
Évaluation de la force des muscles de la cheville dans un contexte d'entorse latérale

Aude Aguilaniu

Kinésithérapeute du Sport



Thèse de doctorat présentée en vue de l'obtention du grade de
Doctorat en Sciences de la Motricité

Année académique 2022-2023

Évaluation de la force des muscles de la cheville dans un contexte d'entorse latérale

Thèse défendue publiquement le 28 avril 2023

Promoteurs :

- **Cédric Schwartz – PhD**
LAM – Motion Lab
Université de Liège (Belgique)
- **Professeur Jean-Louis Croisier – PT, PhD**
Département de Médecine physique et réhabilitation
Université de Liège (Belgique)

Membres du Jury :

- **Professeur Jean-François Kaux – MD, PhD**
Département de Médecine physique et réhabilitation
Université de Liège (Belgique)
- **François Delvaux – PT, PhD**
Département de Médecine physique et réhabilitation
Université de Liège (Belgique)
- **Geraldine Martens – PT, PhD**
Département des Médecine physique et réhabilitation
Département de Chirurgie, Unité de Traumatologie
Université de Liège (Belgique) / Université de Montréal (Canada)
- **Professeur Jo Verschueren – PT, PhD**
Human Physiology and Sports Physiotherapy research group
Vrije Universiteit Brussel (Belgique)
- **François Fouchet – PT, PhD**
Département Physiothérapie & Ergothérapie
Hôpital de la Tour (Suisse)

Thèse de doctorat présentée en vue de l'obtention du grade de
Doctorat en Sciences de la Motricité

TABLE DES MATIÈRES

Remerciements	1
Publications scientifiques	3
Résumé	4
Summary	6
Abbréviations	8
Liste des tableaux et figures	9
Introduction générale.....	11
Partie 1 : Contexte lésionnel de la cheville	11
Épidémiologie de la blessure de cheville	11
Rappels anatomiques et fonctionnels.....	14
L'entorse latérale de cheville, pas si bénigne	19
Instabilité chronique de cheville	20
Partie 2 : Mécanismes lésionnels et facteurs de risque de l'entorse latérale de cheville	23
Comprendre l'entorse latérale de cheville.....	23
Mécanismes lésionnels de l'entorse latérale de cheville	24
Principaux facteurs de risque de l'entorse latérale de cheville	25
Partie 3. Prise en charge après une entorse latérale : concepts actuels	28
Évaluation dès les phases de prise en charge aiguë.....	28
Retour au sport après une entorse latérale de cheville.....	31
Place de l'évaluation de la force musculaire de la cheville	34
Rationnel, contour et objectifs de la thèse	36
Chapitre 1 : La place de l'évaluation de la force musculaire de cheville après une entorse latérale ...	39
Étude 1 : Critères de retour au sport après une entorse latérale de cheville selon les médecins ...	40
Résumé.....	41
Introduction.....	42
Matériel et méthodes.....	42
Analyse des données	44
Résultats.....	44
Discussion.....	51
Conclusion	57
Étude 2 : Force musculaire pour un retour au sport après une entorse latérale de cheville selon les médecins et les kinésithérapeutes.....	58
Résumé.....	59

Introduction.....	60
Matériel et méthodes.....	61
Résultats	63
Discussion	66
Conclusion	68
Synthèse du chapitre 1.....	69
Chapitre 2 : Modalités d'évaluation de la force musculaire des éverseurs de cheville	70
Étude 3. Reproductibilité et erreur de mesure des évaluations de la force musculaire éverseurs..	71
Résumé.....	72
Introduction.....	73
Matériel et méthodes.....	74
Résultats	78
Discussion	94
Applications pratiques.....	100
Conclusion	100
Synthèse du chapitre 2.....	101
Chapitre 3 : Évaluation des muscles de la cheville : approche pratique	102
Étude 4. Proposition d'une méthode de 1-RM adaptée à la cheville	103
Résumé	104
Introduction.....	105
Matériel et méthodes.....	106
Résultats	112
Discussion	114
Conclusion	118
Étude 5 : Évaluation des capacités de résistance musculaire des éverseurs en charge	119
Résumé.....	120
Introduction.....	121
Matériel et méthodes.....	121
Résultats	126
Discussion	128
Conclusion	132
Synthèse du chapitre 3.....	133
Synthèse générale	134
Discussion générale.....	137
Importance de l'évaluation dans un contexte d'entorse latérale de cheville.....	137
Qualités métrologiques d'une évaluation	139

Modalités d'évaluation de la force musculaire de cheville	141
Interprétation des valeurs de force musculaire	144
Évaluer la force musculaire parmi l'ensemble des déficits de l'entorse latérale en pratique	146
Limitations	150
Perspectives de futures recherches	152
Réduire l'écart entre la recherche et la pratique	154
Conclusion	155
Bibliographie	157
Annexes	177
À propos de l'auteure.....	198

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je voudrais chaleureusement remercier le Docteur Cédric Schwartz, pour m'avoir accompagné avec calme et patience tout au long de cette thèse en tant que promoteur. Tu as été disponible, malgré ton emploi du temps chargé, que ce soit pour m'aider dans le développement des protocoles, jusqu'aux commentaires des manuscrits. Ces fameux commentaires, qui, je te l'avoue, étaient difficiles à encaisser, mais qui étaient aussi au plus proche de la justesse et d'un raisonnement rationnel. Tes exigences et tes questionnements m'ont permis d'aboutir à des manuscrits de qualité et m'ont énormément fait évoluer dans ma pensée scientifique.

Merci également au Professeur Jean-Louis Croisier, co-promoteur de cette thèse, qui m'a d'abord aidé avec le Prof Bénédicte Forthomme et l'équipe de kinésithérapeutes du CHU lorsque j'étais sportive de haut niveau blessée au genou. Tu as ensuite participé à ma formation de kinésithérapeute et enfin tu m'as fait confiance dans la réalisation de cette thèse. Merci pour cette confiance, ton expertise clinique et tes conseils autant avant la thèse que tout au long de celle-ci.

