). Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(4), 454-459. <https://doi.org/10.1177/036354659702500407>
- Baltzopoulos, V., & Brodie, D. A. (1989). Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 8(2), 101-116. <https://doi.org/10.2165/00007256-198908020-00003>
- Banios, K., Raoulis, V., Fylos, A., Chytas, D., Mitrousias, V., & Zibis, A. (2022). Anterior and Posterior Cruciate Ligaments Mechanoreceptors : A Review of Basic Science. *Diagnostics (Basel, Switzerland)*, 12(2), 331. <https://doi.org/10.3390/diagnostics12020331>
- Barber-Westin, S. D., & Noyes, F. R. (2011a). Factors used to determine return to unrestricted sports activities after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 27(12), 1697-1705. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2011.09.009>
- Barber-Westin, S. D., & Noyes, F. R. (2011b). Objective criteria for return to athletics after anterior cruciate ligament reconstruction and subsequent reinjury rates : A systematic review. *The Physician and Sportsmedicine*, 39(3), 100-110. <https://doi.org/10.3810/psm.2011.09.1926>
- Barber-Westin, S., & Noyes, F. R. (2020). One in 5 Athletes Sustain Reinjury Upon Return to High-Risk Sports After ACL Reconstruction : A Systematic Review in 1239 Athletes Younger Than 20 Years. *Sports Health*, 12(6), 587-597. <https://doi.org/10.1177/1941738120912846>
- Barclay, C. J. (2023). A century of exercise physiology : Key concepts in muscle energetics. *European Journal of Applied Physiology*, 123(1), 25-42. <https://doi.org/10.1007/s00421-022-05070-7>
- Barfod, K. W., Feller, J. A., Hartwig, T., Devitt, B. M., & Webster, K. E. (2019). Knee extensor strength and hop test performance following anterior cruciate ligament reconstruction. *The Knee*, 26(1), 149-154. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2018.11.004>
- Barnamehei, H., Tabatabai Ghomsheh, F., Safar Cherati, A., & Pouladian, M. (2018). Upper Limb Neuromuscular Activities and Synergies Comparison between Elite and Nonelite Athletics in Badminton Overhead Forehand Smash. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2018, e6067807. <https://doi.org/10.1155/2018/6067807>
- Barrack, R. L., Skinner, H. B., & Buckley, S. L. (1989). Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 17(1), 1-6. <https://doi.org/10.1177/036354658901700101>
- Bastijns, S., De Cock, A.-M., Vandewoude, M., & Perkisas, S. (2020). Usability and Pitfalls of Shear-Wave Elastography for Evaluation of Muscle Quality and Its Potential in Assessing Sarcopenia : A Review. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 46(11), 2891-2907. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2020.06.023>
- Batalha, N. M., Raimundo, A. M., Tomas-Carus, P., Barbosa, T. M., & Silva, A. J. (2013). Shoulder rotator cuff balance, strength, and endurance in young swimmers during a competitive season. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(9), 2562-2568. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31827fd849>
- Beach, M. L., Whitney, S. L., & Dickoff-Hoffman, S. (1992). Relationship of shoulder flexibility, strength, and endurance to shoulder pain in competitive swimmers. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 16(6), 262-268. <https://doi.org/10.2519/jospt.1992.16.6.262>
- Beaufils, P., Hulet, C., Dhénain, M., Nizard, R., Nourissat, G., & Pujol, N. (2009). Clinical practice guidelines for the management of meniscal lesions and isolated lesions of the anterior cruciate ligament of the knee in adults. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 95(6), 437-442. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2009.06.002>
- Beischer, S., Gustavsson, L., Senorski, E. H., Karlsson, J., Thomeé, C., Samuelsson, K., & Thomeé, R. (2020). Young Athletes Who Return to Sport Before 9 Months After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Have a Rate of New Injury 7 Times That of Those Who Delay Return. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 50(2), 83-90. <https://doi.org/10.2519/jospt.2020.9071>
- Beischer, S., Senorski, E. H., Thomeé, C., Samuelsson, K., & Thomeé, R. (2019a). Knee strength, hop performance and self-efficacy at 4 months are associated with symmetrical knee muscle function in young athletes 1 year after an anterior cruciate ligament reconstruction. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 5(1), e000504. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000504>

- Beischer, S., Senorski, E. H., Thomeé, C., Samuelsson, K., & Thomeé, R. (2019b). Knee strength, hop performance and self-efficacy at 4 months are associated with symmetrical knee muscle function in young athletes 1 year after an anterior cruciate ligament reconstruction. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 5(1).
<https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000504>
- Bell, C. (1826). On the Nervous Circle Which Connects the Voluntary Muscles with the Brain. *The London Medical and Physical Journal*, 1(1), 44-50.
- Berckmans, K., Maenhout, A. G., Matthijs, L., Pieters, L., Castelein, B., & Cools, A. M. (2017). The isokinetic rotator cuff strength ratios in overhead athletes : Assessment and exercise effect. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 27, 65-75.
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.03.001>
- Bernard, P. L., & Degache, F. (2014). Isocinétisme et fonction musculaire : De la prévention à la réhabilitation. *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, 85, 1-6.
- Bernard, P.-L., Amato, M., Degache, F., Edouard, P., Ramdani, S., Blain, H., Calmels, P., & Codine, P. (2012). Reproducibility of the time to peak torque and the joint angle at peak torque on knee of young sportsmen on the isokinetic dynamometer. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 55(4), 241-251.
<https://doi.org/10.1016/j.rehab.2012.01.005>
- Berthe, A. (1978). Étude anatomique descriptive et incidences bio-mécaniques. *Annales de kinésithérapie*, 5(10), 499-521.
- Bizzini, M., & Mannion, A. F. (2003). Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(5), 459-461. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(03\)00042-1](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(03)00042-1)
- Blackburn, J. T., Norcross, M. F., Cannon, L. N., & Zinder, S. M. (2013). Hamstrings Stiffness and Landing Biomechanics Linked to Anterior Cruciate Ligament Loading. *Journal of Athletic Training*, 48(6), 764-772.
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.4.01>
- Blackburn, J. T., Norcross, M. F., & Padua, D. A. (2011). Influences of hamstring stiffness and strength on anterior knee joint stability. *Clinical Biomechanics*, 26(3), 278-283. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.10.002>
- Bobbert, M. F. (2012). Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic? *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 112(12), 1975-1983.
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00787.2011>
- Bohu, Y., Klouche, S., Lefevre, N., Webster, K., & Herman, S. (2015). Translation, cross-cultural adaptation and validation of the French version of the Anterior Cruciate Ligament-Return to Sport after Injury (ACL-RSI) scale. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 23(4), 1192-1196.
<https://doi.org/10.1007/s00167-014-2942-4>
- Bolling, C., van Mechelen, W., Pasman, H. R., & Verhagen, E. (2018). Context Matters : Revisiting the First Step of the 'Sequence of Prevention' of Sports Injuries. *Sports Medicine (Auckland, N.z.)*, 48(10), 2227-2234.
<https://doi.org/10.1007/s40279-018-0953-x>
- Bonnel, F. (1988). L'épaule : Articulation à centrage dynamique rotatoire tri-dimensionnelle. *Cahier d'enseignement de la SOFCOT*, 1-11.
- Bonnel, F., & Marc, T. (2016). *Les muscles de l'épaule : Nouvelle anatomie, biomécanique, rééducation*. Sauramps Médical.
- Boo, H. C., Howe, T. S., & Koh, J. S. (2020). Effect of leg dominance on early functional outcomes and return to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong)*, 28(1), 2309499019896232. <https://doi.org/10.1177/2309499019896232>
- Bozic, P. R., Pazin, N., & Berjan Bacvarevic, B. (2019). Evaluation of the torque-angular velocity relationship across various joint positions. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 59(10), 1691-1699.
<https://doi.org/10.23736/S0022-4707.19.09615-4>
- Bradley, J., Kerr, S., Bowmaker, D., & Gomez, G. (2016). Review of Shoulder Injuries and Shoulder Problems in Competitive Swimmers. *American Journal of Sports Science and Medicine, American Journal of Sports Science and Medicine*, 4(3), 57-73. <https://doi.org/10.12691/ajssm-4-3-1>
- Bressler, B. H., & Clinch, N. F. (1975). Cross bridges as the major source of compliance in contracting skeletal muscle. *Nature*, 256(5514), Article 5514. <https://doi.org/10.1038/256221a0>

- Brophy, R., Silvers, H. J., Gonzales, T., & Mandelbaum, B. R. (2010). Gender influences : The role of leg dominance in ACL injury among soccer players. *British Journal of Sports Medicine*, 44(10), 694-697. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2008.051243>
- Brzeszczyński, F., Turnbull, K., McLelland, C., MacDonald, D., Lawson, G., & Hamilton, D. (2022). Functional outcomes and return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction in recreational athletes : A systematic review. *The Knee*, 36, 103-113. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2022.04.005>
- Burgi, C. R., Peters, S., Ardern, C. L., Magill, J. R., Gomez, C. D., Sylvain, J., & Reiman, M. P. (2019a). Which criteria are used to clear patients to return to sport after primary ACL reconstruction? A scoping review. *British Journal of Sports Medicine*, 53(18), 1154-1161. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099982>
- Burgi, C. R., Peters, S., Ardern, C. L., Magill, J. R., Gomez, C. D., Sylvain, J., & Reiman, M. P. (2019b). Which criteria are used to clear patients to return to sport after primary ACL reconstruction? A scoping review. *British Journal of Sports Medicine*, 53(18), 1154-1161. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099982>
- Burgi, C. R., Peters, S., Ardern, C. L., Magill, J. R., Gomez, C. D., Sylvain, J., & Reiman, M. P. (2019c). Which criteria are used to clear patients to return to sport after primary ACL reconstruction? A scoping review. *British Journal of Sports Medicine*, 53(18), 1154-1161. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099982>
- Burn, M. B., McCulloch, P. C., Lintner, D. M., Liberman, S. R., & Harris, J. D. (2016). Prevalence of Scapular Dyskinesia in Overhead and Nonoverhead Athletes : A Systematic Review. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 4(2), 2325967115627608. <https://doi.org/10.1177/2325967115627608>
- Busch, A., Blasimann, A., Mayer, F., & Baur, H. (2021). Alterations in sensorimotor function after ACL reconstruction during active joint position sense testing. A systematic review. *PLoS ONE*, 16(6), e0253503. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0253503>

C

- Carter, N. D., Jenkinson, T. R., Wilson, D., Jones, D. W., & Torode, A. S. (1997). Joint position sense and rehabilitation in the anterior cruciate ligament deficient knee. *British Journal of Sports Medicine*, 31(3), 209-212.
- Castro, M. P. de, Fonseca, P., Morais, S. T., Borgonovo-Santos, M., Coelho, E. F. C., Ribeiro, D. C., & Vilas-Boas, J. P. (2019). Functional shoulder ratios with high velocities of shoulder internal rotation are most sensitive to determine shoulder rotation torque imbalance : A cross-sectional study with elite handball players and controls. *Sports Biomechanics*, 18(1), 39-50. <https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1380222>
- Caterine, S., Litchfield, R., Johnson, M., Chronik, B., & Getgood, A. (2015). A cadaveric study of the anterolateral ligament : Re-introducing the lateral capsular ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 23(11), 3186-3195. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3117-z>
- Cavanaugh, J. T., & Powers, M. (2017). ACL Rehabilitation Progression : Where Are We Now? *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 10(3), 289-296. <https://doi.org/10.1007/s12178-017-9426-3>
- Chahla, J., Dean, C. S., Moatshe, G., Mitchell, J. J., Cram, T. R., Yacuzzi, C., & LaPrade, R. F. (2016). Meniscal Ramp Lesions : Anatomy, Incidence, Diagnosis, and Treatment. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 4(7), 2325967116657815. <https://doi.org/10.1177/2325967116657815>
- Chambat, P., & Selva, O. (1999). *Reconstruction du ligament croisé antérieur par autogreffe au tendon rotulien. Forage du tunnel fémoral de dehors en dedans*. 141-145.
- Charalambous, C. P., & Kwaees, T. A. (2013). Anatomical considerations in hamstring tendon harvesting for anterior cruciate ligament reconstruction. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 2(4), 253-257.
- Charteris, J., & Goslin, B. R. (1986). In vivo approximations of the classic in vitro length-tension relationship : An isokinetic evaluation. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 7(5), 222-231. <https://doi.org/10.2519/jospt.1986.7.5.222>
- Chen, C.-H., Chen, T. C., Jan, M.-H., & Lin, J.-J. (2015). Acute Effects of Static Active or Dynamic Active Stretching on Eccentric-Exercise-Induced Hamstring Muscle Damage. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(3), 346-352. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2014-0206>
- Chen, H., Chen, B., Tie, K., Fu, Z., & Chen, L. (2018). Single-bundle versus double-bundle autologous anterior cruciate ligament reconstruction : A meta-analysis of randomized controlled trials at 5-year minimum follow-up. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 13(1), 50. <https://doi.org/10.1186/s13018-018-0753-x>

- Claes, S., Vereecke, E., Maes, M., Victor, J., Verdonk, P., & Bellemans, J. (2013). Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *Journal of Anatomy*, 223(4), 321-328. <https://doi.org/10.1111/joa.12087>
- Clarsen, B., & Bahr, R. (2014). Matching the choice of injury/illness definition to study setting, purpose and design : One size does not fit all! *British Journal of Sports Medicine*, 48(7), 510-512. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093297>
- Cleather, D. J., Southgate, D. F. L., & Bull, A. M. J. (2015). The role of the biarticular hamstrings and gastrocnemius muscles in closed chain lower limb extension. *Journal of Theoretical Biology*, 365, 217-225. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2014.10.020>
- Codman, E. A. (1934). *The Shoulder: Rupture of the Supraspinatus Tendon and Other Lesions in Or about the Subacromial Bursa*. T. Todd Company, printers.
- Condello, V., Zdanowicz, U., Di Matteo, B., Spalding, T., Gelber, P. E., Adravanti, P., Heuberer, P., Dimmen, S., Sonnery-Cottet, B., Hulet, C., Bonomo, M., & Kon, E. (2019). Allograft tendons are a safe and effective option for revision ACL reconstruction : A clinical review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 27(6), 1771-1781. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5147-4>
- Cools, A. M., Johansson, F. R., Borms, D., & Maenhout, A. (2015). Prevention of shoulder injuries in overhead athletes : A science-based approach. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 19(5), 331-339. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0109>
- Cools, A. M., Palmans, T., & Johansson, F. R. (2014). Age-Related, Sport-Specific Adaptions of the Shoulder Girdle in Elite Adolescent Tennis Players. *Journal of Athletic Training*, 49(5), 647-653. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.02>
- Couppé, C., Thorborg, K., Hansen, M., Fahlström, M., Bjordal, J. M., Nielsen, D., Baun, M., Storgaard, M., & Magnusson, S. P. (2014). Shoulder rotational profiles in young healthy elite female and male badminton players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24(1), 122-128. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2012.01480.x>
- Cozette, M., Leprêtre, P.-M., Doyle, C., & Weissland, T. (2019). Isokinetic Strength Ratios : Conventional Methods, Current Limits and Perspectives. *Frontiers in Physiology*, 10, 567. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00567>
- 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>
- Cristiani, R., van de Bunt, F., Kvist, J., & Stålmán, A. (2023). High prevalence of meniscal ramp lesions in anterior cruciate ligament injuries. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 31(1), 316-324. <https://doi.org/10.1007/s00167-022-07135-8>
- Croisier, J.-L., Forthomme, B., Namurois, M.-H., Vanderthommen, M., & Crielaard, J.-M. (2002). Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(2), 199-203. <https://doi.org/10.1177/03635465020300020901>
- Cronström, A., Tengman, E., & Häger, C. K. (2021). Risk Factors for Contra-Lateral Secondary Anterior Cruciate Ligament Injury : A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 51(7), 1419-1438. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01424-3>
- Cross, M. R., Samozino, P., Brown, S. R., & Morin, J.-B. (2018). A comparison between the force-velocity relationships of unloaded and sled-resisted sprinting : Single vs. multiple trial methods. *European Journal of Applied Physiology*, 118(3), 563-571. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3796-5>
- Csapo, R., Hosp, S., Folie, R., Eberle, R., Hasler, M., & Nachbauer, W. (2016). Elastic Knee Sleeves Limit Anterior Tibial Translation in Healthy Females. *Journal of Sports Science & Medicine*, 15(1), 206-207.
- Culvenor, A. G., Alexander, B. C., Clark, R. A., Collins, N. J., Ageberg, E., Morris, H. G., Whitehead, T. S., & Crossley, K. M. (2016). Dynamic Single-Leg Postural Control Is Impaired Bilaterally Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction : Implications for Reinjury Risk. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 46(5), 357-364. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6305>
- Culvenor, A. G., Girdwood, M. A., Juhl, C. B., Patterson, B. E., Haberfield, M. J., Holm, P. M., Bricca, A., Whittaker, J. L., Roos, E. M., & Crossley, K. M. (2022). Rehabilitation after anterior cruciate ligament and meniscal injuries : A best-evidence synthesis of systematic reviews for the OPTIKNEE consensus. *British Journal of Sports Medicine*, 56(24), 1445-1453. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2022-105495>

- Cunha, J., & Solomon, D. J. (2022). ACL Prehabilitation Improves Postoperative Strength and Motion and Return to Sport in Athletes. *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation*, 4(1), e65-e69. <https://doi.org/10.1016/j.asmr.2021.11.001>
- Curado, J., Hulet, C., Hardy, P., Jenny, J.-Y., Rousseau, R., Lucet, A., Steltzlen, C., Morin, V., Grimaud, O., Bouguennec, N., Pujol, N., Sonnery-Cottet, B., Graveleau, N., & French Society for Orthopaedic, Trauma Surgery (Société française de chirurgie orthopédique et traumatologique, SoFCOT). (2020). Very long-term osteoarthritis rate after anterior cruciate ligament reconstruction : 182 cases with 22-year' follow-up. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR*, 106(3), 459-463. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2019.09.034>
- Cvetanovich, G. L., Chalmers, P. N., Verma, N. N., Cole, B. J., & Bach, B. R. (2016). Risk Factors for Short-term Complications of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in the United States. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(3), 618-624. <https://doi.org/10.1177/0363546515622414>
- Czuppon, S., Racette, B. A., Klein, S. E., & Harris-Hayes, M. (2014). Variables associated with return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction : A systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 48(5), 356-364. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091786>

D

- Dabhokar, A., Gazdar, M., Dabholkar, T., & Chiddarwar, V. (2018). Assessment of upper extremity stability, GIRD (Glenohumeral internal rotation deficit)/GERG (Glenohumeral external rotation gain) ratio and strength of internal rotators (IR) and external rotators (ER) in badminton players. *International Journal of Physical Education, Sports and Health*, 5(2), 137-142. <https://doi.org/10.22271/kheljournal.2018.v5.i2c.1266>
- Dao, T. T., & Tho, M.-C. H. B. (2018). A Systematic Review of Continuum Modeling of Skeletal Muscles : Current Trends, Limitations, and Recommendations. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2018, 7631818. <https://doi.org/10.1155/2018/7631818>
- Dauty, M., Edouard, P., Menu, P., Mesland, O., & Fouasson-Chailloux, A. (2021a). Isokinetic quadriceps symmetry helps in the decision to return to running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 101543. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2021.101543>
- Dauty, M., Edouard, P., Menu, P., Mesland, O., & Fouasson-Chailloux, A. (2021b). Isokinetic quadriceps symmetry helps in the decision to return to running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 65(4), 101543. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2021.101543>
- Dauty, M., Tortellier, L., & Rochcongar, P. (2005). Isokinetic and Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Hamstrings or Patella Tendon Graft : Analysis of Literature. *International journal of sports medicine*, 26, 599-606. <https://doi.org/10.1055/s-2004-821342>
- Davies, G. J. (1987). *A Compendium of Isokinetics in Clinical Usage and Rehabilitation Techniques*. S & S Publishers.
- Davies, G. J., & Dickoff-Hoffman, S. (1993). Neuromuscular testing and rehabilitation of the shoulder complex. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 18(2), 449-458. <https://doi.org/10.2519/jospt.1993.18.2.449>
- Davies, W. T., Myer, G. D., & Read, P. J. (2020a). Is It Time We Better Understood the Tests We are Using for Return to Sport Decision Making Following ACL Reconstruction? A Critical Review of the Hop Tests. *Sports Medicine*, 50(3), 485-495. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01221-7>
- Davies, W. T., Myer, G. D., & Read, P. J. (2020b). Is It Time We Better Understood the Tests We are Using for Return to Sport Decision Making Following ACL Reconstruction? A Critical Review of the Hop Tests. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 50(3), 485-495. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01221-7>
- Davis, L. C., Baumer, T. G., Bey, M. J., & van Holsbeeck, M. (2019). Clinical utilization of shear wave elastography in the musculoskeletal system. *Ultrasonography*, 38(1), 2-12. <https://doi.org/10.14366/usg.18039>
- De Martino, I., & Rodeo, S. A. (2018). The Swimmer's Shoulder : Multi-directional Instability. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 11(2), 167-171. <https://doi.org/10.1007/s12178-018-9485-0>
- de Araujo Ribeiro Alvares, J. B., Rodrigues, R., de Azevedo Franke, R., da Silva, B. G. C., Pinto, R. S., Vaz, M. A., & Baroni, B. M. (2015). Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 16(1), 59-65. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.04.004>

- Delaloye, J.-R., Murar, J., Sánchez, M. G., Saithna, A., Ouanezar, H., Thaunat, M., Vieira, T. D., & Sonneroy-Cottet, B. (2018). How to Rapidly Abolish Knee Extension Deficit After Injury or Surgery : A Practice-Changing Video Pearl From the Scientific Anterior Cruciate Ligament Network International (SANT) Study Group. *Arthroscopy Techniques*, 7(6), e601-e605. <https://doi.org/10.1016/j.eats.2018.02.006>
- de Lira, C. A. B., Vargas, V. Z., Vancini, R. L., & Andrade, M. S. (2019). Profiling Isokinetic Strength of Shoulder Rotator Muscles in Adolescent Asymptomatic Male Volleyball Players. *Sports*, 7(2). <https://doi.org/10.3390/sports7020049>
- DePhillipo, N. N., Cinque, M. E., Chahla, J., Geeslin, A. G., & LaPrade, R. F. (2017). Anterolateral Ligament Reconstruction Techniques, Biomechanics, and Clinical Outcomes : A Systematic Review. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 33(8), 1575-1583. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2017.03.009>
- DePhillipo, N. N., Moatshe, G., Brady, A., Chahla, J., Aman, Z. S., Dornan, G. J., Nakama, G. Y., Engebretsen, L., & LaPrade, R. F. (2018). Effect of Meniscocapsular and Meniscotibial Lesions in ACL-Deficient and ACL-Reconstructed Knees : A Biomechanical Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 46(10), 2422-2431. <https://doi.org/10.1177/0363546518774315>
- Descartes, R. (1637). *Discours de la Méthode*.
- Deschenes, M. R., Giles, J. A., McCoy, R. W., Volek, J. S., Gomez, A. L., & Kraemer, W. J. (2002). Neural factors account for strength decrements observed after short-term muscle unloading. *American Journal of Physiology. Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 282(2), R578-583. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.00386.2001>
- Di Stasi, S., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2013). Neuromuscular training to target deficits associated with second anterior cruciate ligament injury. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 43(11), 777-792, A1-11. <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4693>
- Dick, R., Agel, J., & Marshall, S. W. (2007). National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System Commentaries : Introduction and Methods. *Journal of Athletic Training*, 42(2), 173-182.
- Dingenen, B., & Gokeler, A. (2017). Optimization of the Return-to-Sport Paradigm After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction : A Critical Step Back to Move Forward. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(8), 1487-1500. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0674-6>
- Domnick, C., Raschke, M. J., & Herbolt, M. (2016). Biomechanics of the anterior cruciate ligament : Physiology, rupture and reconstruction techniques. *World Journal of Orthopedics*, 7(2), 82-93. <https://doi.org/10.5312/wjo.v7.i2.82>
- Drigny, J., Ferrandez, C., Gauthier, A., Guermont, H., Praz, C., Reboursière, E., & Hulet, C. (2022a). Knee strength symmetry at 4 months is associated with criteria and rates of return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 101646. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2022.101646>
- Drigny, J., Ferrandez, C., Gauthier, A., Guermont, H., Praz, C., Reboursière, E., & Hulet, C. (2022b). Knee strength symmetry at 4 months is associated with criteria and rates of return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 65(4), 101646. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2022.101646>
- Drigny, J., Guermont, H., Reboursière, E., & Gauthier, A. (2022). Shoulder Rotational Strength and Range of Motion in Unilateral and Bilateral Overhead Elite Athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 1-8. <https://doi.org/10.1123/jsr.2021-0342>
- Drigny, J., & Herquin, A. (2021, septembre). Effets d'un programme de 6 semaines axé sur le renforcement des muscles rotateurs latéraux d'épaule sur la force musculaire des rotateurs d'épaules de nageurs adolescents compétiteurs. *14ème Congrès SFMES-SFTS Congrès national de médecine et traumatologie du sport*.
- Dufour, M., Langlois, K., Acedo, S. D. V., & Pillu, M. (2017). *Biomécanique fonctionnelle : Membres - Tête - Tronc*. Elsevier Masson.
- Duthon, V. B., Barea, C., Abrassart, S., Fasel, J. H., Fritschy, D., & Ménétrey, J. (2006). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 14(3), 204-213. <https://doi.org/10.1007/s00167-005-0679-9>
- Dvir, Z. (2004). *Isokinetics : Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications*. Churchill Livingstone.
- Dye, S. F. (1987). An evolutionary perspective of the knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 69(7), 976-983.

E

- Edouard, P., Calmels, P., & Degache, F. (2009a). Mise au point sur les positions d'évaluation isocinétique des muscles rotateurs de l'épaule. *Science & Sports*, *24*(3), 207-209. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2008.03.006>
- Edouard, P., Calmels, P., & Degache, F. (2009b). The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength. *Isokinetics and Exercise Science*, *17*(1), 35-39.
- Edouard, P., & Degache, F. (2016). *Guide d'isocinétisme : L'évaluation isocinétique des concepts aux conditions sportives et pathologiques*. Elsevier Masson.
- Edouard, P., Degache, F., Oullion, R., Plessis, J.-Y., Gleizes-Cervera, S., & Calmels, P. (2013). Shoulder strength imbalances as injury risk in handball. *International Journal of Sports Medicine*, *34*(7), 654-660. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1312587>
- Edouard, P., Frize, N., Calmels, P., Samozino, P., Garet, M., & Degache, F. (2009). Influence of rugby practice on shoulder internal and external rotators strength. *International Journal of Sports Medicine*, *30*(12), 863-867. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1237391>
- Edouard, P., Samozino, P., Julia, M., Gleizes Cervera, S., Vanbiervliet, W., Calmels, P., & Gremeaux, V. (2011a). Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength : A systematic review of the effect of position. *Journal of Sport Rehabilitation*, *20*(3), 367-383.
- Edouard, P., Samozino, P., Julia, M., Gleizes Cervera, S., Vanbiervliet, W., Calmels, P., & Gremeaux, V. (2011b). Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength : A systematic review of the effect of position. *Journal of Sport Rehabilitation*, *20*(3), 367-383.
- Einarsson, E., Thomson, A., Sas, B., Hansen, Cl., Gislason, M., & Whiteley, R. (2021). Lower medial hamstring activity after ACL reconstruction during running : A cross-sectional study. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, *7*(1), e000875. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2020-000875>
- Ekhtiari, S., Horner, N. S., de SA, D., Simunovic, N., Hirschmann, M. T., Ogilvie, R., Berardelli, R. L., Whelan, D. B., & Ayeni, O. R. (2017). Arthrofibrosis after ACL reconstruction is best treated in a step-wise approach with early recognition and intervention : A systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *25*(12), 3929-3937. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4482-1>
- Elias, J. J., Kirkpatrick, M. S., Stonestreet, M. J., Shah, K. S., Frampton, C. E., Morscher, M. A., & Jones, K. C. (2012). Limited benefit of hamstrings forces for the anterior cruciate ligament-deficient knee : An in vitro study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, *226*(10), 752-758. <https://doi.org/10.1177/0954411912453232>
- Ellenbecker, T. S., & Davies, G. J. (2000). The Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation of the Shoulder Complex. *Journal of Athletic Training*, *35*, 338-350.
- Ellenbecker, T., & Roetert, E. P. (2003). Age specific isokinetic glenohumeral internal and external rotation strength in elite junior tennis players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *6*(1), 63-70.
- Emery, C. A., & Pasanen, K. (2019). Current trends in sport injury prevention. *Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, *33*(1), 3-15. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2019.02.009>
- Engebretsen, L., Lew, W. D., Lewis, J. L., & Hunter, R. E. (1990). The effect of an iliotibial tenodesis on intraarticular graft forces and knee joint motion. *The American Journal of Sports Medicine*, *18*(2), 169-176. <https://doi.org/10.1177/036354659001800210>
- Englander, Z. A., Baldwin, E. L., Smith, W. A. R., Garrett, W. E., Spritzer, C. E., & DeFrate, L. E. (2019). In vivo ACL deformation during a single legged jump measured using MRI and high-speed biplanar radiography. *The American journal of sports medicine*, *47*(13), 3166-3172. <https://doi.org/10.1177/0363546519876074>
- English, R., Brannock, M., Chik, W. T., Eastwood, L. S., & Uhl, T. (2006). The Relationship between Lower Extremity Isokinetic Work and Single-Leg Functional Hop-Work Test. *Journal of Sport Rehabilitation*, *15*(2), 95-104. <https://doi.org/10.1123/jsr.15.2.95>
- Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *39*(7), 569-590. <https://doi.org/10.2165/00007256-200939070-00004>

Evans, S., Shaginaw, J., & Bartolozzi, A. (2014). ACL RECONSTRUCTION - IT'S ALL ABOUT TIMING. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(2), 268-273.