Merci au Professeur Jean-François Kaux, au Docteur Géraldine Martens et au Docteur François Delvaux, qui ont été disponible pour me conseiller et m'aider lors de ce parcours de thèse. Vos conseils sur l'écriture, l'organisation et vos encouragements m'ont aidé dans les finalisations d'articles et l'approche scientifique. Je suis heureuse de vous compter parmi les membres de mon jury.

Merci au Docteur François Fourchet et au Docteur Jo Verschueren d'avoir accepté de faire partie de mon jury, votre expertise clinique et scientifique m'apporte une réelle fierté de vous compter dans ce jury. J'ai toujours gardé à l'esprit cette formation sur la prise en charge de l'entorse de cheville organisée par le Professeur Patrick McKeon et François lors des Journées francophones de la kinésithérapie en 2018. Puis le congrès de l'Ankle International Consortium, quelques mois plus tard, où j'ai rencontré des passionnés de la cheville, dont François et Jo. Ces deux événements ont réellement été une source d'inspiration et de motivation pour les directions de cette thèse.

Je remercie également les passionnés de la cheville rencontrés au cours de ces 4 dernières années avec qui nous avons pu échanger et parfois collaborer : Pieter d'Hooghe, Bruno Tassignon, Brice Picot, Anh Phong Nguyen, Romain Tourillon, Massamba M'Baye, Andréa Braga et Alexandre Rambaud. En espérant continuer d'échanger et de rencontrer des passionnés de cette magnifique articulation dans les années à venir.

Merci au Docteur Nancy Durieux de m'avoir activement accompagnée sur la revue systématique de cette thèse. Tu m'as sensibilisé à l'analyse pointue et critique de la littérature. Merci également au Docteur Stéphanie Grosdent pour les échanges sur cette revue et le temps consacré au screening des articles. Je suis fière d'avoir réalisé une étude avec une qualité méthodologique de ce niveau.

Merci à la team du LAM motion lab au B52 avec Antoine Ferre Sauvage, Kévin Gramage, Guillaume Abran et Gilles Berwart. Toutes nos discussions sur les sprints, l'haltérophilie, le tir à l'arc, le complexe pied-cheville, les gardiens de foot, l'analyse 2D-3D et bien d'autres thématiques m'ont permis de rester motivée et de garder ce regard émerveillé sur les potentialités de la recherche. Tous nos échanges, souvent autour d'un petit café, parfois accompagné de sympathiques stagiaires, comme Audrey et Laurine et dans une ambiance bienveillante ont contribué à ce travail.

Merci également à la team des ingénieurs du B52 pour la bonne ambiance. Les repas de midi, les pauses café et les petits événements organisés en mode ingénieur resteront de bons souvenirs.

Merci à l'ensemble des membres du personnel au Blanc-gravier avec qui j'ai pu échanger et parfois collaborer, notamment le Professeur Christophe Demoulin, le Docteur Camille Tooth, le Docteur Stephen Borheim, Mme Amandine Gofflot, Mme Annie Depaifve, Mr Pierre Pesesse et Mr David Colman.

Merci aux étudiants en master de kinésithérapie et réadaptation : Juliane, Laurie, Étienne, Coline, Pierre-Emmanuel, Marie, Lisa, Gaétane, Loann, Félix, Gilles, Marie-Sophie, Martin, Jérémy, Laura, Clémentine, Adrien, Luca, Justine et Melvil. L'encadrement de vos mémoires tout au long de cette thèse a été riche en échange et en inspiration, merci à tous et toutes pour votre implication.

Merci aux formations de l'ARD et au réseau des doctorants de l'Uliège qui m'ont permis d'acquérir des aptitudes dans des domaines divers, et de rencontrer des doctorants venant d'autres horizons.

Merci à celui qui m'a su me redonner le goût dans les moments difficiles, Mr Yotam Ottolenghi à travers ses recettes magiques.

Et enfin, les mots ne sont pas suffisamment forts pour les remercier, mais un immense merci à ma famille et mes amis pour leur soutien infaillible. Tous ces beaux moments de vie que nous avons partagé m'ont aidé à rester motivé, créative et à garder le sourire dans ce long parcours. Je vous aime ...

PUBLICATIONS SCIENTIFIQUES

Cette thèse est basée sur les publications suivantes :

Articles publiés

- **Aguilaniu A**, Croisier JL, Schwartz C, Dardenne N, D'Hooghe P, Martens G, Collin R, Kaux JF. Current practice for safe return-to-play after lateral ankle sprain: A survey among French-speaking physicians. *Foot Ankle Surg.* 2022 Apr;28(3):307-312. doi: 10.1016/j.fas.2021.03.023. Epub 2021 Apr 9. PMID: 33858759.
- **Aguilaniu A**, Delvaux F, Schwartz C, Martens G, Forthomme B, Kaux J-F, Croisier J-L. Survey of physicians' and physiotherapists' ankle muscle strength assessment practices for safe return to sports after lateral ankle sprain: A short report. *Physiother Res Int.* 2023. doi: 10.1002/pri.2008
- **Aguilaniu A**, Croisier JL, Kaux JF, Schwartz C. Évaluation de la fatigue musculaire de cheville avec un outil de déstabilisation : étude comparative entre des sujets sains et des sujets instables chroniques de cheville. *J de Traumatol du Sport.* 2022. 39(3) :138-144. doi : 10.1016/j.jts.2022.04.001. Epub 2022 May 13.

Articles soumis

- **Aguilaniu A**, Grosdent S, Schwartz C, Martens G, Croisier J-L, Durieux N. Instruments and methods for the assessment of ankle evertor strength: A systematic review of measurement properties. (soumis)
- **Aguilaniu A**, Schwartz C, Abran G, Baudoux L, Croisier J-L. A reliable field method to quantify ankle evertors, invertors and dorsiflexors strength deficits in a population with a chronic ankle instability. (soumis)

RÉSUMÉ

L'entorse latérale de cheville (ELC) est une des blessures musculosquelettiques les plus fréquentes dans la population générale et sportive. Le développement d'instabilité chronique de cheville (CAI) et le risque de récurrence élevée sont des problématiques qui entretiennent un cercle vicieux inhérent à l'ELC. Ces dernières années la littérature s'est étoffée sur l'ELC pour aider les cliniciens dans la prise en charge de cette blessure. Bien que de nombreux paramètres soient explorés et recommandés pour traiter cette blessure multifactorielle, le manque de consensus concernant l'implication d'un déficit de force musculaire de cheville persiste. Dans cette thèse, nous nous sommes donc intéressés à la force musculaire, et principalement à celle des éverseurs qui s'opposent au mécanisme lésionnel de l'ELC.