F

- Fältström, A., Hägglund, M., Kvist, J., & Mendonça, L. D. (2023). Risk Factors for Sustaining a Second ACL Injury after Primary ACL Reconstruction in Female Football Players : A Study Investigating the Effects of Follow-Up Time and the Statistical Approach. *Sports Medicine - Open*, 9(1), 29. <https://doi.org/10.1186/s40798-023-00571-x>
- Fenn, W. O. (1923). A quantitative comparison between the energy liberated and the work performed by the isolated sartorius muscle of the frog. *The Journal of Physiology*, 58(2-3), 175-203. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1923.sp002115>
- Fenn, W. O., & Marsh, B. S. (1935). Muscular force at different speeds of shortening. *The Journal of Physiology*, 85(3), 277-297. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1935.sp003318>
- Fenwick, A. J., Wood, A. M., & Tanner, B. C. W. (2017). Effects of cross-bridge compliance on the force-velocity relationship and muscle power output. *PLoS ONE*, 12(12), e0190335. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0190335>
- Festa, T. (2022). Les premiers traités de physiologie du muscle. In E. Festa, V. Jullien, & M. Torrini (Éds.), *Géométrie, atomisme et vide dans l'école de Galilée* (p. 185-211). ENS Éditions. <https://doi.org/10.4000/books.enseditions.24968>
- Fischer, L., Carret, J., Gonon, G., & Dimnet, J. (1977). Étude cinématique des mouvements de l'articulation scapulo-humérale. *Rev Chir Orthop*, 108-112.
- Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (1996). Biomechanics of Overhand Throwing with Implications for Injuries. *Sports Medicine*, 21(6), 421-437. <https://doi.org/10.2165/00007256-199621060-00004>
- Fleming, J. D., Ritzmann, R., & Centner, C. (2022). Effect of an Anterior Cruciate Ligament Rupture on Knee Proprioception Within 2 Years After Conservative and Operative Treatment : A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 52(5), 1091-1102. <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01600-z>
- Flück, M., & Hoppeler, H. (2003). Molecular basis of skeletal muscle plasticity—From gene to form and function. *Reviews of Physiology, Biochemistry and Pharmacology*, 146, 159-216. <https://doi.org/10.1007/s10254-002-0004-7>
- Fonseca, S. T., Ocarino, J. M., Silva, P. L. P., Guimarães, R. B., Oliveira, M. C. T., & Lage, C. A. (2005). Proprioception in individuals with ACL-deficient knee and good muscular and functional performance. *Research in Sports Medicine (Print)*, 13(1), 47-61. <https://doi.org/10.1080/15438620590922095>
- Forthomme, B., Croisier, J.-L., Ciccarone, G., Crielaard, J.-M., & Cloes, M. (2005). Factors correlated with volleyball spike velocity. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(10), 1513-1519. <https://doi.org/10.1177/0363546505274935>
- Forthomme, B., Croisier, J.-L., Delvaux, F., Kaux, J.-F., Crielaard, J.-M., & Gleizes-Cervera, S. (2018). Preseason Strength Assessment of the Rotator Muscles and Shoulder Injury in Handball Players. *Journal of Athletic Training*, 53(2), 174-180. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-216-16>
- Forthomme, B., Dvir, Z., Crielaard, J. M., & Croisier, J. L. (2011). Isokinetic assessment of the shoulder rotators : A study of optimal test position. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 31(3), 227-232. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2010.01005.x>
- Forthomme, B., Tooth, C., Schwartz, C., Kaux, J.-F., Delvaux, F., & Croisier, J.-L. (2018). Dyskinésie scapulaire chez le sportif : Faut-il la contrer ? *Journal de Traumatologie du Sport*, 35(3), 158-162. <https://doi.org/10.1016/j.jts.2018.07.001>
- Forthomme, B., Wiczorek, V., Frisch, A., Crielaard, J.-M., & Croisier, J.-L. (2013). Shoulder pain among high-level volleyball players and preseason features. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(10), 1852-1860. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318296128d>
- Frontera, W. R., & Ochala, J. (2015). Skeletal Muscle : A Brief Review of Structure and Function. *Calcified Tissue International*, 96(3), 183-195. <https://doi.org/10.1007/s00223-014-9915-y>
- Fu, C. L. A., Yung, S. H. P., Law, K. Y. B., Leung, K. H. H., Lui, P. Y. P., Siu, H. K., & Chan, K. M. (2013). The effect of early whole-body vibration therapy on neuromuscular control after anterior cruciate ligament reconstruction : A randomized controlled trial. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(4), 804-814. <https://doi.org/10.1177/0363546513476473>

Fu, X., Yung, P. S., Ma, C. C., & Leong, H. T. (2019). Scapular Kinematics in Athletes With and Without Rotator Cuff Tendinopathy : A Systematic Review. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(6), 820-829. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0095>

G

- Gajdosik, R. L. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle : Review of the literature with clinical implications. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 16(2), 87-101. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(00\)00061-9](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(00)00061-9)
- Gajdosik, R. L., Vander Linden, D. W., McNair, P. J., Riggins, T. J., Albertson, J. S., Mattick, D. J., & Wegley, J. C. (2005). Viscoelastic properties of short calf muscle-tendon units of older women : Effects of slow and fast passive dorsiflexion stretches in vivo. *European Journal of Applied Physiology*, 95(2-3), 131-139. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-1394-4>
- Galamb, K., Szilágyi, B., Magyar, O. M., Hortobágyi, T., Nagatomi, R., Váczi, M., & Négyesi, J. (2018). Effects of side-dominance on knee joint proprioceptive target-matching asymmetries. *Physiology International*, 105(3), 257-265. <https://doi.org/10.1556/2060.105.2018.3.22>
- Galeazzi, R. (1934). La ricostruzione dei legamenti crociati del ginocchio. *Atti e memorie della Società Lombarda di Chirurgia*.
- Garcia-Ramos, A., & Jaric, S. (2018). Two-Point Method : A Quick and Fatigue-Free Procedure for Assessment of Muscle Mechanical Capacities and the 1 Repetition Maximum. *Strength & Conditioning Journal*, 40(2), 54. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000359>
- Garofalo, R., Conti, M., Massazza, G., Cesari, E., Vinci, E., & Castagna, A. (2011). Subcoracoid impingement syndrome : A painful shoulder condition related to different pathologic factors. *Musculoskeletal Surgery*, 95 Suppl 1, S25-29. <https://doi.org/10.1007/s12306-011-0142-7>
- Gasbarro, G., Bondow, B., & Debski, R. (2017). Clinical anatomy and stabilizers of the glenohumeral joint. *Annals of Joint*, 2, 58-58. <https://doi.org/10.21037/aoj.2017.10.03>
- Gaudet, S., Tremblay, J., & Begon, M. (2018). Muscle recruitment patterns of the subscapularis, serratus anterior and other shoulder girdle muscles during isokinetic internal and external rotations. *Journal of Sports Sciences*, 36(9), 985-993. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1347697>
- Gerber, C., & Sebesta, A. (2000). Impingement of the deep surface of the subscapularis tendon and the reflection pulley on the anterosuperior glenoid rim : A preliminary report. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 9(6), 483-490. <https://doi.org/10.1067/mse.2000.109322>
- Giesche, F., Niederer, D., Banzer, W., & Vogt, L. (2020). Evidence for the effects of prehabilitation before ACL-reconstruction on return to sport-related and self-reported knee function : A systematic review. *PLoS ONE*, 15(10), e0240192. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0240192>
- Girard, O., & Millet, G. P. (2009). Neuromuscular fatigue in racquet sports. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 20(1), 161-173, ix. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2008.10.008>
- Giroux, C., Rabita, G., Chollet, D., & Guilhem, G. (2016). Optimal Balance Between Force and Velocity Differs Among World-Class Athletes. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(1), 59-68. <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0070>
- Gogia, P. P., Braatz, J. H., Rose, S. J., & Norton, B. J. (1987). Reliability and validity of goniometric measurements at the knee. *Physical Therapy*, 67(2), 192-195. <https://doi.org/10.1093/ptj/67.2.192>
- Gokeler, A., Dingenen, B., & Hewett, T. E. (2022). Rehabilitation and Return to Sport Testing After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction : Where Are We in 2022? *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation*, 4(1), e77-e82. <https://doi.org/10.1016/j.asmr.2021.10.025>
- Gokeler, A., Grassi, A., Hoogeslag, R., van Houten, A., Lehman, T., Bolling, C., Buckthorpe, M., Norte, G., Benjaminse, A., Heuvelmans, P., Di Paolo, S., Tak, I., & Villa, F. D. (2022). Return to sports after ACL injury 5 years from now : 10 things we must do. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 9, 73. <https://doi.org/10.1186/s40634-022-00514-7>
- Good, L., Roos, H., Gottlieb, D. J., Renström, P. A., & Beynonn, B. D. (1999). Joint position sense is not changed after acute disruption of the anterior cruciate ligament. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 70(2), 194-198. <https://doi.org/10.3109/17453679909011261>

- Gordon, A. M., Huxley, A. F., & Julian, F. J. (1966). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *The Journal of Physiology*, *184*(1), 170-192. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1966.sp007909>
- Goubel, F., & Lensele-Corbeil, G. (2003). *Biomécanique : Éléments de mécanique musculaire*. Masson.
- Gozlan, G., Bensoussan, L., Coudreuse, J.-M., Fondarai, J., Gremaux, V., Viton, J.-M., & Delarque, A. (2006). [Isokinetic dynamometer measurement of shoulder rotational strength in healthy elite athletes (swimming, volleyball, tennis): Comparison between dominant and nondominant shoulder]. *Annales De Readaptation Et De Medecine Physique: Revue Scientifique De La Societe Francaise De Reeducation Fonctionnelle De Readaptation Et De Medecine Physique*, *49*(1), 8-15. <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2005.07.001>
- Grbic, V., Djuric, S., Knezevic, O. M., Mirkov, D. M., Nedeljkovic, A., & Jaric, S. (2017). A Novel Two-Velocity Method for Elaborate Isokinetic Testing of Knee Extensors. *International Journal of Sports Medicine*, *38*(10), 741-746. <https://doi.org/10.1055/s-0043-113043>
- Greenberg, E. M., Dyke, J., Leung, A., Karl, M., Lawrence, J. T., & Ganley, T. (2020). Uninjured Youth Athlete Performance on Single-Leg Hop Testing : How Many Can Achieve Recommended Return-to-Sport Criterion? *Sports Health*, *12*(6), 552-558. <https://doi.org/10.1177/1941738120911662>
- Grevnerts, H. T., Krevers, B., & Kvist, J. (2022). Treatment decision-making process after an anterior cruciate ligament injury : Patients', orthopaedic surgeons' and physiotherapists' perspectives. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *23*, 782. <https://doi.org/10.1186/s12891-022-05745-4>
- Grindem, H., Engebretsen, L., Axe, M., Snyder-Mackler, L., & Risberg, M. A. (2020). Activity and functional readiness, not age, are the critical factors for second anterior cruciate ligament injury—The Delaware-Oslo ACL cohort study. *British Journal of Sports Medicine*, *54*(18), 1099-1102. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-100623>
- Grindem, H., Snyder-Mackler, L., Moksnes, H., Engebretsen, L., & Risberg, M. A. (2016). Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84% after ACL reconstruction : The Delaware-Oslo ACL cohort study. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(13), 804-808. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096031>
- Groves, E. H. (1917). OPERATION FOR THE REPAIR OF THE CRUCIAL LIGAMENTS. *The Lancet*, *190*(4914), 674-676. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(01\)52502-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(01)52502-7)
- Guelich, D. R., Xu, D., Koh, J. L., Nuber, G. W., & Zhang, L.-Q. (2016). Different roles of the medial and lateral hamstrings in unloading the anterior cruciate ligament. *The Knee*, *23*(1), 97-101. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2015.07.007>
- Guermont, H., Le Van, P., Marcelli, C., Reboursière, E., & Drigny, J. (2020). Epidemiology of Injuries in Elite Badminton Players : A Prospective Study. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000848>
- Guilhem, G., Giroux, C., Couturier, A., Chollet, D., & Rabita, G. (2014). Mechanical and muscular coordination patterns during a high-level fencing assault. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *46*(2), 341-350. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182a6401b>
- Gumucio, J. P., Sugg, K. B., Enselman, E. R. S., Konja, A. C., Eckhardt, L. R., Bedi, A., & Mendias, C. L. (2018). Anterior cruciate ligament tear induces a sustained loss of muscle fiber force production. *Muscle & Nerve*. <https://doi.org/10.1002/mus.26075>
- Guney, H., Harput, G., Colakoglu, F., & Baltaci, G. (2016). The Effect of Glenohumeral Internal-Rotation Deficit on Functional Rotator-Strength Ratio in Adolescent Overhead Athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, *25*(1), 52-57. <https://doi.org/10-1123/jsr.2014-0260>

H

- Habermeyer, P., Magosch, P., Pritsch, M., Scheibel, M. T., & Lichtenberg, S. (2004). Anterosuperior impingement of the shoulder as a result of pulley lesions : A prospective arthroscopic study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *13*(1), 5-12. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2003.09.013>
- Habermeyer, P., Schuller, U., & Wiedemann, E. (1992). The intra-articular pressure of the shoulder : An experimental study on the role of the glenoid labrum in stabilizing the joint. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, *8*(2), 166-172. [https://doi.org/10.1016/0749-8063\(92\)90031-6](https://doi.org/10.1016/0749-8063(92)90031-6)
- Hadzic, V., Sattler, T., Veselko, M., Markovic, G., & Dervisevic, E. (2014). Strength asymmetry of the shoulders in elite volleyball players. *Journal of Athletic Training*, *49*(3), 338-344. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.2.05>

- Hagmeijer, M. H., Hevesi, M., Desai, V. S., Sanders, T. L., Camp, C. L., Hewett, T. E., Stuart, M. J., Saris, D. B. F., & Krych, A. J. (2019). Secondary Meniscal Tears in Patients With Anterior Cruciate Ligament Injury : Relationship Among Operative Management, Osteoarthritis, and Arthroplasty at 18-Year Mean Follow-up. *The American Journal of Sports Medicine*, *47*(7), 1583-1590. <https://doi.org/10.1177/0363546519844481>
- Halbertsma, J. P., Mulder, I., Göeken, L. N., & Eisma, W. H. (1999). Repeated passive stretching : Acute effect on the passive muscle moment and extensibility of short hamstrings. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *80*(4), 407-414. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(99\)90277-0](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(99)90277-0)
- Han, J., Waddington, G., Adams, R., Anson, J., & Liu, Y. (2016). Assessing proprioception : A critical review of methods. *Journal of Sport and Health Science*, *5*(1), 80-90. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.10.004>
- Hatano, G., Suzuki, S., Matsuo, S., Kataura, S., Yokoi, K., Fukaya, T., Fujiwara, M., Asai, Y., & Iwata, M. (2019). Hamstring Stiffness Returns More Rapidly After Static Stretching Than Range of Motion, Stretch Tolerance, and Isometric Peak Torque. *Journal of Sport Rehabilitation*, *28*(4), 325-331. <https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0203>
- Hauraix, H., Nordez, A., & Dorel, S. (2013). Shortening behavior of the different components of muscle-tendon unit during isokinetic plantar flexions. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *115*(7), 1015-1024. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00247.2013>
- Haute Autorité de Santé (HAS). (2006, novembre). *Mesure de la force, du travail et de la puissance musculaire, par dynamomètre informatisé et motorisé. Service évaluation des actes professionnels.*
- Haute Autorité de Santé (HAS). (2008a, janvier). *Critères de suivi en rééducation et d'orientation en ambulatoire ou en SSR après ligamentoplastie du croisé antérieur du genou.*
- Haute Autorité de Santé (HAS). (2008b, juin). *Prise en charge thérapeutique des lésions méniscales et des lésions isolées du ligament croisé antérieur du genou chez l'adulte. Synthèse des recommandations professionnelles.*
- He, X., Huang, W. Y., Leong, H. T., Qiu, J. H., Ma, C. C., Fu, S.-C., Ong, M. T.-Y., & Yung, P. S.-H. (2021). Decreased passive muscle stiffness of vastus medialis is associated with poorer quadriceps strength and knee function after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *82*, 105289. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105289>
- Heinlein, S. A., & Cosgarea, A. J. (2010). Biomechanical Considerations in the Competitive Swimmer's Shoulder. *Sports Health*, *2*(6), 519-525. <https://doi.org/10.1177/19417381110377611>
- Henri, V. (1898). Revue générale sur le sens musculaire. *L'Année psychologique*, *5*(1), 399-557. <https://doi.org/10.3406/psy.1898.3059>
- Herbawi, F., Lozano-Lozano, M., Lopez-Garzon, M., Postigo-Martin, P., Ortiz-Comino, L., Martin-Alguacil, J. L., Arroyo-Morales, M., & Fernandez-Lao, C. (2022). A Systematic Review and Meta-Analysis of Strength Recovery Measured by Isokinetic Dynamometer Technology after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Quadriceps Tendon Autografts vs. Hamstring Tendon Autografts or Patellar Tendon Autografts. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *19*(11), Article 11. <https://doi.org/10.3390/ijerph19116764>
- Hettinger, Th., & Müller, E. A. (1953). Muskelleistung und Muskeltraining. *Arbeitsphysiologie*, *15*(2), 111-126. <https://doi.org/10.1007/BF00934143>
- Hill, A. V. (1922). The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed. *The Journal of Physiology*, *56*(1-2), 19-41. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1922.sp001989>
- Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*, *126*(843), 136-195. <https://doi.org/10.1098/rspb.1938.0050>
- Hill, A. V. (1950). The Dimensions of Animals and Their Muscular Dynamics. *Science Progress (1933-)*, *38*(150), 209-230.
- Hill, A. V. (1951). The mechanics of voluntary muscle. *Lancet (London, England)*, *2*(6691), 947-951. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(51\)91922-8](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(51)91922-8)
- Hill, L., Collins, M., & Posthumus, M. (2015). Risk factors for shoulder pain and injury in swimmers : A critical systematic review. *The Physician and Sportsmedicine*, *43*(4), 412-420. <https://doi.org/10.1080/00913847.2015.1077097>
- Hislop, H. J., & Perrine, J. J. (1967). The isokinetic concept of exercise. *Physical Therapy*, *47*(2), 114-117.
- Hody, S., Croisier, J.-L., Bury, T., Rogister, B., & Leprince, P. (2019). Eccentric Muscle Contractions : Risks and Benefits. *Frontiers in Physiology*, *10*. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00536>