Le chapitre 1 a interrogé les médecins et les kinésithérapeutes, qui sont les acteurs de terrain principaux pour la prise en charge de l'ELC. Dans la première étude, nous avons mis en évidence que les médecins considèrent un ensemble de critères (douleur, gonflement, amplitude de mouvement de la cheville, force musculaire de la cheville, instabilité fonctionnelle de la cheville, proprioception, aptitudes à réaliser des tâches fonctionnelles, instabilité mécanique de la cheville) pour décider si un patient est apte à retourner sur le terrain après une ELC. Cependant, seulement 38 % des 109 médecins considéraient la force musculaire de cheville et uniquement 7 % d'entre eux évaluaient quantitativement cette force musculaire. Dans la deuxième étude, les réponses des kinésithérapeutes ont montré qu'ils considéraient davantage la force musculaire de cheville que les médecins ($p < 0.001$). Néanmoins, la proportion des 103 kinésithérapeutes interrogés qui avait sélectionné le critère de force musculaire ne dépassait pas 60 %. De plus, uniquement 9 % des kinésithérapeutes ayant sélectionné le critère de force musculaire évaluaient quantitativement ce paramètre. Par ailleurs, les recommandations pour la prise en charge de l'ELC sur le terrain que ce soit en aiguë (ROAST) ou pour décider du

retour au sport (PAASS Framework) placent la force musculaire dans les critères importants à prendre en considération et à évaluer. Ainsi, il semblerait qu'actuellement, la force musculaire ne soit pas assez considérée et évaluée en pratique.

Le chapitre 2 s'intéresse à la reproductibilité des outils et des méthodes d'évaluation de la force musculaire des éverseurs avec une revue systématique de la littérature. Le dynamomètre isocinétique et le dynamomètre manuel (HHD) sont les outils les plus étudiés dans la littérature. L'évaluation isométrique est actuellement la plus fiable pour évaluer les éverseurs de cheville. Les encouragements verbaux et la stabilisation du corps lors de la prise de mesure contribuent à améliorer la fiabilité de la mesure.

Le chapitre 3 développe de nouvelles méthodes adaptées au terrain pour évaluer la force musculaire de cheville. Tout d'abord, l'évaluation de la force musculaire isotonique des muscles de la cheville avec la méthode de 1-RM n'a que rarement été étudiée. Nous avons mis en évidence qu'elle était fiable et pouvait permettre d'objectiver des déficits musculaires chez des sujets avec une CAI. Ensuite, nous avons mis en place une évaluation de la résistance à la fatigue musculaire à l'aide d'une sandale de déstabilisation. La fiabilité était bonne chez les sujets sains, mais modérée chez les CAI. Cependant, les résultats doivent être interprétés avec prudence car certains sujets n'ont réalisé que très peu de répétitions. Ce qui serait révélateur d'une incapacité motrice sans lien avec les capacités de résister à la fatigue.

SUMMARY

Lateral ankle sprain (ELC) is one of the most common musculoskeletal injuries in the general and athletic populations. The development of chronic ankle instability (CAI) and the high risk of recurrence are issues that maintain the vicious circle inherent to ELC. In recent years, the literature has expanded on ELC to help clinicians manage this injury. Although many parameters have been explored and recommended for treating this multifactorial injury, a lack of consensus regarding the implications of an ankle muscle strength deficit persists. In this thesis, we are therefore interested in muscle strength, mainly in evertors, which act in opposition to the ELC injury movement.

Chapter 1 interviews physicians and physiotherapists, who are the main field actors in the management of ELC. In the first study, we demonstrated that physicians consider a defined set of criteria to decide whether a patient is fit to return to the field after ELC. However, only 38 % of the 109 physicians considered ankle muscle strength and only 7 % quantitatively assessed this muscle strength. In the second study, the physiotherapists' responses showed that they considered ankle muscle strength more than physicians did ($p < 0.001$). Nevertheless, the proportion of the 103 physiotherapists who selected the muscle strength criterion did not exceed 60 %. In addition, only 9 % of the physiotherapists who selected the muscle strength criterion quantitatively assessed this parameter. On the other hand, the recommendations for the management of ELC on the field, in the acute phase (ROAST), or to decide on a return to sport (PAASS Framework), place muscle strength among the important criteria to be taken into consideration and assessed. Thus, muscular strength is currently not sufficiently considered or evaluated in practice.

Chapter 2 focuses on the reproducibility of tools and methods for evaluating evertor muscle strength through a systematic review of the literature. Isokinetic dynamometers and

manual dynamometers (HHD) are the most widely studied tools in the literature. Isometric evaluation of the evertors is currently the most reliable method for evaluating ankle evertors. Verbal encouragement and body stabilization while taking measurements help to improve the reliability of the measurement.

Chapter 3 describes the development of new field-adapted methods for assessing the ankle muscle strength. First, the evaluation of isotonic muscle strength of the ankle muscles using the 1-RM method has rarely been studied. We demonstrated that it was reliable and could help objectifying muscle deficits in subjects with CAI. Next, we assessed the resistance to muscle fatigue using a destabilizing sandal. The reliability was good in healthy subjects but moderate in CAI. However, the validity of this test can be questioned because the time of realization does not seem to be sufficient to cause fatigue. It is likely to be more related to motor disability than muscle fatigue.

ABBREVIATIONS

All	Ankle Instability Instrument
ATFL	Ligament Talo-Fibulaire Antérieur
CAI	Chronic Ankle Instability (Instabilité Chronique de Cheville)
CAIT	Cumberland Ankle Instability Tool
CFL	Ligament Calcanéo-Fibulaire
EBP	Evidence Based-Practice
ELC	Entorse Latérale de Cheville
FAAM	Functional Ankle Ability Measure
HHD	Hand-Held Dynamometer (Dynamomètre manuel)
IAC	International Ankle Consortium (Consortium international de la cheville)
ICC	Coefficient de Corrélation Intra-classe
LoA	Limite d'Agrément
MDC	Changement Minimal Détectable
PTFL	Ligament Talo-Fibulaire Postérieur
ROAST	Rehabilitation-Oriented ASsessmentT (évaluation orientée pour la rééducation)
RTS	Retour au Sport
StaRRT	Strategic Assessment of Risk and Risk Tolerance framework

LISTE DES TABLEAUX ET FIGURES

Tableaux

Tableau 1. Échelle d'Halasi (adaptée en français) ²⁰	13
Tableau 2. Éléments diagnostiques de la prise en charge de l'entorse latérale de cheville (adaptation en français du ROAST) ⁴⁷	29
Tableau 3. Évaluation mécanique et sensorimotrice pour la prise en charge de l'entorse latérale de cheville (adaptation en français du ROAST) ⁴⁷	30
Tableau 4. PAASS framework pour le retour au sport après une entorse latérale de cheville (adaptation en français du PAASS) ⁷⁸	33
Tableau 5. Aperçu des études et des questions de recherche.....	38
Tableau 6. Caractéristiques des médecins francophones interrogés (n=109).....	46
Tableau 7. Résumé des critères sélectionnés par les médecins (n=109) vs les recommandations.....	49
Tableau 8. Les critères de retour au sport (RTS) sélectionnés après une ELC selon la démographie des médecins (sélectionnés vs non sélectionnés)	50
Tableau 9. Caractéristiques de la population totale (n=212) et celle ayant sélectionné la force musculaire de cheville (n=103)	63
Tableau 10. Considération et évaluation de la force musculaire de cheville pour le RTS après une ELC selon les caractéristiques des participants (sélectionné vs pas sélectionné)	64
Tableau 11. Comparaison de la méthode d'évaluation de la force musculaire entre les médecins (n = 41) et les kinésithérapeutes (n = 62).....	65
Tableau 12. Qualité du design (COSMIN) des études incluses (n = 21)	81
Tableau 13. Caractéristiques des études incluses (n = 21) et résultats globaux.....	82
Tableau 14. Influence du protocole sur la suffisance (vs insuffisance) du score de reproductibilité et de l'erreur de mesure pour l'évaluation de la force musculaire des éverseurs.....	90
Tableau 15. Résumé des outils et méthodes utilisés pour mesurer la force musculaire des éverseurs	93
Tableau 16. Caractéristiques des volontaires CAI (n=32) et des sains (n=31) pour l'évaluation de 1-RM	112
Tableau 17. La reproductibilité et l'erreur de mesure de la force musculaire de cheville avec la méthode de 1-RM pour 63 volontaires (31 sains et 32 CAI)	112
Tableau 18. Comparaison de la force musculaire de la cheville évaluée avec la 1-RM pour 32 CAI et 31 sains.....	113
Tableau 19. Description de la population totale (n=30)	126
Tableau 20. Reproductibilité et erreur de mesure du test de résistance à la fatigue	126
Tableau 21. Aperçu des réponses aux questions de recherche des études de la thèse.....	136
Tableau 22. Évaluation mécanique et sensorimotrice avec contribution pour l'évaluation de la force musculaire	146
Tableau 23. Instruments et méthodes d'évaluation de la force musculaire des éverseurs et des inverseurs de la cheville.	147

Figures

Figure 1. Structures osseuses et complexe articulaire de la cheville.....	15
Figure 2. Principaux ligaments stabilisateurs de l'articulation de la cheville.....	15
Figure 3. Mouvements de l'articulation de la cheville	16
Figure 4. Axes obliques de l'articulation sous-talienne et talo-crurale.....	17
Figure 5. Les muscles du complexe articulaire de la cheville	18
Figure 6. Modèle de l'instabilité chronique de cheville (CAI) par Hertel et Corbett ⁴⁶ , adapté en français	22
Figure 7. Mécanisme lésionnel de l'entorse latérale de cheville (ELC)	24
Figure 8. Principaux facteurs de risque de l'entorse latérale de cheville.....	27
Figure 9. Strategic Assessment of Risk and Risk Tolerance (StaARRT) framework for return-to-play decision-making ⁸³ adapté en français.	32
Figure 10. Distribution de fréquence descriptive de la sélection des médecins (n=109)	47
Figure 11. La considération et l'évaluation de la force musculaire de cheville pour le RTS après une ELC sélectionnées par les médecins et kinésithérapeutes interrogés (n = 212).	64
Figure 12. Flowchart (PRISMA).....	78
Figure 13. Caractéristiques de la population totale (n = 563) des 21 études incluses.....	79
Figure 14. Proportion des valeurs suffisantes (vs insuffisantes) de la reproductibilité et de l'erreur de mesure extraites d'une partie des études incluses.....	89
Figure 15. Évaluation de la force dorsifléchisseurs avec la méthode de 1-RM.....	108
Figure 16. Évaluation de la force des éverseurs avec la méthode de 1-RM	108
Figure 17. Évaluation de la force des inverseurs avec la méthode de 1-RM	109
Figure 18. Position de départ du test de résistance à la fatigue avec un système de déstabilisation	124
Figure 19. évaluation de la force musculaire avec le dynamomètre manuel pour les dorsifléchisseurs à gauche et pour les éverseurs à droite	125
Figure 20. Comparaison des sujets sains vs des sujets instables chroniques de cheville (CAI) au test de résistance à la fatigue.....	127
Figure 21. Corrélation entre les tests de force musculaire et le test de résistance à la fatigue (n=30)	127
Figure 22. Évaluation des déficits du comportement moteur	149

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Partie 1 : Contexte lésionnel de la cheville

Épidémiologie de la blessure de cheville

La blessure de cheville fait partie des blessures musculosquelettiques les plus fréquentes dans l'ensemble de la population américaine et européenne ². L'incidence des blessures de cheville étudiées dans des services d'urgence américains et européens varie entre 22 et 70 cas pour 10 000 personnes par an ¹⁻³. En nous appuyant sur ces chiffres, nous pouvons estimer que sur une population belge de 11,59 millions d'habitants, le nombre de personnes se présentant aux urgences en raison d'une blessure de cheville s'élèverait entre 25 000 et 81 000 cas par an. Le nombre de cas de blessures de cheville dans les services des urgences a tendance à diminuer au fil des années ⁴. Cependant, ces chiffres issus des services d'urgence ne représentent que la pointe de l'iceberg, car le nombre total de blessures de cheville continue à augmenter avec 266 blessures de cheville traitées par des professionnels de la santé pour 10 000 personnes par an aux Pays-Bas ⁴. Ce qui représenterait plus de 300 000 cas par an en Belgique se présentant en consultation médicale chez un médecin généraliste ou un kinésithérapeute. Le rôle des cliniciens est donc crucial pour la prise en charge de cette blessure fréquente.