- Hoffman, B. W., Lichtwark, G. A., Carroll, T. J., & Cresswell, A. G. (2012). A comparison of two Hill-type skeletal muscle models on the construction of medial gastrocnemius length-tension curves in humans in vivo. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 113(1), 90-96. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00070.2012>
- Holzer, D., Millard, M., Hahn, D., Siebert, T., Schwirtz, A., & Seiberl, W. (2023). Tendon compliance and preload must be considered when determining the in vivo force–velocity relationship from the torque–angular velocity relation. *Scientific Reports*, 13(1), Article 1. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-33643-9>
- Hooke, R. (1678). *Lectures de Potentia Restitutiva, Or of Spring Explaining the Power of Springing Bodies*. John Martyn.
- Hoppe, M. W., Brochhagen, J., Tischer, T., Beitzel, K., Seil, R., & Grim, C. (2022). Risk factors and prevention strategies for shoulder injuries in overhead sports : An updated systematic review. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 9(1), 78. <https://doi.org/10.1186/s40634-022-00493-9>
- Hoshiba, T., Nakata, H., Saho, Y., Kanosue, K., & Fukubayashi, T. (2020). Comparison of the Position-Matching and Position-Reproducing Tasks to Detect Deficits in Knee Position Sense After Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(1), 87-92. <https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0275>
- Hu, J., Qu, J., Xu, D., Zhou, J., & Lu, H. (2013). Allograft versus autograft for anterior cruciate ligament reconstruction : An up-to-date meta-analysis of prospective studies. *International Orthopaedics*, 37(2), 311-320. <https://doi.org/10.1007/s00264-012-1720-5>
- Hu, S., Ma, X., Ma, X., Sun, W., Zhou, Z., Chen, Y., & Song, Q. (2023). Relationship of strength, joint kinesthesia, and plantar tactile sensation to dynamic and static postural stability among patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Frontiers in Physiology*, 14, 1112708. <https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1112708>
- Hunt, C. C. (1990). Mammalian muscle spindle : Peripheral mechanisms. *Physiological Reviews*, 70(3), 643-663. <https://doi.org/10.1152/physrev.1990.70.3.643>
- Hutton, R. S., & Atwater, S. W. (1992). Acute and Chronic Adaptations of Muscle Proprioceptors in Response to Increased Use: *Sports Medicine*, 14(6), 406-421. <https://doi.org/10.2165/00007256-199214060-00007>
- Huxley, A. F. (1957). Muscle structure and theories of contraction. *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry*, 7, 255-318.
- Hwang, P. M., & Sykes, B. D. (2015). Targeting the sarcomere to correct muscle function. *Nature Reviews Drug Discovery*, 14(5), Article 5. <https://doi.org/10.1038/nrd4554>

I

- Imhauser, C., Mauro, C., Choi, D., Rosenberg, E., Mathew, S., Nguyen, J., Ma, Y., & Wickiewicz, T. (2013). Abnormal tibiofemoral contact stress and its association with altered kinematics following center-center ACL reconstruction : An in vitro study. *The American journal of sports medicine*, 41(4), 815-825. <https://doi.org/10.1177/0363546512475205>
- Inderhaug, E., Stephen, J. M., Williams, A., & Amis, A. A. (2017). Biomechanical Comparison of Anterolateral Procedures Combined With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 45(2), 347-354. <https://doi.org/10.1177/0363546516681555>
- Iriuchishima, T., & Goto, B. (2022). Systematic Review of Cadaveric Studies on Anterior Cruciate Ligament Anatomy Focusing on the Mid-substance Insertion and Fan-like Extension Fibers. *Indian Journal of Orthopaedics*, 56(9), 1525-1532. <https://doi.org/10.1007/s43465-022-00695-4>
- Isner-Horobetii, M.-E., Dufour, S. P., Vautravers, P., Geny, B., Coudeyre, E., & Richard, R. (2013). Eccentric exercise training : Modalities, applications and perspectives. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 43(6), 483-512. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0052-y>
- Ivarsson, A., & Cronström, A. (2022). Agreement Between Isokinetic Dynamometer and Hand-held Isometric Dynamometer as Measures to Detect Lower Limb Asymmetry in Muscle Torque After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 17(7), 1307-1317. <https://doi.org/10.26603/001c.39798>
- Iwata, M., Yamamoto, A., Matsuo, S., Hatano, G., Miyazaki, M., Fukaya, T., Fujiwara, M., Asai, Y., & Suzuki, S. (2019). Dynamic Stretching Has Sustained Effects on Range of Motion and Passive Stiffness of the Hamstring Muscles. *Journal of Sports Science & Medicine*, 18(1), 13-20.

J

- Jacobsson, J., & Timpka, T. (2015). Classification of Prevention in Sports Medicine and Epidemiology. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 45(11), 1483-1487. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0368-x>
- Jami, L. (1992). Golgi tendon organs in mammalian skeletal muscle : Functional properties and central actions. *Physiological Reviews*, 72(3), 623-666. <https://doi.org/10.1152/physrev.1992.72.3.623>
- Janicijevic, D., García-Ramos, A., Knezevic, O. M., & Mirkov, D. M. (2019a). Feasibility of the two-point method for assessing the force-velocity relationship during lower-body and upper-body isokinetic tests. *Journal of Sports Sciences*, 37(20), 2396-2402. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1636523>
- Janicijevic, D., García-Ramos, A., Knezevic, O. M., & Mirkov, D. M. (2019b). Feasibility of the two-point method for assessing the force-velocity relationship during lower-body and upper-body isokinetic tests. *Journal of Sports Sciences*, 37(20), 2396-2402. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1636523>
- Janicijevic, D., Knezevic, O. M., Garcia-Ramos, A., Cvetic, D., & Mirkov, D. M. (2020a). Isokinetic Testing : Sensitivity of the Force-Velocity Relationship Assessed through the Two-Point Method to Discriminate between Muscle Groups and Participants' Physical Activity Levels. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(22), 8570. <https://doi.org/10.3390/ijerph17228570>
- Janicijevic, D., Knezevic, O. M., Garcia-Ramos, A., Cvetic, D., & Mirkov, D. M. (2020b). Isokinetic Testing : Sensitivity of the Force-Velocity Relationship Assessed through the Two-Point Method to Discriminate between Muscle Groups and Participants' Physical Activity Levels. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(22), 8570. <https://doi.org/10.3390/ijerph17228570>
- Jaric, S. (2002). Muscle strength testing : Use of normalisation for body size. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 32(10), 615-631. <https://doi.org/10.2165/00007256-200232100-00002>
- Jaric, S. (2016). Two-loads Method for Distinguishing among the Muscle Force, Velocity, and Power Producing Capacities. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 46(11), 1585-1589. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0531-z>
- Jiménez-Reyes, P., Samozino, P., Brughelli, M., & Morin, J.-B. (2017). Effectiveness of an Individualized Training Based on Force-Velocity Profiling during Jumping. *Frontiers in Physiology*, 7. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2016.00677>
- Jiménez-Reyes, P., Samozino, P., García-Ramos, A., Cuadrado-Peñafiel, V., Brughelli, M., & Morin, J.-B. (2018). Relationship between vertical and horizontal force-velocity-power profiles in various sports and levels of practice. *PeerJ*, 6, e5937. <https://doi.org/10.7717/peerj.5937>
- Johnson, J. E., Fullmer, J. A., Nielsen, C. M., Johnson, J. K., & Moorman, C. T. (2018). Glenohumeral Internal Rotation Deficit and Injuries : A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 6(5), 2325967118773322. <https://doi.org/10.1177/2325967118773322>
- Jones, D. A., Round, J. M., & Haan, A. de. (2005). *Physiologie du muscle squelettique : De la structure au mouvement*. Elsevier.
- Jones, 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, P. A., & Bampouras, T. M. (2010). A comparison of isokinetic and functional methods of assessing bilateral strength imbalance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(6), 1553-1558. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181dc4392>
- Julienne, R. (2011). *Pratique du tennis et modifications biomécaniques et électromyographiques de l'épaule : Éléments de prévention des blessures : [Thèse soutenue sur un ensemble de travaux] [These de doctorat, Caen]*. <https://www.theses.fr/2011CAEN2013>
- Julienne, R., Gauthier, A., & Davenne, D. (2012). Fatigue-resistance of the internal rotator muscles in the tennis player's shoulder : Isokinetic and electromyographic analysis. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 13(1), 22-26. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.02.003>
- Jurgensmeier, K., Till, S. E., Lu, Y., Arguello, A. M., Stuart, M. J., Saris, D. B., Camp, C. L., & Krych, A. J. (2023). Risk factors for secondary meniscus tears can be accurately predicted through machine learning, creating a resource for patient education and intervention. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 31(2), 518-529. <https://doi.org/10.1007/s00167-022-07117-w>

K

- Kapandji, I. A. (2005). *Anatomie fonctionnelle : Membre supérieur. I*. Maloine.
- Keating, J. L., & Matyas, T. A. (1996). Method-Related Variations in Estimates of Gravity Correction Values Using Electromechanical Dynamometry : A Knee Extension Study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 24(3), 142-153. <https://doi.org/10.2519/jospt.1996.24.3.142>
- Keizer, M. N. J., & Otten, E. (2019). Passive anterior tibia translation in anterior cruciate ligament-injured, anterior cruciate ligament-reconstructed and healthy knees : A systematic review. *Musculoskeletal Surgery*, 103(2), 121-130. <https://doi.org/10.1007/s12306-018-0572-6>
- Kekelekis, A., Nikolaidis, P. T., Moore, I. S., Rosemann, T., & Knechtle, B. (2020). Risk Factors for Upper Limb Injury in Tennis Players : A Systematic Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(8). <https://doi.org/10.3390/ijerph17082744>
- Kelc, R., Naranda, J., Matevz, K., & Vogrin, M. (2013). *The Physiology of Sports Injuries and Repair Processes* (p. 43-86). <https://doi.org/10.5772/54234>
- Kellis, E., Sahinis, C., & Baltzopoulos, V. (2023). Is hamstrings-to-quadriceps torque ratio useful for predicting anterior cruciate ligament and hamstring injuries? A systematic and critical review. *Journal of Sport and Health Science*, 12, 343–358. Keyl, W., & Viernstein, K. (1972). [Surgical reconstruction of knee ligaments in the athlete]. *Fortschritte Der Medizin*, 90(28), 1026-1029.
- Kibler, W. B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2), 325-337. <https://doi.org/10.1177/03635465980260022801>
- Kibler, W. B., Kuhn, J. E., Wilk, K., Sciascia, A., Moore, S., Laudner, K., Ellenbecker, T., Thigpen, C., & Uhl, T. (2013). The disabled throwing shoulder : Spectrum of pathology-10-year update. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 29(1), 141-161.e26. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2012.10.009>
- Kibler, W. B., Sciascia, A., & Thomas, S. J. (2012). Glenohumeral internal rotation deficit : Pathogenesis and response to acute throwing. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 20(1), 34-38. <https://doi.org/10.1097/JSA.0b013e318244853e>
- Kim, D.-K., Park, G., Kuo, L.-T., & Park, W.-H. (2020). Isokinetic Performance of Shoulder External and Internal Rotators of Professional Volleyball Athletes by Different Positions. *Scientific Reports*, 10(1), 8706. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-65630-9>
- Kim, H., Seon, J., & Jo, A. (2013). Current Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Knee surgery & related research*, 25, 165-173. <https://doi.org/10.5792/ksrr.2013.25.4.165>
- Kim, H.-J., Lee, J.-H., & Lee, D.-H. (2017). Proprioception in Patients With Anterior Cruciate Ligament Tears : A Meta-analysis Comparing Injured and Uninjured Limbs. *The American Journal of Sports Medicine*, 45(12), 2916-2922. <https://doi.org/10.1177/0363546516682231>
- King, E., Richter, C., Franklyn-Miller, A., Wadey, R., Moran, R., & Strike, S. (2019). Back to Normal Symmetry? Biomechanical Variables Remain More Asymmetrical Than Normal During Jump and Change-of-Direction Testing 9 Months After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 47(5), 1175-1185. <https://doi.org/10.1177/0363546519830656>
- Kiran, D., Carlson, M., Medrano, D., & Smith, D. R. (2010). Correlation of three different knee joint position sense measures. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 11(3), 81-85. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.06.002>
- Kitaguchi, T., Tanaka, Y., Takeshita, S., Akizaki, K., Takao, R., Kinugasa, K., Tachibana, Y., Natsume, T., & Horibe, S. (2020). Preoperative quadriceps strength as a predictor of return to sports after anterior cruciate ligament reconstruction in competitive athletes. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 45, 7-13. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.06.001>
- Kittl, C., El-Daou, H., Athwal, K. K., Gupte, C. M., Weiler, A., Williams, A., & Amis, A. A. (2016). The Role of the Anterolateral Structures and the ACL in Controlling Laxity of the Intact and ACL-Deficient Knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(2), 345-354. <https://doi.org/10.1177/0363546515614312>
- Kluger, R., Stiegler, H., & Engel, A. (2000). [Years of training : A new risk factor in acute badminton injuries]. *Sportverletzung Sportschaden : Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*, 13, 96-101.

- Kobayashi, H., Kanamura, T., Koshida, S., Miyashita, K., Okado, T., Shimizu, T., & Yokoe, K. (2010). Mechanisms of the Anterior Cruciate Ligament Injury in Sports Activities : A Twenty-Year Clinical Research of 1,700 Athletes. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(4), 669-675.
- Korpershoek, J. V., de Windt, T. S., Vonk, L. A., Krych, A. J., & Saris, D. B. F. (2020). Does Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Protect the Meniscus and Its Repair? A Systematic Review. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 8(7), 2325967120933895. <https://doi.org/10.1177/2325967120933895>
- Kotsifaki, R., Korakakis, V., King, E., Barbosa, O., Maree, D., Pantouveris, M., Bjerregaard, A., Luomajoki, J., Wilhelmsen, J., & Whiteley, R. (2023). Aspetar clinical practice guideline on rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *British Journal of Sports Medicine*, 57(9), 500-514. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2022-106158>
- Kuszewski, M. T., Gnat, R., Szlachta, G., Kaczyńska, M., & Knapik, A. (2019). Passive stiffness of the hamstrings and the rectus femoris in persons after an ACL reconstruction. *The Physician and Sportsmedicine*, 47(1), 91-95. <https://doi.org/10.1080/00913847.2018.1527171>
- Kyritsis, P., Bahr, R., Landreau, P., Miladi, R., & Witvrouw, E. (2016a). Likelihood of ACL graft rupture : Not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. *British Journal of Sports Medicine*, 50(15), 946-951. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095908>
- Kyritsis, P., Bahr, R., Landreau, P., Miladi, R., & Witvrouw, E. (2016b). Likelihood of ACL graft rupture : Not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. *British Journal of Sports Medicine*, 50(15), 946-951. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095908>

L

- Laboute, E., Verhaeghe, E., Ucay, O., & Minden, A. (2019a). Evaluation kinaesthetic proprioceptive deficit after knee anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction in athletes. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 6. <https://doi.org/10.1186/s40634-019-0174-8>
- Laboute, E., Verhaeghe, E., Ucay, O., & Minden, A. (2019b). Evaluation kinaesthetic proprioceptive deficit after knee anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction in athletes. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 6(1), 6. <https://doi.org/10.1186/s40634-019-0174-8>
- Lai, C. C. H., Ardern, C. L., Feller, J. A., & Webster, K. E. (2018). Eighty-three per cent of elite athletes return to preinjury sport after anterior cruciate ligament reconstruction : A systematic review with meta-analysis of return to sport rates, graft rupture rates and performance outcomes. *British Journal of Sports Medicine*, 52(2), 128-138. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096836>
- Lai, S., Zhang, Z., Li, J., & Fu, W.-L. (2023). Comparison of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Versus Without Anterolateral Augmentation : A Systematic Review and Meta-analysis of Randomized Controlled Trials. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 11(3), 23259671221149403. <https://doi.org/10.1177/23259671221149403>
- Lasmar, R. C. P., Marques de Almeida, A., Serbino, J. W., da Mota Albuquerque, R. F., & Hernandez, A. J. (2010). Importance of the different posterolateral knee static stabilizers : Biomechanical study. *Clinics*, 65(4), 433-440. <https://doi.org/10.1590/S1807-59322010000400013>
- LaStayo, P. C., Woolf, J. M., Lewek, M. D., Snyder-Mackler, L., Reich, T., & Lindstedt, S. L. (2003). Eccentric Muscle Contractions : Their Contribution to Injury, Prevention, Rehabilitation, and Sport. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(10), 557-571. <https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.10.557>
- Le Sant, G., Ates, F., Brasseur, J.-L., & Nordez, A. (2015). Elastography Study of Hamstring Behaviors during Passive Stretching. *PloS One*, 10(9), e0139272. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0139272>
- Lee, Y. S., Lee, O.-S., Lee, S. H., & Hui, T. S. (2018). Effect of the Timing of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction on Clinical and Stability Outcomes : A Systematic Review and Meta-analysis. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 34(2), 592-602. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2017.07.023>
- Lepers, R., Hausswirth, C., Maffiuletti, N., Brisswalter, J., & Van Hoecke, J. (2000). Evidence of neuromuscular fatigue after prolonged cycling exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(11), 1880.
- Levin, A., & Wyman, J. (1927). The Viscous Elastic Properties of Muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character*, 101(709), 218-243.

- Lewis, J. S., & Valentine, R. E. (2007). The pectoralis minor length test : A study of the intra-rater reliability and diagnostic accuracy in subjects with and without shoulder symptoms. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8, 64. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-8-64>
- Lieber, R. L., & Binder-Markey, B. (2021). Biochemical and Structural Basis of the Passive Mechanical Properties of Whole Skeletal Muscle. *The Journal of physiology*, 599(16), 3809-3823. <https://doi.org/10.1113/JP280867>
- Lim, J.-M., Cho, J.-J., Kim, T.-Y., & Yoon, B.-C. (2019). Isokinetic knee strength and proprioception before and after anterior cruciate ligament reconstruction : A comparison between home-based and supervised rehabilitation. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 32(3), 421-429. <https://doi.org/10.3233/BMR-181237>
- Lindstedt, S. L. (2016). Skeletal muscle tissue in movement and health : Positives and negatives. *The Journal of Experimental Biology*, 219(Pt 2), 183-188. <https://doi.org/10.1242/jeb.124297>
- Lynch, A. D., Logerstedt, D. S., Grindem, H., Eitzen, I., Hicks, G. E., Axe, M. J., Engebretsen, L., Risberg, M. A., & Snyder-Mackler, L. (2015). Consensus criteria for defining « successful outcome » after ACL injury and reconstruction : A Delaware-Oslo ACL cohort investigation. *British Journal of Sports Medicine*, 49(5), 335-342. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092299>

M

- Ma, X., Lu, L., Zhou, Z., Sun, W., Chen, Y., Dai, G., Wang, C., Ding, L., Fong, D. T.-P., & Song, Q. (2022). Correlations of strength, proprioception, and tactile sensation to return-to-sports readiness among patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Frontiers in Physiology*, 13, 1046141. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.1046141>
- MacConaill, M. A. (1969). *Muscles and movements : A basis for human kinesiology / [by] M. A. MacConaill [and] J. V. Basmajian*. Williams & Wilkins Co.
- Macefield, V. G. (2005). Physiological characteristics of low-threshold mechanoreceptors in joints, muscle and skin in human subjects. *Clinical and Experimental Pharmacology & Physiology*, 32(1-2), 135-144. <https://doi.org/10.1111/j.1440-1681.2005.04143.x>
- MacWilliams, B. A., Wilson, D. R., DesJardins, J. D., Romero, J., & Chao, E. Y. (1999). Hamstrings cocontraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate ligament load in weight-bearing flexion. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 17(6), 817-822. <https://doi.org/10.1002/jor.1100170605>
- Maffiuletti, N. A., Bizzini, M., Desbrosses, K., Babault, N., & Munzinger, U. (2007). Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 27(6), 346-353. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2007.00758.x>
- Magnusson, S. P. (1998). Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 8(2), 65-77. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1998.tb00171.x>
- Manske, R., & Reiman, M. (2013). Functional Performance Testing for Power and Return to Sports. *Sports Health*, 5(3), 244-250. <https://doi.org/10.1177/1941738113479925>
- Manske, R., Wilk, K. E., Davies, G., Ellenbecker, T., & Reinold, M. (2013). Glenohumeral motion deficits : Friend or foe? *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(5), 537-553.
- Markolf, K. L., Kochan, A., & Amstutz, H. C. (1984). Measurement of knee stiffness and laxity in patients with documented absence of the anterior cruciate ligament. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 66(2), 242-252.
- Matsuo, S., Iwata, M., Miyazaki, M., Fukaya, T., Yamanaka, E., Nagata, K., Tsuchida, W., Asai, Y., & Suzuki, S. (2019). Changes in Flexibility and Force are not Different after Static Versus Dynamic Stretching. *Sports Medicine International Open*, 3(3), E89-E95. <https://doi.org/10.1055/a-1001-1993>
- Matzkin, E., Suslavich, K., & Wes, D. (2016). Swimmer's Shoulder : Painful Shoulder in the Competitive Swimmer. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 24(8), 527-536. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-15-00313>
- Mayes, M., Salesky, M., & Lansdown, D. A. (2022). Throwing Injury Prevention Strategies with a Whole Kinetic Chain-Focused Approach. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 15(2), 53-64. <https://doi.org/10.1007/s12178-022-09744-9>

- McClure, P. W., Michener, L. A., & Karduna, A. R. (2006). Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Physical Therapy, 86*(8), 1075-1090.
- McDonough, A., & Funk, L. (2014). Can glenohumeral joint isokinetic strength and range of movement predict injury in professional rugby league. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine, 15*(2), 91-96. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2013.07.001>
- McGrath, T. M., Waddington, G., Scarvell, J. M., Ball, N. B., Creer, R., Woods, K., & Smith, D. (2016). The effect of limb dominance on lower limb functional performance—A systematic review. *Journal of Sports Sciences, 34*(4), 289-302. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1050601>
- McNair, P. J. (2011). Active hamstring stiffness and the ACL deficient knee joint. *Clinical Biomechanics, 26*(9), 969. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.05.014>
- McNair, P. J., & Portero, P. (2005). Using isokinetic dynamometers for measurements associated with tissue extensibility. *Isokinetics and exercise science, 13*, 53-56.
- McNair, P. J., Wood, G. A., & Marshall, R. N. (1992). Stiffness of the hamstring muscles and its relationship to function in anterior cruciate ligament deficient individuals. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon), 7*(3), 131-137. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(92\)90027-2](https://doi.org/10.1016/0268-0033(92)90027-2)
- McPherson, A. L., Feller, J. A., Hewett, T. E., & Webster, K. E. (2019). Smaller Change in Psychological Readiness to Return to Sport Is Associated With Second Anterior Cruciate Ligament Injury Among Younger Patients. *The American Journal of Sports Medicine, 47*(5), 1209-1215. <https://doi.org/10.1177/0363546519825499>
- Meredith, S. J., Rauer, T., Chmielewski, T. L., Fink, C., Diermeier, T., Rothrauff, B. B., Svantesson, E., Hamrin Senorski, E., Hewett, T. E., Sherman, S. L., Lesniak, B. P., & Panther Symposium ACL Injury Return to Sport Consensus Group. (2020). Return to sport after anterior cruciate ligament injury : Panther Symposium ACL Injury Return to Sport Consensus Group. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA, 28*(8), 2403-2414. <https://doi.org/10.1007/s00167-020-06009-1>
- Meyer, G. A., McCulloch, A. D., & Lieber, R. L. (2011). A Nonlinear Model of Passive Muscle Viscosity. *Journal of Biomechanical Engineering, 133*(9), 91007-NaN. <https://doi.org/10.1115/1.4004993>
- Mickevičius, M., Rutkauskas, S., Sipavičienė, S., Skurvydas, A., Jürimäe, J., Degens, H., & Kamandulis, S. (2016). Absence of Bilateral Differences in Child Baseball Players with Throwing-related Pain. *International Journal of Sports Medicine, 37*(12), 952-957. <https://doi.org/10.1055/s-0042-106297>
- Mizuno, T., Matsumoto, M., & Umemura, Y. (2013). Viscoelasticity of the muscle-tendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 23*(1), 23-30. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01329.x>
- Mohtadi, N. G., Chan, D. S., Dainty, K. N., & Whelan, D. B. (2011). Patellar tendon versus hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament rupture in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews, 9*. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD005960.pub2>
- Moltubakk, M. M., Eriksrud, O., Paulsen, G., Seynnes, O. R., & Bojsen-Møller, J. (2016). Hamstrings functional properties in athletes with high musculo-skeletal flexibility. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 26*(6), 659-665. <https://doi.org/10.1111/sms.12488>
- Monk, A. P., Davies, L. J., Hopewell, S., Harris, K., Beard, D. J., & Price, A. J. (2016). Surgical versus conservative interventions for treating anterior cruciate ligament injuries. *The Cochrane Database of Systematic Reviews, 4*(4), CD011166. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD011166.pub2>
- Morais, J. E., Forte, P., Nevill, A. M., Barbosa, T. M., & Marinho, D. A. (2020). Upper-limb kinematics and kinetics imbalances in the determinants of front-crawl swimming at maximal speed in young international level swimmers. *Scientific Reports, 10*(1), 11683. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-68581-3>
- Moran, T. E., Ignozzi, A. J., Burnett, Z., Bodkin, S., Hart, J. M., & Werner, B. C. (2022). Deficits in Contralateral Limb Strength Can Overestimate Limb Symmetry Index After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation, 4*(5), e1713-e1719. <https://doi.org/10.1016/j.asmr.2022.06.018>
- Morin, J.-B., & Samozino, P. (2016). Interpreting Power-Force-Velocity Profiles for Individualized and Specific Training. *International Journal of Sports Physiology and Performance, 11*(2), 267-272. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0638>

- Mornieux, G., Hirschmüller, A., Gollhofer, A., Südkamp, N. P., & Maier, D. (2018). Multimodal assessment of sensorimotor shoulder function in patients with untreated anterior shoulder instability and asymptomatic handball players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 58(4), 472-479. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.06874-8>
- Moroder, P., Danzinger, V., Maziak, N., Plachel, F., Pauly, S., Scheibel, M., & Minkus, M. (2020). Characteristics of functional shoulder instability. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 29(1), 68-78. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2019.05.025>
- Mulla, D. M., Hodder, J. N., Maly, M. R., Lyons, J. L., & Keir, P. J. (2020). Glenohumeral stabilizing roles of the scapulohumeral muscles : Implications of muscle geometry. *Journal of Biomechanics*, 100, 109589. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109589>
- Murgier, J., Hansom, D., & Clatworthy, M. (2020). Current evidence around patellar tendon graft in ACLR for high-risk patients : Current concepts. *Journal of ISAKOS*, 5(1), 32-35. <https://doi.org/10.1136/jisakos-2019-000399>
- Myers, J. B., Laudner, K. G., Pasquale, M. R., Bradley, J. P., & Lephart, S. M. (2006). Glenohumeral range of motion deficits and posterior shoulder tightness in throwers with pathologic internal impingement. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(3), 385-391. <https://doi.org/10.1177/0363546505281804>
- Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2000). The Role of the Sensorimotor System in the Athletic Shoulder. *Journal of Athletic Training*, 35(3), 351-363.

N

- Na, B.-R., Kwak, W.-K., Seo, H.-Y., & Seon, J.-K. (2021a). Clinical Outcomes of Anterolateral Ligament Reconstruction or Lateral Extra-articular Tenodesis Combined With Primary ACL Reconstruction : A Systematic Review With Meta-analysis. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 9(9), 23259671211023099. <https://doi.org/10.1177/23259671211023099>
- Na, B.-R., Kwak, W.-K., Seo, H.-Y., & Seon, J.-K. (2021b). Clinical Outcomes of Anterolateral Ligament Reconstruction or Lateral Extra-articular Tenodesis Combined With Primary ACL Reconstruction : A Systematic Review With Meta-analysis. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 9(9), 23259671211023099. <https://doi.org/10.1177/23259671211023099>
- Nagai, K., Gale, T., Chiba, D., Su, F., Fu, F., & Anderst, W. (2019). The Complex Relationship Between In Vivo ACL Elongation and Knee Kinematics During Walking and Running. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 37(9), 1920-1928. <https://doi.org/10.1002/jor.24330>
- Nagai, T., Bates, N. A., Hewett, T. E., & Schilaty, N. D. (2018). Effects of localized vibration on knee joint position sense in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 55, 40-44. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.04.011>
- Nagai, T., Schilaty, N. D., Laskowski, E. R., & Hewett, T. E. (2020a). Hop tests can result in higher limb symmetry index values than isokinetic strength and leg press tests in patients following ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 28(3), 816-822. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05513-3>
- Nagai, T., Sell, T. C., House, A. J., Abt, J. P., & Lephart, S. M. (2013). Knee proprioception and strength and landing kinematics during a single-leg stop-jump task. *Journal of Athletic Training*, 48(1), 31-38. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.1.14>
- Nagelli, C. V., & Hewett, T. E. (2017). Should return to sport be delayed until two years after anterior cruciate ligament reconstruction? Biological and functional considerations. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(2), 221-232. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0584-z>
- Nakamae, A., Adachi, N., Ishikawa, M., Nakasa, T., & Ochi, M. (2017). No evidence of impaired proprioceptive function in subjects with anterior cruciate ligament reconstruction : A systematic review. *Journal of ISAKOS*, 2(4), 191-199. <https://doi.org/10.1136/jisakos-2016-000087>
- Neer, C. S. (1972). Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder : A preliminary report. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 54(1), 41-50.
- Ng, G., & Lam, P. (2002). A study of antagonist/agonist isokinetic work ratios of shoulder rotators in men who play badminton. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. <https://doi.org/10.2519/JOSPT.2002.32.8.399>

- Niederbracht, Y., Shim, A. L., Sloniger, M. A., Paternostro-Bayles, M., & Short, T. H. (2008). Effects of a shoulder injury prevention strength training program on eccentric external rotator muscle strength and glenohumeral joint imbalance in female overhead activity athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(1), 140-145. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31815f5634>
- Noehren, B., Andersen, A., Hardy, P., Johnson, D. L., Ireland, M. L., Thompson, K. L., & Damon, B. (2016). Cellular and Morphological Alterations in the Vastus Lateralis Muscle as the Result of ACL Injury and Reconstruction. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 98(18), 1541-1547. <https://doi.org/10.2106/JBJS.16.00035>
- Noffal, G. J. (2003). Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(4), 537-541. <https://doi.org/10.1177/03635465030310041001>
- Noll, S., Garrison, J. C., Bothwell, J., & Conway, J. E. (2015). Knee Extension Range of Motion at 4 Weeks Is Related to Knee Extension Loss at 12 Weeks After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 3(5), 2325967115583632. <https://doi.org/10.1177/2325967115583632>
- Nordez, A., Cornu, C., & McNair, P. (2006). Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(7), 755-760. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.03.005>
- Novaes, M., Carvalho, A., Sauer, J. F., Brech, G. C., Helito, C. P., & João, S. M. A. (2022). Postural control during single leg stance in individuals with clinical indication for combined reconstruction of the anterior cruciate and the anterolateral ligaments of the knee : A cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 23(1), 383. <https://doi.org/10.1186/s12891-022-05347-0>
- Noyes, F. R., & Barber Westin, S. D. (2012). Anterior cruciate ligament injury prevention training in female athletes : A systematic review of injury reduction and results of athletic performance tests. *Sports Health*, 4(1), 36-46. <https://doi.org/10.1177/1941738111430203>
- Nuccio, S., Del Vecchio, A., Casolo, A., Labanca, L., Rocchi, J. E., Felici, F., Macaluso, A., Mariani, P. P., Falla, D., Farina, D., & Sbriccoli, P. (2020). Muscle fiber conduction velocity in the vastus lateralis and medialis muscles of soccer players after ACL reconstruction. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 30(10), 1976-1984. <https://doi.org/10.1111/sms.13748>

O

- O'Connor, R. F., King, E., Richter, C., Webster, K. E., & Falvey, É. C. (2020). No Relationship Between Strength and Power Scores and Anterior Cruciate Ligament Return to Sport After Injury Scale 9 Months After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 48(1), 78-84. <https://doi.org/10.1177/0363546519887952>
- Odegard, G. M., Donahue, T. L. H., Morrow, D. A., & Kaufman, K. R. (2008). Constitutive Modeling of Skeletal Muscle Tissue with an Explicit Strain-Energy Function. *Journal of biomechanical engineering*, 130(6), 061017. <https://doi.org/10.1115/1.3002766>
- Olivier, N., & Daussin, F. (2019). Isokinetic torque imbalances of shoulder of the french women's national water polo team. *Science & Sports*, 34(2), 82-87. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2018.10.003>
- Olivier, N., & Daussin, F. N. (2018). Relationships Between Isokinetic Shoulder Evaluation and Fitness Characteristics of Elite French Female Water-Polo Players. *Journal of Human Kinetics*, 64, 5-11. <https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0181>
- Olivier, N., Quintin, G., & Rogez, J. (2008). The high level swimmer articular shoulder complex. *Annales De Readaptation Et De Medecine Physique: Revue Scientifique De La Societe Francaise De Reeducation Fonctionnelle De Readaptation Et De Medecine Physique*, 51(5), 342-347. <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2008.04.005>
- Opar, D. A., & Serpell, B. G. (2014). Is there a potential relationship between prior hamstring strain injury and increased risk for future anterior cruciate ligament injury? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(2), 401-405. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.07.028>
- Osternig, L. R. (1986). Isokinetic dynamometry : Implications for muscle testing and rehabilitation. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 14, 45-80.