Concernant la population sportive, la majorité des données épidémiologiques proviennent de populations américaines. Aux États-Unis, le système de surveillance des blessures de l'association nationale du collège athlétique (NCAA) permet d'obtenir des données épidémiologiques sur l'ensemble des blessures musculosquelettiques dans tous les sports répertoriés ⁵. Sur le même modèle, le NEISS (National Electronic Injury Surveillance System) ⁶ ou le RIO (Reporting Information Online) ⁷ sont également utilisés aux États-Unis. En Europe, l'IPAN (Physical Activity in the Netherland) et le DISS (Dutch Injury Surveillance System) ⁴ nous permettent d'obtenir des données intéressantes, mais moins de publications scientifiques

sur la blessure de cheville semblent découler de ces systèmes. Les études de l'incidence des blessures de la cheville pour la population sportive rapportent généralement le nombre de cas par rapport aux nombres d'heures d'exposition au sport tandis que lors des études de l'incidence pour la population générale le nombre de cas est rapporté par rapport à une année. Ces différentes comptabilisations rendent la comparaison d'incidence entre les populations difficiles. Néanmoins, une incidence de 584 cas pour 10 000 personnes par an a été rapportée dans la population militaire américaine⁸. Ce qui correspondrait à environ 677 000 personnes en Belgique par an. La jeunesse et la participation sportive importante des recrues militaires étudiés explique ce taux d'incidence élevé⁸. Nous pouvons donc supposer que l'incidence de la blessure de cheville dans la population sportive s'approche plus de taux d'incidence d'une population militaire que d'une population générale. L'incidence de la blessure de cheville serait donc plus élevée dans la population sportive que dans la population générale, et elle est d'ailleurs très étudiée dans la littérature^{5,6,9-11}. La fréquence de la blessure de cheville s'élève entre 12 % et 34 % parmi l'ensemble des blessures musculosquelettiques^{5,12-14}. Ce qui classe généralement la blessure de cheville entre la 1^{re} et la 3^e position en termes de fréquence avec les blessures à l'articulation du genou, de l'épaule ou des commotions. Le type de sport et la façon d'analyser les données peuvent facilement faire varier les classements. Cependant, les sports comme le rugby, le football américain^{9,15}, le football (soccer)^{10,11,16}, le basketball^{7,14,17}, le handball, la gymnastique ou encore le volleyball^{18,19} sont des sports où le risque d'avoir une blessure au niveau de l'articulation de la cheville demeure très élevé. Ces sports sont d'ailleurs positionnés en haut de l'échelle d'Halasi qui nous offre une classification des sports à risque de blessure de cheville sur une échelle de dix (Tableau 1)²⁰.

Tableau 1. Échelle d'Halasi (adaptée en français)²⁰

catégorie	Sport et activités.	Niveau élite ^a	Niveau compétiteur ^b	Niveau loisir ^c
10	Football American, basketball, gymnastique, rugby, handball, football (soccer)	10/10	9/10	8/10
9	Hockey, volleyball, arts martiaux	9/10	8/10	7/10
8	Tennis, boxe, lutte	8/10	7/10	6/10
7	Badminton, baseball, course à pied (terrain irrégulier), squash, fitness	7/10	6/10	5/10
6	Dance, escrime, randonnée, ski nordique, travail particulier (soldat, danseur pro)	6/10	5/10	4/10
5	Patinage, bodybuilding, plongée, triathlon	5/10	5/10	4/10
4	Ski alpin, golf, bowling	4/10	4/10	4/10
3	Natation, cyclisme, tir à l'arc, capable de marcher sur n'importe quel sol	3/10	3/10	3/10
2	Pas de sport	2/10	/	/
1	Capable de marche, mais activités quotidiennes limitées	1/10	/	/
0	Impossible de marcher	0	/	/

^a Niveau élite : élite internationale, professionnelle, équipe nationale, ou première division.

^b Niveau compétiteur : niveau compétitif plus faible.

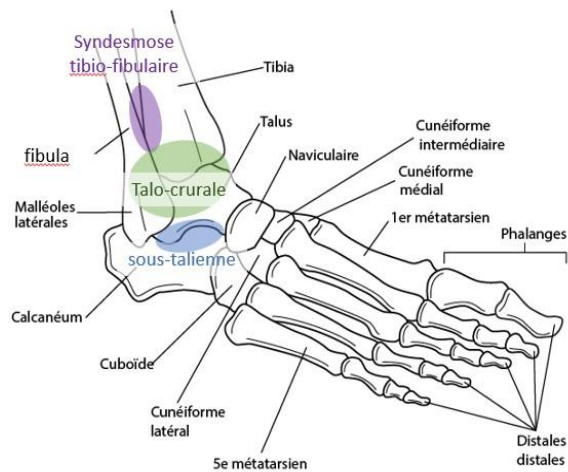
^c Niveau loisir : doit être prise en considération seulement si la pratique est supérieure à 50h/ans.

Rappels anatomiques et fonctionnels

Anatomie osseuse et ligamentaire de la cheville

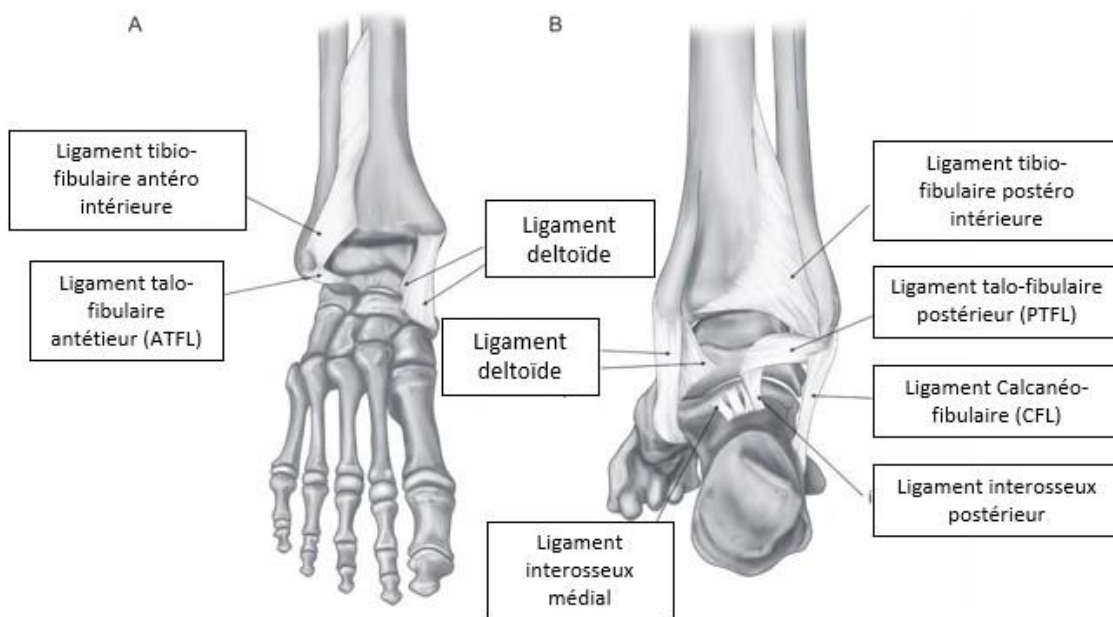
Le complexe articulaire de la cheville, également appelé arrière-pied, est composé de trois articulations : talo-crurale, sous-talienne et syndesmose tibio-fibulaire distale (Figure 1) ²¹. D'une part l'interrelation de ces articulations facilite le mouvement du pied, d'autre part la congruence osseuse et les structures ligamentaires assurent un haut degré de stabilité passive de l'ensemble du complexe articulaire (Figure 1 et 2) ^{21,22}. L'articulation de la syndesmose stabilise la cheville grâce à une membrane interosseuse entre le tibia et la fibula renforcée par les ligaments tibio-fibulaires inféro-antérieur et inféro-postérieur (Figure 2). L'articulation talo-crurale parfois appelée « la mortaise » est formée par le talus, le tibia et la fibula. Les principaux ligaments assurant la stabilité latérale de cette l'articulation sont le ligament tibio-fibulaire antérieur (ATFL), le calcanéofibulaire (CFL) et le tibio-fibulaire postérieur (PTFL) tandis que le ligament deltoïde assure principalement la stabilité médiale (Figure 2).

La malléole latérale est plus volumineuse et descend plus bas que la malléole médiale ²³. Donc lorsque le pied est amené en éversion (Figure 3) la malléole latérale bloque le mouvement. De plus, le ligament deltoïde est très résistant ce qui offre une stabilisation supplémentaire lorsque le pied est amené en éversion ^{23,24}. Ces caractéristiques structurelles de la cheville rendent donc l'articulation plus résistante lorsque le pied est amené en éversion que lorsqu'il est amené en inversion ²³. Cette résistance osseuse et ligamentaire peut en partie expliquer la faible proportion d'entorses médiales de la cheville (10-15%) ²⁴ qui se produisent lors d'un mouvement d'éversion comparativement aux entorses latérales de cheville (ELC) (74 %) ¹² qui se produisent lors d'un mouvement d'inversion.



Source image : <https://www.msmanuals.com/fr/professional/multimedia/figure/os-de-la-cheville-et-du-pied>

Figure 1. Structures osseuses et complexe articulaire de la cheville

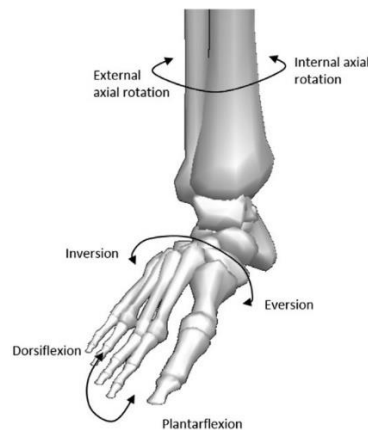


A, vue antérieure. B, vue postérieure. Source image : article McKeon et Hoch 2019 ²⁵

Figure 2. Principaux ligaments stabilisateurs de l'articulation de la cheville

Axes de rotations obliques de l'articulation de la cheville

Les principaux mouvements de l'arrière pied sont généralement décrits comme la flexion plantaire et la dorsiflexion dans un plan sagittal, l'abduction (rotation externe) et l'adduction (rotation interne) dans un plan transversal et l'inversion^a et l'éversion^b dans un plan frontal ^{21,22} (Figure 3). Cependant, les mouvements de l'arrière pied sont le résultat de mouvements coordonnés des trois articulations qui la compose. En réalité les mouvements ne sont pas réalisés dans des plans strictement cardinaux à cause des axes de rotations obliques des articulations talo-crurale et sous-talienne (Figure 4). En chaîne cinétique ouverte, on décrit la pronation comme une combinaison de dorsiflexion, d'éversion et de rotation externe tandis que la supination est une combinaison de flexion plantaire, d'inversion et de rotation interne. En chaîne cinétique fermée, on décrit la pronation comme une combinaison de flexion plantaire, d'éversion et de rotation externe tandis que la supination est une combinaison de dorsiflexion, d'inversion et de rotation interne ^{21,27}.