P

- Page, P. (2011). Shoulder muscle imbalance and subacromial impingement syndrome in overhead athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(1), 51-58.
- Paillard, T., Noé, F., Passelergue, P., & Dupui, P. (2005). Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 35(11), 951-966. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535110-00003>
- Pairot de Fontenay, B., Argaud, S., Blache, Y., & Monteil, K. (2015). Contralateral limb deficit seven months after ACL-reconstruction : An analysis of single-leg hop tests. *The Knee*, 22(4), 309-312. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2015.04.012>
- Palmieri-Smith, R. M., Curran, M. T., Garcia, S. A., & Krishnan, C. (2022). Factors That Predict Sagittal Plane Knee Biomechanical Symmetry After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction : A Decision Tree Analysis. *Sports Health*, 14(2), 167-175. <https://doi.org/10.1177/19417381211004932>
- Palmieri-Smith, R. M., & Lepley, L. K. (2015a). Quadriceps Strength Asymmetry After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Alters Knee Joint Biomechanics and Functional Performance at Time of Return to Activity. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(7), 1662-1669. <https://doi.org/10.1177/0363546515578252>
- Pandy, M. G. (1999). Moment arm of a muscle force. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 27, 79-118.
- Pardiwala, D. N., Subbiah, K., Rao, N., & Modi, R. (2020). Badminton Injuries in Elite Athletes : A Review of Epidemiology and Biomechanics. *Indian Journal of Orthopaedics*, 54(3), 237-245. <https://doi.org/10.1007/s43465-020-00054-1>
- Parsons, J. L., Coen, S. E., & Bekker, S. (2021). Anterior cruciate ligament injury : Towards a gendered environmental approach. *British Journal of Sports Medicine*, 55(17), 984-990. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2020-103173>
- Peck, B. D., Brightwell, C. R., Johnson, D. L., Ireland, M. L., Noehren, B., & Fry, C. S. (2019). Anterior Cruciate Ligament Tear Promotes Skeletal Muscle Myostatin Expression, Fibrogenic Cell Expansion, and a Decline in Muscle Quality. *The American journal of sports medicine*, 47(6), 1385-1395. <https://doi.org/10.1177/0363546519832864>
- Perrin, D. H., Hellwig, E. V., Tis, L. L., & Shenk, B. S. (1992). Effect of Gravity Correction on Shoulder Rotation Isokinetic Average Force and Reciprocal Muscle Group Ratios. *Isokinetics and Exercise Science*, 2(1), 30-33. <https://doi.org/10.3233/IES-1992-2105>
- Perrine, J. J., & Edgerton, V. R. (1978). Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Medicine and Science in Sports*, 10(3), 159-166.
- Persson, A., Fjeldsgaard, K., Gjertsen, J.-E., Kjellsen, A. B., Engebretsen, L., Hole, R. M., & Fevang, J. M. (2014). Increased Risk of Revision With Hamstring Tendon Grafts Compared With Patellar Tendon Grafts After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction : A Study of 12,643 Patients From the Norwegian Cruciate Ligament Registry, 2004-2012. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(2), 285-291. <https://doi.org/10.1177/0363546513511419>
- Phomsoupha, M., & Laffaye, G. (2015). The science of badminton : Game characteristics, anthropometry, physiology, visual fitness and biomechanics. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 45(4), 473-495. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0287-2>
- Pietrosimone, B., Lepley, A. S., Harkey, M. S., Luc-Harkey, B. A., Blackburn, J. T., Gribble, P. A., Spang, J. T., & Sohn, D. H. (2016). Quadriceps Strength Predicts Self-reported Function Post-ACL Reconstruction. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(9), 1671-1677. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000946>
- Pinto, F. G., Thauinat, M., Daggett, M., Kajetanek, C., Marques, T., Guimares, T., Quelard, B., & Sonnery-Cottet, B. (2017). Hamstring Contracture After ACL Reconstruction Is Associated With an Increased Risk of Cyclops Syndrome. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(1), 2325967116684121. <https://doi.org/10.1177/2325967116684121>
- Poehling-Monaghan, K. L., Salem, H., Ross, K. E., Secrist, E., Ciccotti, M. C., Tjoumakaris, F., Ciccotti, M. G., & Freedman, K. B. (2017). Long-Term Outcomes in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction : A Systematic Review of Patellar Tendon Versus Hamstring Autografts. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(6), 2325967117709735. <https://doi.org/10.1177/2325967117709735>
- Portero, P., Farcy, S., & Rabita, G. (2014). Utilisation des dynamomètres isocinétiques pour la caractérisation des propriétés mécaniques passives du système musculo-articulaire. *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, 85, Article 85. <https://doi.org/10.1051/sm/2013091>
- Prochazka, A. (2015). Sensory control of normal movement and of movement aided by neural prostheses. *Journal of Anatomy*, 227(2), 167-177. <https://doi.org/10.1111/joa.12311>

- Proske, U., & Gregory, J. E. (2002). Signalling properties of muscle spindles and tendon organs. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 508, 5-12. https://doi.org/10.1007/978-1-4615-0713-0_1
- Provencher, M. T., LeClere, L. E., King, S., McDonald, L. S., Frank, R. M., Mologne, T. S., Ghodadra, N. S., & Romeo, A. A. (2011). Posterior Instability of the Shoulder : Diagnosis and Management. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(4), 874-886. <https://doi.org/10.1177/0363546510384232>
- Pua, Y.-H., Ho, J.-Y., Chan, S. A.-S., Khoo, S.-J., & Chong, H.-C. (2017). Associations of isokinetic and isotonic knee strength with knee function and activity level after anterior cruciate ligament reconstruction : A prospective cohort study. *The Knee*, 24(5), 1067-1074. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2017.06.014>

R

- Rambaud, A. J. M., Ardern, C. L., Thoreux, P., Regnaud, J.-P., & Edouard, P. (2018a). Criteria for return to running after anterior cruciate ligament reconstruction : A scoping review. *British Journal of Sports Medicine*, 52(22), 1437-1444. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098602>
- Rambaud, A., Samozino, P., & Edouard, P. (2016). Functional tests can they help in the decision to return to sports after anterior cruciate ligament? Example with Hop tests. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 59, e19-e20. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2016.07.047>
- Raoul, T., Klouche, S., Lefevre, N., Herman, S., Guerrier, B., El Hariri, B., Gerometta, A., & Bohu, Y. (2018). Aptitude physique et psychologique pour la reprise du sport après reconstruction du ligament croisé antérieur du genou : Score ACL-RSI et tests fonctionnels. *Journal de Traumatologie du Sport*, 35(1), 15-24. <https://doi.org/10.1016/j.jts.2017.12.003>
- Reider, B., Arcand, M. A., Diehl, L. H., Mroczek, K., Abulencia, A., Stroud, C. C., Palm, M., Gilbertson, J., & Staszak, P. (2003). Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 19(1), 2-12. <https://doi.org/10.1053/jars.2003.50006>
- Reinold, M. M., & Curtis, A. S. (2013). Microinstability of the shoulder in the overhead athlete. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(5), 601-616.
- Rolph, N., Herrington, L., & Tyson, S. (2014). The effects of ACL injury on knee proprioception : A meta-analysis. *Physiotherapy*, 100(3), 187-195. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2013.11.002>
- Reyes-Ferrada, W., Chiroso-Rios, L., Martinez-Garcia, D., Rodríguez-Perea, Á., & Jerez-Mayorga, D. (2022). Reliability of trunk strength measurements with an isokinetic dynamometer in non-specific low back pain patients : A systematic review. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 35(5), 937-948. <https://doi.org/10.3233/BMR-210261>
- Rice, D. A., & McNair, P. J. (2010). Quadriceps arthrogenic muscle inhibition : Neural mechanisms and treatment perspectives. *Seminars in Arthritis and Rheumatism*, 40(3), 250-266. <https://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2009.10.001>
- Rice, D., Lewis, G., & McNair, P. (2021). Impaired Regulation of Submaximal Force after ACL Reconstruction : Role of Muscle Spindles. *International Journal of Sports Medicine*, 42(6), 550-558. <https://doi.org/10.1055/a-1292-4461>
- Risberg, M. A., Holm, I., Myklebust, G., & Engebretsen, L. (2007). Neuromuscular training versus strength training during first 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction : A randomized clinical trial. *Physical Therapy*, 87(6), 737-750. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060041>
- Robson, A. W. M. (1903). VI. Ruptured Crucial Ligaments and their Repair by Operation. *Annals of Surgery*, 37(5), 716-718.
- Rodríguez, L., Veiga, S., García, I., & González-Ravé, J. M. (2021). Stroking Rates of Open Water Swimmers during the 2019 FINA World Swimming Championships. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(13), 6850. <https://doi.org/10.3390/ijerph18136850>
- Roe, C., Jacobs, C., Hoch, J., Johnson, D. L., & Noehren, B. (2022). Test Batteries After Primary Anterior Cruciate Ligament Reconstruction : A Systematic Review. *Sports Health*, 14(2), 205-215. <https://doi.org/10.1177/19417381211009473>
- Rose, M. B., & Noonan, T. (2018). Glenohumeral internal rotation deficit in throwing athletes : Current perspectives. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 9, 69-78. <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S138975>

- Rousseau, R., Labruyere, C., Kajetanek, C., Deschamps, O., Makridis, K. G., & Djjan, P. (2019). Complications After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Their Relation to the Type of Graft : A Prospective Study of 958 Cases. *The American Journal of Sports Medicine*, 47(11), 2543-2549. <https://doi.org/10.1177/0363546519867913>
- Rudolph, K. S., Axe, M. J., Buchanan, T. S., Scholz, J. P., & Snyder-Mackler, L. (2001). Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 9(2), 62-71. <https://doi.org/10.1007/s001670000166>
- Runer, A., Keeling, L., Wagala, N., Nugraha, H., Özbek, E. A., Hughes, J. D., & Musahl, V. (2023). Current trends in graft choice for primary anterior cruciate ligament reconstruction - part II : In-vivo kinematics, patient reported outcomes, re-rupture rates, strength recovery, return to sports and complications. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 10(1), 40. <https://doi.org/10.1186/s40634-023-00601-3>
- Runyan, C. W. (1998). Using the Haddon matrix : Introducing the third dimension. *Injury Prevention*, 4(4), 302-307. <https://doi.org/10.1136/ip.4.4.302>

S

- Saccol, M. F., Gracitelli, G. C., da Silva, R. T., Laurino, C. F. de S., Fleury, A. M., Andrade, M. dos S., & da Silva, A. C. (2010). Shoulder functional ratio in elite junior tennis players. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 11(1), 8-11. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2009.11.002>
- Sadeqi, M., Klouche, S., Bohu, Y., Herman, S., Lefevre, N., & Gerometta, A. (2018). Progression of the Psychological ACL-RSI Score and Return to Sport After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction : A Prospective 2-Year Follow-up Study From the French Prospective Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Cohort Study (FAST). *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 6(12). <https://doi.org/10.1177/2325967118812819>
- Sadeqi, M., Klouche, S., Lefevre, N., Herman, S., Bohu, Y., & Gerometta, A. (2018). Évolution du score psychologique ACL-RSI et retour au sport après reconstruction du ligament croisé antérieur. Étude prospective chez 681 sportifs au recul de 2 ans. *Journal de Traumatologie du Sport*, 35(1), 64. <https://doi.org/10.1016/j.jts.2017.12.028>
- Samozino, P. (2009). *Capacités mécaniques des membres inférieurs et mouvements explosifs. Approches théoriques intégratives appliquées au saut vertical.*
- Samozino, P., Rejc, E., Di Prampero, P. E., Belli, A., & Morin, J.-B. (2012). Optimal force-velocity profile in ballistic movements--altius : Citius or fortius? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(2), 313-322. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31822d757a>
- Sanders, T. L., Maradit Kremers, H., Bryan, A. J., Larson, D. R., Dahm, D. L., Levy, B. A., Stuart, M. J., & Krych, A. J. (2016). Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears and Reconstruction : A 21-Year Population-Based Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(6), 1502-1507. <https://doi.org/10.1177/0363546516629944>
- Sašek, M., Mirkov, D. M., Hadžić, V., & Šarabon, N. (2022a). The Validity of the 2-Point Method for Assessing the Force-Velocity Relationship of the Knee Flexors and Knee Extensors : The Relevance of Distant Force-Velocity Testing. *Frontiers in Physiology*, 13, 849275. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.849275>
- Sašek, M., Mirkov, D. M., Hadžić, V., & Šarabon, N. (2022b). The Validity of the 2-Point Method for Assessing the Force-Velocity Relationship of the Knee Flexors and Knee Extensors : The Relevance of Distant Force-Velocity Testing. *Frontiers in Physiology*, 13. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2022.849275>
- Schiaffino, S., & Reggiani, C. (2011). Fiber types in mammalian skeletal muscles. *Physiological Reviews*, 91(4), 1447-1531. <https://doi.org/10.1152/physrev.00031.2010>
- Schindler, O. S. (2012). Surgery for anterior cruciate ligament deficiency : A historical perspective. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 20(1), 5-47. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1756-x>
- Schmitt, L. C., Paterno, M. V., & Hewett, T. E. (2012). The impact of quadriceps femoris strength asymmetry on functional performance at return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(9), 750-759. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.4194>
- Scholes, C., Ektas, N., Harrison-Brown, M., Jegatheesan, M., Rajesh, A., Kirwan, G., & Bell, C. (2023). Persistent knee extension deficits are common after anterior cruciate ligament reconstruction : A systematic review and meta-

analysis of randomised controlled trials. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*. <https://doi.org/10.1007/s00167-022-07299-3>