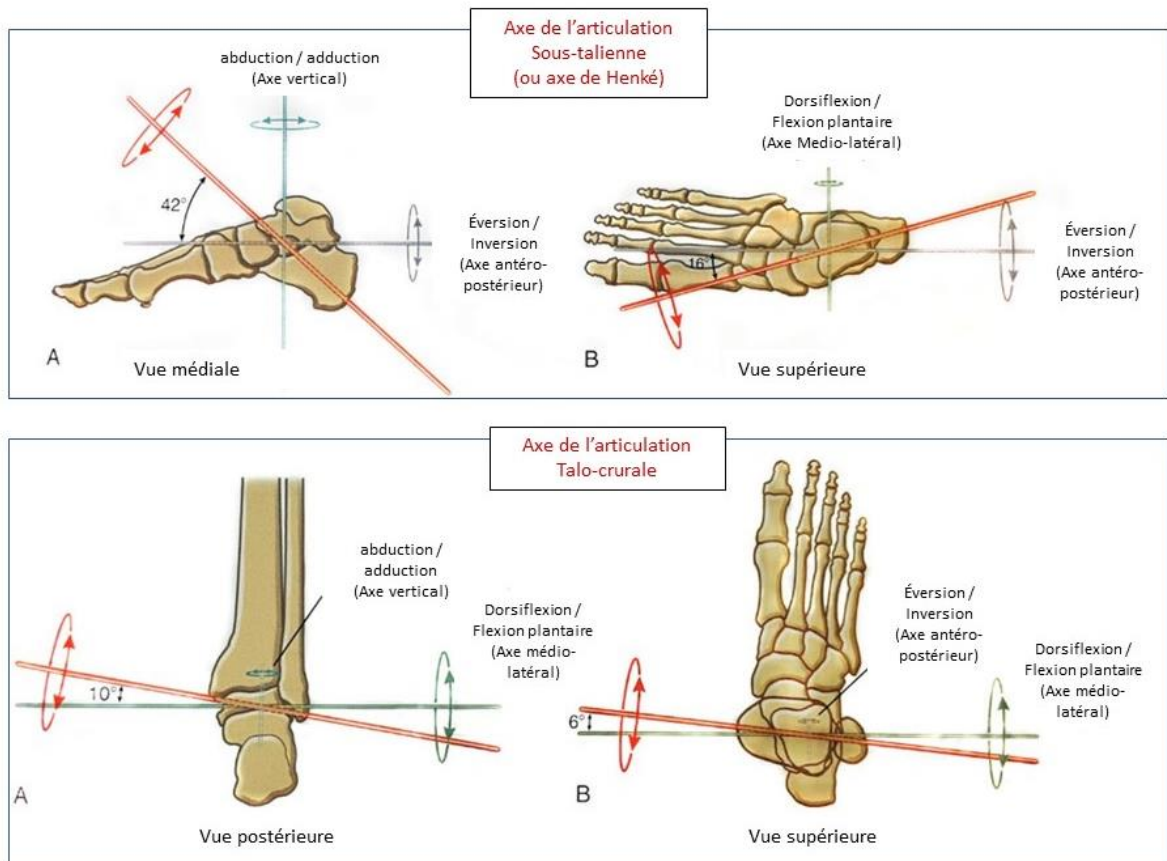


Source image Brockett et Chapman 2016 ²²

Figure 3. Mouvements de l'articulation de la cheville

^a Dans la littérature francophone, le terme supination est généralement utilisé à la place du terme inversion qui correspond aux mouvements composés de flexion plantaire, supination et rotation interne ^{23,26}.

^b Dans la littérature francophone, le terme pronation est généralement utilisé à la place du terme éversion qui correspond aux mouvements composés de dorsiflexion, pronation et rotation externe ^{23,26}.

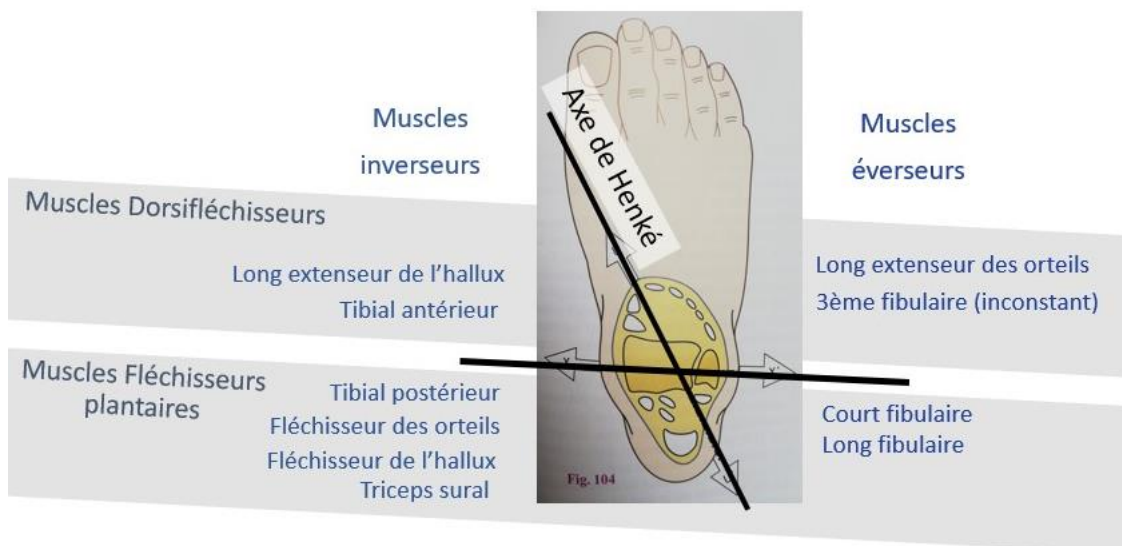


Source image : Liu et al.²⁸ issue de « Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation » 2010, 2nd édition © adapté en Français.

Figure 4. Axes obliques de l'articulation sous-talienne et talo-crutale

Structures musculaires de l'articulation de la cheville

Après une blessure de la cheville, l'ensemble des muscles doivent être pris en considération car la co-contraction des muscles agonistes et antagonistes contribuent à la stabilisation active de la cheville^{28,29}. Les principaux groupes musculaires de la cheville sont les dorsifléchisseurs, les fléchisseurs plantaires, les inverseurs et les éverseurs. La représentation de ces groupes musculaires sur une vue supérieure avec les axes de l'articulation sous-talienne (Henké) et de l'articulation talo-crurale permettent d'avoir une meilleure visualisation de leurs actions respectives (Figure 5).