- Schultz, R. A., Miller, D. C., Kerr, C. S., & Micheli, L. (1984). Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 66(7), 1072-1076.
- Schwank, A., Blazey, P., Asker, M., Møller, M., Hägglund, M., Gard, S., Skazalski, C., Haugsbø Andersson, S., Horsley, I., Whiteley, R., Cools, A. M., Bizzini, M., & Ardern, C. L. (2022). 2022 Bern Consensus Statement on Shoulder Injury Prevention, Rehabilitation, and Return to Sport for Athletes at All Participation Levels. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 52(1), 11-28. <https://doi.org/10.2519/jospt.2022.10952>
- Schweizer, C., Hanreich, C., Tscholl, P. M., Ristl, R., Apprich, S., Windhager, R., & Waldstein, W. (2022). Nineteen percent of meniscus repairs are being revised and failures frequently occur after the second postoperative year : A systematic review and meta-analysis with a minimum follow-up of 5 years. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 30(7), 2267-2276. <https://doi.org/10.1007/s00167-021-06770-x>
- Scoville, C. R., Arciero, R. A., Taylor, D. C., & Stoneman, P. D. (1997). End range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios : A new perspective in shoulder strength assessment. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 25(3), 203-207. <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.25.3.203>
- Segond, P. (1879). *Recherches cliniques et expérimentales sur les épanchements sanguins du genou par entorse*. Aux Bureaux du Progrès médical.
- Seroyer, S. T., Nho, S. J., Bach, B. R., Bush-Joseph, C. A., Nicholson, G. P., & Romeo, A. A. (2009). Shoulder Pain in the Overhead Throwing Athlete. *Sports Health*, 1(2), 108-120. <https://doi.org/10.1177/1941738108331199>
- Shagawa, M., Maruyama, S., Sekine, C., Yokota, H., Hirabayashi, R., Togashi, R., Yamada, Y., Osanami, H., Sato, D., & Edama, M. (2023). Knee Laxity in the Menstrual Cycle after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction : A Case Series. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(3), 2277. <https://doi.org/10.3390/ijerph20032277>
- Shanley, E., Thigpen, C. A., Clark, J. C., Wyland, D. J., Hawkins, R. J., Noonan, T. J., & Kissenberth, M. J. (2012). Changes in passive range of motion and development of glenohumeral internal rotation deficit (GIRD) in the professional pitching shoulder between spring training in two consecutive years. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(11), 1605-1612. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.11.035>
- Shelbourne, K. D., & Gray, T. (2009). Minimum 10-year results after anterior cruciate ligament reconstruction : How the loss of normal knee motion compounds other factors related to the development of osteoarthritis after surgery. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(3), 471-480. <https://doi.org/10.1177/0363546508326709>
- Shelbourne, K. D., Urch, S. E., Gray, T., & Freeman, H. (2012). Loss of normal knee motion after anterior cruciate ligament reconstruction is associated with radiographic arthritic changes after surgery. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(1), 108-113. <https://doi.org/10.1177/0363546511423639>
- Shen, X., Liu, T., Xu, S., Chen, B., Tang, X., Xiao, J., & Qin, Y. (2022). Optimal Timing of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Patients With Anterior Cruciate Ligament Tear : A Systematic Review and Meta-analysis. *JAMA Network Open*, 5(11), e2242742. <https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2022.42742>
- Sherman, D. A., Rush, J. L., Glaviano, N. R., & Norte, G. E. (2021). Hamstrings Muscle Morphology After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction : A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 51(8), 1733-1750. <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01431-y>
- Sherrington, C. S. (1906). *The integrative action of the nervous system* (p. xvi, 411). Yale University Press. <https://doi.org/10.1037/13798-000>
- Shidahara, H., Deie, M., Niimoto, T., Shimada, N., Toriyama, M., Adachi, N., Hirata, K., Urabe, Y., & Ochi, M. (2011). Prospective Study of Kinesthesia After ACL Reconstruction. *International Journal of Sports Medicine*, 32(5), 386-392. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1271675>
- Shoemaker, S. C., & Markolf, K. L. (1986). The role of the meniscus in the anterior-posterior stability of the loaded anterior cruciate-deficient knee. Effects of partial versus total excision. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 68(1), 71-79.
- Shorten, M. R. (1987). Muscle Elasticity and Human Performance. *Current Research in Sports Biomechanics*, 25, 1-18. <https://doi.org/10.1159/000414393>

- Shybut, T. B., Vega, C. E., Haddad, J., Alexander, J. W., Gold, J. E., Noble, P. C., & Lowe, W. R. (2015). Effect of lateral meniscal root tear on the stability of the anterior cruciate ligament-deficient knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(4), 905-911. <https://doi.org/10.1177/0363546514563910>
- Site de la Fédération Française de Natation. (s. d.). <https://ffn.extranat.fr>
- Śmigielski, R., Zdanowicz, U., Drwięga, M., Ciszek, B., Ciszowska-Łysoń, B., & Siebold, R. (2015). Ribbon like appearance of the midsubstance fibres of the anterior cruciate ligament close to its femoral insertion site : A cadaveric study including 111 knees. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23(11), 3143-3150. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3146-7>
- Smith, H. C., Vacek, P., Johnson, R. J., Slauterbeck, J. R., Hashemi, J., Shultz, S., & Beynon, B. D. (2012). Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury. *Sports Health*, 4(1), 69-78. <https://doi.org/10.1177/1941738111428281>
- Snyder, S. J., Karzel, R. P., Del Pizzo, W., Ferkel, R. D., & Friedman, M. J. (1990). SLAP lesions of the shoulder. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 6(4), 274-279. [https://doi.org/10.1016/0749-8063\(90\)90056-j](https://doi.org/10.1016/0749-8063(90)90056-j)
- SOFMER - SYFMER. (2009). *Dynamométrie isocinétique dans le cadre du suivi MPR des ligamentoplasties du genou*.
- Sohier, R. (2010). Kinésithérapie analytique de l'épaule. *Kinésithérapie, la Revue*, Vol 10-N° 97 P. 38-48.
- Sonnery-Cottet, B., & Chambat, P. (2007). Arthroscopic Identification of the Anterior Cruciate Ligament Posterolateral Bundle : The Figure-of-Four Position. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 23(10), 1128.e1-1128.e3. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2006.11.028>
- Sonnery-Cottet, B., Daggett, M., Fayard, J.-M., Ferretti, A., Helito, C. P., Lind, M., Monaco, E., de Pádua, V. B. C., Thauinat, M., Wilson, A., Zaffagnini, S., Zijl, J., & Claes, S. (2017). Anterolateral Ligament Expert Group consensus paper on the management of internal rotation and instability of the anterior cruciate ligament—Deficient knee. *Journal of Orthopaedics and Traumatology: Official Journal of the Italian Society of Orthopaedics and Traumatology*, 18(2), 91-106. <https://doi.org/10.1007/s10195-017-0449-8>
- Sonnery-Cottet, B., Lutz, C., Daggett, M., Dalmay, F., Freychet, B., Niglis, L., & Imbert, P. (2016). The Involvement of the Anterolateral Ligament in Rotational Control of the Knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(5), 1209-1214. <https://doi.org/10.1177/0363546515625282>
- Sonnery-Cottet, B., Saithna, A., Cavalier, M., Kajetanek, C., Temponi, E. F., Daggett, M., Helito, C. P., & Thauinat, M. (2017). Anterolateral Ligament Reconstruction Is Associated With Significantly Reduced ACL Graft Rupture Rates at a Minimum Follow-up of 2 Years : A Prospective Comparative Study of 502 Patients From the SANTI Study Group. *The American Journal of Sports Medicine*, 45(7), 1547-1557. <https://doi.org/10.1177/0363546516686057>
- Springer, S., Kelman, D., Brand, M., & Gottlieb, U. (2017). Knee position sense : Does the time interval at the target angle affect position accuracy? *Journal of Physical Therapy Science*, 29(10), 1760-1765. <https://doi.org/10.1589/jpts.29.1760>
- Stausholm, M. B., Baun, M., Bjordal, J. M., Nielsen, D., Aagaard, H., Magnusson, S. P., & Couppe, C. (2021). Shoulder Rotational Strength Profiles of Danish National Level Badminton Players. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 16(2), 504-510. <https://doi.org/10.26603/001c.21531>
- Steidl-Müller, L., Hildebrandt, C., Müller, E., Fink, C., & Raschner, C. (2018). Limb symmetry index in competitive alpine ski racers : Reference values and injury risk identification according to age-related performance levels. *Journal of Sport and Health Science*, 7(4), 405-415. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2018.09.002>
- Stepan, V., & Otahal, S. (2006). Is Codman's paradox really a paradox? *Journal of Biomechanics*, 39(16), 3080-3082. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.09.011>
- Stickley, C. D., Hetzler, R. K., Freemyer, B. G., & Kimura, I. F. (2008). Isokinetic Peak Torque Ratios and Shoulder Injury History in Adolescent Female Volleyball Athletes. *Journal of Athletic Training*, 43(6), 571-577.
- Straub, R. K., & Powers, C. M. (2023). Is muscular strength a predictor for primary or secondary ACL injury? A scoping review of prospective studies. *Physical Therapy in Sport*, 61, 91-101. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2023.03.004>
- Strocchi, R., de Pasquale, V., Gubellini, P., Facchini, A., Marcacci, M., Buda, R., Zaffagnini, S., & Ruggeri, A. (1992). The human anterior cruciate ligament : Histological and ultrastructural observations. *Journal of Anatomy*, 180(Pt 3), 515-519.

- Strong, A., Arumugam, A., Tengman, E., Röijezon, U., & Häger, C. K. (2021). Properties of Knee Joint Position Sense Tests for Anterior Cruciate Ligament Injury : A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 9(8), 23259671211007878. <https://doi.org/10.1177/23259671211007878>
- Strong, A., Grip, H., Arumugam, A., Boraxbekk, C.-J., Selling, J., & Häger, C. K. (2023). Right hemisphere brain lateralization for knee proprioception among right-limb dominant individuals. *Frontiers in Human Neuroscience*, 17, 969101. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2023.969101>
- Stuelcken, M. C., Ginn, K. A., & Sinclair, P. J. (2008). Shoulder strength and range of motion in elite female cricket fast bowlers with and without a history of shoulder pain. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(6), 575-580. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.06.007>
- Sueyoshi, T., Nakahata, A., Emoto, G., & Yuasa, T. (2017). Single-Leg Hop Test Performance and Isokinetic Knee Strength After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(11). <https://doi.org/10.1177/2325967117739811>
- Svantesson, E., Hamrin Senorski, E., Webster, K. E., Karlsson, J., Diermeier, T., Rothrauff, B. B., Meredith, S. J., Rauer, T., Irrgang, J. J., Spindler, K. P., Ma, C. B., & Musahl, V. (2020). Clinical outcomes after anterior cruciate ligament injury : Panther Symposium ACL Injury Clinical Outcomes Consensus Group. *Journal of ISAKOS*, 5(5), 281-294. <https://doi.org/10.1136/jisakos-2020-000494>

T

- Taberner, M., Allen, T., & Cohen, D. D. (2019). Progressing rehabilitation after injury : Consider the « control-chaos continuum ». *British Journal of Sports Medicine*, 53(18), 1132-1136. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-100157>
- Tang, X., Marshall, B., Wang, J. H., Zhu, J., Li, J., Smolinski, P., & Fu, F. H. (2019). Lateral Meniscal Posterior Root Repair With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Better Restores Knee Stability. *The American Journal of Sports Medicine*, 47(1), 59-65. <https://doi.org/10.1177/0363546518808004>
- Tayfur, B., Charupongsas, 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>
- Tesch, P. A., & Karlsson, J. (1985). Muscle fiber types and size in trained and untrained muscles of elite athletes. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 59(6), 1716-1720. <https://doi.org/10.1152/jappl.1985.59.6.1716>
- Timmins, R. G., Shield, A. J., Williams, M. D., Lorenzen, C., & Opar, D. A. (2016). Architectural adaptations of muscle to training and injury : A narrative review outlining the contributions by fascicle length, pennation angle and muscle thickness. *British Journal of Sports Medicine*, 50(23), 1467-1472. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094881>
- Tis, L. L., & Maxwell, T. (1996). The effect of positioning on shoulder isokinetic measures in females. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28(9), 1188-1192. <https://doi.org/10.1097/00005768-199609000-00016>
- Tonin, K., Stražar, K., Burger, H., & Vidmar, G. (2013). Adaptive changes in the dominant shoulders of female professional overhead athletes : Mutual association and relation to shoulder injury. *International Journal of Rehabilitation Research. Internationale Zeitschrift Fur Rehabilitationsforschung. Revue Internationale De Recherches De Readaptation*, 36(3), 228-235. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e32835d0b87>
- Toor, A. S., Limpisvasti, O., Ihn, H. E., McGarry, M. H., Banffy, M., & Lee, T. Q. (2019). The significant effect of the medial hamstrings on dynamic knee stability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 27(8), 2608-2616. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5283-x>
- Tooth, C., Gofflot, A., Schwartz, C., Croisier, J.-L., Beaudart, C., Bruyère, O., & Forthomme, B. (2020). Risk Factors of Overuse Shoulder Injuries in Overhead Athletes : A Systematic Review. *Sports Health*, 12(5), 478-487. <https://doi.org/10.1177/1941738120931764>
- Trappe, S., Luden, N., Minchev, K., Raue, U., Jemiolo, B., & Trappe, T. A. (2015). Skeletal muscle signature of a champion sprint runner. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 118(12), 1460-1466. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00037.2015>
- Trinidad, A., González-García, H., & López-Valenciano, A. (2021). An Updated Review of the Epidemiology of Swimming Injuries. *PM&R*, 13(9), 1005-1020. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12503>

- Tsepis, E., Vagenas, G., Giakas, G., & Georgoulis, A. (2004). Hamstring weakness as an indicator of poor knee function in ACL-deficient patients. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 12(1), 22-29. <https://doi.org/10.1007/s00167-003-0377-4>
- Tsuda, Y., Amako, M., Takashima, K., & Kawaguchi, M. (2021). Preoperative and postoperative shoulder position sense in patients who underwent arthroscopic Bankart repair for traumatic shoulder joint instability. *JSES International*, 5(2), 190-193. <https://doi.org/10.1016/j.jseint.2020.10.027>
- Turk, R., Shah, S., Chilton, M., Thomas, T. L., Anene, C., Mousad, A., Breton, S. L., Li, L., Pettit, R., Ives, K., & Ramappa, A. (2023). Return to Sport After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Requires Evaluation of >2 Functional Tests, Psychological Readiness, Quadriceps/Hamstring Strength, and Time After Surgery of 8 Months. *Arthroscopy*, 39(3), 790-801.e6. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2022.08.038>

U

- Undheim, M. B., Cosgrave, C., King, E., Strike, S., Marshall, B., Falvey, É., & Franklyn-Miller, A. (2015a). Isokinetic muscle strength and readiness to return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction : Is there an association? A systematic review and a protocol recommendation. *British Journal of Sports Medicine*, 49(20), 1305-1310. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093962>
- Undheim, M. B., Cosgrave, C., King, E., Strike, S., Marshall, B., Falvey, É., & Franklyn-Miller, A. (2015b). Isokinetic muscle strength and readiness to return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction : Is there an association? A systematic review and a protocol recommendation. *British Journal of Sports Medicine*, 49(20), 1305-1310. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093962>
- Undheim, M. B., Cosgrave, C., King, E., Strike, S., Marshall, B., Falvey, É., & Franklyn-Miller, A. (2015c). Isokinetic muscle strength and readiness to return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction : Is there an association? A systematic review and a protocol recommendation. *British Journal of Sports Medicine*, 49(20), 1305-1310. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093962>
- Uzun, E., Misir, A., & Guney, A. (2021). Effect of Leg Dominance on Medium- to Long-Term Functional Outcomes, Quality of Life, and Revision Rates After Isolated ACL Reconstruction. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 9(4), 2325967121995808. <https://doi.org/10.1177/2325967121995808>

V

- van der List, J. P., Mintz, D. N., & DiFelice, G. S. (2017). The Location of Anterior Cruciate Ligament Tears : A Prevalence Study Using Magnetic Resonance Imaging. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(6), 2325967117709966. <https://doi.org/10.1177/2325967117709966>
- van Mechelen, W. (1997). The severity of sports injuries. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 24(3), 176-180. <https://doi.org/10.2165/00007256-199724030-00006>
- van Melick, N., van Cingel, R. E. H., Brooijmans, F., Neeter, C., van Tienen, T., Hullegie, W., & Nijhuis-van der Sanden, M. W. G. (2016a). 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>
- van Melick, N., van Cingel, R. E. H., Brooijmans, F., Neeter, C., van Tienen, T., Hullegie, W., & Nijhuis-van der Sanden, M. W. G. (2016b). 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>
- Vargas, V. Z., Motta, C., Vancini, R. L., Barbosa de Lira, C. A., & Andrade, M. S. (2021). Shoulder Isokinetic Strength Balance Ratio in Overhead Athletes : A Cross-Sectional Study. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 16(3), 827-834. <https://doi.org/10.26603/001c.22162>
- Vassalou, E. E., Klontzas, M. E., Kouvidis, G. K., Matalliotaki, P. I., & Karantanas, A. H. (2016). Rotational Knee Laxity in Anterior Cruciate Ligament Deficiency : An Additional Secondary Sign on MRI. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 206(1), 151-154. <https://doi.org/10.2214/AJR.15.14816>
- Vassis, K., Kanellopoulos, A. K., Misiris, I., Trigkas, P., Spanos, S., & Poulis, I. A. (2020). Knee isokinetic test scores and functional hop tests findings : Are they related? *Isokinetics and Exercise Science*, 28(3), 231-238. <https://doi.org/10.3233/IES-192204>
- Vogelpohl, R. E., & Kollock, R. O. (2015). Isokinetic Rotator Cuff Functional Ratios and the Development of Shoulder Injury in Collegiate Baseball Pitchers. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 20(3), 46-52. <https://doi.org/10.1123/ijatt.2014-0071>
- Voglar, M., Vatovec, R., Kozinc, Ž., & Šarabon, N. (2022). The effects of eccentric exercise on passive hamstring muscle stiffness : Comparison of shear-wave elastography and passive knee torque outcomes. *European Journal of Translational Myology*, 32(2), 10567. <https://doi.org/10.4081/ejtm.2022.10567>
- Vogt, M., & Hoppeler, H. H. (2014). Eccentric exercise : Mechanisms and effects when used as training regime or training adjunct. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 116(11), 1446-1454. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00146.2013>
- Vosoughi, F., Rezaei Dogahe, R., Nuri, A., Ayati Firoozabadi, M., & Mortazavi, J. (2021). Medial Collateral Ligament Injury of the Knee : A Review on Current Concept and Management. *Archives of Bone and Joint Surgery*, 9(3), 255-262. <https://doi.org/10.22038/abjs.2021.48458.2401>
- Vriend, I., Gouttebauge, V., Finch, C. F., van Mechelen, W., & Verhagen, E. A. L. M. (2017). Intervention Strategies Used in Sport Injury Prevention Studies : A Systematic Review Identifying Studies Applying the Haddon Matrix. *Sports Medicine*, 47(10), 2027-2043. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0718-y>

W

- Wakeling, J. M., Febrer-Nafría, M., & De Groote, F. (2023). A review of the efforts to develop muscle and musculoskeletal models for biomechanics in the last 50 years. *Journal of Biomechanics*, 155, 111657. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111657>
- Walch, G., Liotard, J. P., Boileau, P., & Noël, E. (1991). [Postero-superior glenoid impingement. Another shoulder impingement]. *Revue De Chirurgie Orthopedique Et Reparatrice De L'appareil Moteur*, 77(8), 571-574.
- Waldén, M., Hägglund, M., Magnusson, H., & Ekstrand, J. (2016). ACL injuries in men's professional football : A 15-year prospective study on time trends and return-to-play rates reveals only 65% of players still play at the top level 3 years after ACL rupture. *British Journal of Sports Medicine*, 50(12), 744-750. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095952>

- Walker, J., Bissas, A., Wainwright, B., Hanley, B., & Cronin, N. J. (2022). Repeatability and sensitivity of passive mechanical stiffness measurements in the triceps surae muscle-tendon complex. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 32(1), 83-93. <https://doi.org/10.1111/sms.14070>
- Wang, H. K., & Cochrane, T. (2001). Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 41(3), 403-410.
- Wang, H.-K., Macfarlane, A., & Cochrane, T. (2000). Isokinetic performance and shoulder mobility in elite volleyball athletes from the United Kingdom. *British Journal of Sports Medicine*, 34(1), 39-43. <https://doi.org/10.1136/bjism.34.1.39>
- Wang, J. H.-C. (2006). Mechanobiology of tendon. *Journal of Biomechanics*, 39(9), 1563-1582. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.011>
- Wanivenhaus, F., Fox, A. J. S., Chaudhury, S., & Rodeo, S. A. (2012). Epidemiology of Injuries and Prevention Strategies in Competitive Swimmers. *Sports Health*, 4(3), 246-251. <https://doi.org/10.1177/1941738112442132>
- Webster, K. E., & Feller, J. A. (2020). Who Passes Return-to-Sport Tests, and Which Tests Are Most Strongly Associated With Return to Play After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction? *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 8(12), 2325967120969425. <https://doi.org/10.1177/2325967120969425>
- Webster, K. E., & Hewett, T. E. (2019). What is the Evidence for and Validity of Return-to-Sport Testing after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Surgery? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 49(6), 917-929. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01093-x>
- Webster, K. E., & Hewett, T. E. (2020). Is There Value and Validity for the Use of Return to Sport Test Batteries After Anterior Cruciate Ligament Injury and Reconstruction? *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 36(6), 1500-1501. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2020.03.025>
- Webster, K. E., & Hewett, T. E. (2022). Anterior Cruciate Ligament Injury and Knee Osteoarthritis : An Umbrella Systematic Review and Meta-analysis. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 32(2), 145-152. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000894>
- Webster, K. E., Nagelli, C. V., Hewett, T. E., & Feller, J. A. (2018). Factors Associated With Psychological Readiness to Return to Sport After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Surgery. *The American Journal of Sports Medicine*, 46(7), 1545-1550. <https://doi.org/10.1177/0363546518773757>
- Weinhandl, J. T., Earl-Boehm, J. E., Ebersole, K. T., Huddleston, W. E., Armstrong, B. S. R., & O'Connor, K. M. (2014). Reduced hamstring strength increases anterior cruciate ligament loading during anticipated sidestep cutting. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 29(7), 752-759. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.05.013>
- 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, K. E., & Arrigo, C. A. (2017). Rehabilitation Principles of the Anterior Cruciate Ligament Reconstructed Knee : Twelve Steps for Successful Progression and Return to Play. *Clinics in Sports Medicine*, 36(1), 189-232. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2016.08.012>
- Wilk, K. E., Reinold, M. M., Macrina, L. C., Porterfield, R., Devine, K. M., Suarez, K., & Andrews, J. R. (2009). Glenohumeral Internal Rotation Measurements Differ Depending on Stabilization Techniques. *Sports Health*, 1(2), 131-136. <https://doi.org/10.1177/1941738108331201>
- Williams, C. D., Salcedo, M. K., Irving, T. C., Regnier, M., & Daniel, T. L. (2013). The length-tension curve in muscle depends on lattice spacing. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 280(1766), 20130697. <https://doi.org/10.1098/rspb.2013.0697>
- Windt, J., Zumbo, B. D., Sporer, B., MacDonald, K., & Gabbett, T. J. (2017). Why do workload spikes cause injuries, and which athletes are at higher risk? Mediators and moderators in workload-injury investigations. *British Journal of Sports Medicine*, 51(13), 993-994. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097255>
- Wolf, B. R., Ebinger, A. E., Lawler, M. P., & Britton, C. L. (2009). Injury patterns in Division I collegiate swimming. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(10), 2037-2042. <https://doi.org/10.1177/0363546509339364>

Xergia, S. A., McClelland, J. A., Kvist, J., Vasiliadis, H. S., & Georgoulis, A. D. (2011). The influence of graft choice on isokinetic muscle strength 4–24 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *19*(5), 768-780. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1357-0>

Y

Yamauchi, J., & Ishii, N. (2007). Relations between force-velocity characteristics of the knee-hip extension movement and vertical jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *21*(3), 703-709. <https://doi.org/10.1519/R-20516.1>

Yamauchi, J., Mishima, C., Nakayama, S., & Ishii, N. (2009). Force-velocity, force-power relationships of bilateral and unilateral leg multi-joint movements in young and elderly women. *Journal of Biomechanics*, *42*(13), 2151-2157. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.05.032>

Yanagawa, T., Shelburne, K., Serpas, F., & Pandy, M. (2002). Effect of hamstrings muscle action on stability of the ACL-deficient knee in isokinetic extension exercise. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *17*(9-10), 705-712. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(02\)00104-3](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00104-3)

Yazdi, H., Moradi, A., Sanaie, A., & Ghadi, A. (2016). Does the hyperextension maneuver prevent knee extension loss after arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction? *Journal of Orthopaedics and Traumatology: Official Journal of the Italian Society of Orthopaedics and Traumatology*, *17*(4), 327-331. <https://doi.org/10.1007/s10195-016-0408-9>

Yildiz, Y., Aydin, T., Sekir, U., Kiralp, M. Z., Hazneci, B., & Kalyon, T. A. (2006). Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *16*(3), 174-180. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2005.00471.x>

Z

Zaremski, J. L., Wasser, J. G., & Vincent, H. K. (2017). Mechanisms and Treatments for Shoulder Injuries in Overhead Throwing Athletes. *Current Sports Medicine Reports*, *16*(3), 179-188. <https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000361>

Zhao, X., & Li, S. (2019). A Biomechanical Analysis of Lower Limb Movement on the Backcourt Forehand Clear Stroke among Badminton Players of Different Levels. *Applied Bionics and Biomechanics*, *2019*, 7048345. <https://doi.org/10.1155/2019/7048345>

Zhou, M., Gu, L., Chen, Y., Yu, C., Ao, Y., Huang, H., & Yang, Y. (2008). Factors affecting proprioceptive recovery after anterior cruciate ligament reconstruction. *Chinese Medical Journal*, *121*(22), 2224.

Zivkovic, M. Z., Djuric, S., Cuk, I., Suzovic, D., & Jaric, S. (2017). A simple method for assessment of muscle force, velocity, and power producing capacities from functional movement tasks. *Journal of Sports Sciences*, *35*(13), 1287-1293. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1221521>

Zulfikri, N., Selvanayagam, V. S., & Yusof, A. (2021). Evaluation of Shoulder and Knee Isokinetic Strength Profile Among Elite Adolescent Badminton Players. *Journal of Sport Rehabilitation*, *30*(5), 717-724. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0483>

RESUMÉ

Objectif : L'évaluation isocinétique de la fonction musculaire en traumatologie sportive est souvent limitée à la mesure de la force musculaire avec une applicabilité clinique restreinte. Le but de ce travail est d'étudier l'utilisation de l'évaluation isocinétique pour la mesure des paramètres de la fonction musculaire (force, propriétés passives et proprioception) en traumatologie sportive. Nous proposons l'étude de deux situations cliniques fréquentes de la prévention primaire à la prévention tertiaire.

Le cadre théorique rappelle les bases anatomiques ainsi que les propriétés du complexe musculo-tendineux et leurs modalités d'évaluation, en insistant sur l'évaluation isocinétique. Ensuite, nous présentons en quoi l'évaluation isocinétique présente un intérêt en traumatologie sportive.

La première partie étudie la validité de l'évaluation isocinétique des muscles rotateurs d'épaule dans la prévention des blessures d'épaule dans 2 sports « overhead », l'un bilatéral et l'autre unilatéral, caractérisés par des exigences biomécaniques différentes : la natation et le badminton. Dans ces sports, un ratio fonctionnel < 2:3 mesuré lors du bilan pré-saison est associé à un risque 2 à 4,5 fois supérieur de se blesser au cours de la saison sportive. L'utilisation d'une vitesse rapide est plus discriminante qu'une vitesse lente pour identifier le risque de blessure dans le badminton. Le ratio fonctionnel diminue avec le nombre d'années de pratique sportive dans ces 2 sports, et donc augmente le risque de blessure.

La seconde partie aborde l'évaluation isocinétique réalisée dans le suivi d'une reconstruction du ligament croisé antérieur (R-LCA) afin d'optimiser l'analyse de la fonction musculaire. Tout d'abord, pour l'analyse de la force, nos travaux valident des critères décisionnels pour le bilan du 4^{ème} mois. Un indice de symétrie $\geq 60\%$ pour les extenseurs et $> 72\%$ pour les fléchisseurs du genou sont associés à la symétrie optimale au 8^{ème} mois, au retour à la performance sportive à 2 ans et au risque d'une nouvelle blessure grave du genou (opéré et controlatéral) avec un suivi moyen de 3 ans. Par ailleurs, nous démontrons que l'analyse du profil force-vitesse via une méthode à 2 points est faisable, sensible et applicable dans le processus décisionnel du retour au sport, sans ajouter de mesure au bilan isocinétique habituel. Ensuite, une étude des paramètres passifs du complexe musculo-tendineux des fléchisseurs du genou en isocinétisme montre une diminution de la raideur du côté opéré, comparée avec le côté controlatéral et un groupe contrôle. Ceci pourrait être associé à une altération des propriétés biomécaniques et proprioceptives du genou opéré. Enfin, deux études évaluent les propriétés proprioceptives, l'une étude méthodologique identifie les paramètres de proprioception associés avec les tests fonctionnels du genou dans une population saine tandis qu'une étude prospective dans le suivi d'une R-LCA montre que la dominance exerce une influence sur la proprioception du genou au 4^{ème} mois postopératoire, elle-même associée au statut psychologique du sportif.

Conclusion : En utilisant des situations cliniques fréquentes en prévention primaire/secondaire et tertiaire, nos résultats montrent que l'évaluation isocinétique présente un intérêt clinique dans l'évaluation de la fonction musculaire en traumatologie sportive, au-delà de la seule mesure de force.

Mots-clés (MeSH) : *Dynamomètre isocinétique, Blessures sportives, Douleur à l'épaule, Reconstruction du ligament croisé antérieur*

ABSTRACT

Objective: Isokinetic testing of muscle function in sports traumatology is often limited to the measurement of muscle strength with restricted clinical applicability. The purpose of this work is to study the use of isokinetic dynamometry for measuring parameters of muscle function (strength, passive properties, and proprioception) in sports traumatology. We propose the study of two common clinical situations from primary to tertiary prevention.

The theoretical framework reviews anatomical basics and properties of the muscle-tendon complex and their assessment, with a focus on isokinetic testing. Then, we present how isokinetic testing of muscle functions is of interest in sports traumatology.

The first part examines the validity of isokinetic testing of shoulder rotator muscles in the prevention of shoulder injuries in two «overhead» sports, one bilateral and the other unilateral, characterized by different biomechanical demands: swimming and badminton. In these sports, a functional ratio < 2:3 measured during preseason assessment is associated with a 2 to 4.5 times higher risk of injury during the sports season. The use of fast angular velocity is more discriminating than slower velocities in identifying the risk of shoulder injury in badminton. The functional ratio decreases with the number of years of sports practice in these two sports, thus increasing the risk of injury.

The second part addresses isokinetic testing conducted in the follow-up of anterior cruciate ligament reconstruction (ACL-R) to optimize the analysis of muscle function. Firstly, for the strength analysis, our work validates decision criteria for the assessment at the 4th month. A symmetry index $\geq 60\%$ for knee extensors and $> 72\%$ for flexors is associated with optimal symmetry at the 8th month, return to sports performance at 2 years, and the risk of a new serious knee injury (operated and contralateral sides) with an average follow-up of 3 years. Next, we demonstrate that the analysis of the force-velocity profile using a 2-point method is feasible, sensitive, and applicable in the decision-making process for returning to sports without adding measurements to the usual isokinetic testing. A study of the passive parameters of knee flexors using isokinetics shows a decrease in muscle-tendon stiffness on the operated side compared to the contralateral side and a control group. This could be associated with an alteration of the biomechanical and proprioceptive properties of the operated knee. Finally, two studies evaluate proprioceptive properties. One methodological study identifies proprioception parameters associated with knee functional tests performance and symmetry in a healthy population, while a prospective study in the follow-up of ACL-R shows that limb dominance influences knee proprioception at the 4th postoperative month, itself associated with the athlete's psychological status.

Conclusion: Our results show that isokinetic testing has clinical relevance in assessing muscle function, beyond the sole measurement of strength, in primary/secondary/tertiary prevention of common sports injuries.

Keywords (MeSH): *Muscle Strength Dynamometer, Athletic Injuries, Shoulder Pain, Anterior Cruciate Ligament Reconstruction*