Kapandji membre inférieur (6è éd.)

vue supérieure

Figure 5. Les muscles du complexe articulaire de la cheville

L'entorse latérale de cheville, pas si bénigne ...

Parmi l'ensemble des blessures de cheville, c'est l'entorse de cheville qui se produit le plus fréquemment ³⁰. Plus précisément, l'entorse latérale de la cheville (ELC) représente jusqu'à 73,9 % de toutes les entorses de cheville ¹². L'ELC est défini comme « une blessure traumatique aiguë du complexe ligamentaire latérale de l'articulation de la cheville résultant d'une inversion excessive de l'arrière-pied ou d'une combinaison de flexion plantaire et d'abduction » ^{31,32}. La gravité de l'ELC demeure moins importante qu'une entorse ligamentaire du genou, car le temps hors du terrain est plus faible ³³. Des études mettent en évidence que le retour au sport (RTS) ne dépasserait généralement pas une semaine suite à une ELC ^{14,16}. Par exemple, Gulbrandsen et al. nous indique que dans 69 % des cas d'ELC, le RTS ne dépassait pas six jours chez de jeunes sportifs ¹⁶. Or, après une ELC, le risque de récurrence peut s'élever jusqu'à 34 % et la persistance de douleur ou d'instabilité subjective concerne une proportion élevée de patients ³⁴. Ces résultats ne semblent pas être influencés par la gravité de l'ELC initiale ³⁴. Seulement huit études de haute qualité nous permettent d'obtenir ces conclusions sur la récurrence et les symptômes résiduels. De plus, le suivi des patients dans ces études ne dépassait pas trois ans et demi ³⁴. Il est donc probable qu'en réalité, et notamment dans une population sportive, la récurrence soit plus élevée et que les symptômes résiduels concernent une proportion encore plus importante de patients. Une étude parle d'au moins un symptôme résiduel dans plus de 70 % des cas suite à une ELC ³⁵. En plus de la douleur et de la sensation d'instabilité ³⁴, le gonflement, les raideurs articulaires, les déficits de proprioception, de contrôle postural et de force musculaire peuvent être ressentis à long terme par les patients après une ELC ^{35,36}.

Malgré un taux de récurrence élevé et des symptômes résiduels contraignants, peu de patients vont consulter après un premier épisode d'ELC ^{30,37,38}. De plus, un premier épisode d'ELC n'est pas toujours une raison d'arrêt de jeu lors d'un match. En pratique, il arrive même de réaliser un tape rigide sur une cheville lésée pour terminer le jeu ³⁹. Ces réalités de terrain

contribuent au développement de l'instabilité chronique de cheville (CAI) qui, quant à elle, apparaît de mieux en mieux documentée dans la littérature ⁴⁰.

Instabilité chronique de cheville

Après un épisode d'ELC, jusqu'à 40 % des patients peuvent développer de la CAI ⁴⁰. La connaissance et donc la définition de cet état de chronicité ont évolué au fil des années. Initialement, l'ELC pouvait provoquer de l'instabilité mécanique définie d'abord comme une augmentation d'amplitude en varus du pied ⁴¹. En 1965, Freeman a également intégré la notion d'instabilité fonctionnelle qui n'était pas forcément liée à l'instabilité mécanique. Cette instabilité fonctionnelle est décrite comme une sensation « de lâchage » ou « de déroboement » évoquée par le patient des mois ou des années après une ELC. La théorie de Freeman s'appuie sur l'atteinte de la modulation des réflexes de stabilisation du pied contrôlée par les fibres nerveuses afférentes dans la capsule et les ligaments du pied. Suite à une ELC, ces fibres afférentes peuvent être partiellement touchées dans l'articulation. Les réflexes pour la stabilisation du pied ne remplissent donc plus correctement leur rôle et le pied a tendance à céder (d'où la sensation de « lâchage » ou « déroboement »). En utilisant cette théorie, il a démontré que les exercices de coordination pendant la rééducation permettaient de diminuer l'incidence de l'instabilité fonctionnelle.

Dans les années 1980, Tropp a confirmé que l'instabilité fonctionnelle était liée à un déficit proprioceptif, mais il a également mis en évidence qu'elle était liée à un ensemble de déficits moteurs ⁴²⁻⁴⁴. Par exemple, il a montré qu'un déficit du contrôle postural, ou encore qu'une faiblesse des muscles éverseurs pouvait être associé à l'instabilité fonctionnelle ⁴³. À partir des années 2000, le terme de CAI apparaît dans un premier modèle d'Hertel avec des déficits mécaniques et des déficits fonctionnels qui contribuent à cet état de chronicité ²¹. La laxité pathologique, les restrictions du mouvement articulaire, les changements dégénératifs et

les changements synoviaux sont les principaux déficits mécaniques. Les déficits proprioceptifs, de contrôle neuromusculaire, de force musculaire et de contrôle postural constituent quant à eux les principaux déficits fonctionnels. En 2011, Hiller retravaille le modèle d'Hertel en créant des sous-groupes où il insiste sur la notion de perception d'instabilité par le patient ⁴⁵. Finalement, en 2019, Hertel et Corbett proposent un dernier modèle, plus complet et contemporain, où ils décrivent huit composantes permettant une compréhension théorique de la CAI (figure 6) ⁴⁶ :

- présence d'une première blessure
- déficits mécaniques
- déficits sensori-perceptifs
- déficits du comportement moteur
- facteurs personnels
- facteurs environnementaux
- interactions avec l'ensemble de ces déficits
- effets cliniques en lien avec les déficits et les interactions (ex. : fréquence de dérobement de cheville, récurrence d'ELC).

Ce modèle nomme les déficits contributifs à la CAI et leurs interactions ⁴⁶. Il permet de guider les cliniciens dans l'identification et l'évaluation des déficits des patients suite à une ELC. En parallèle, des guidelines et recommandations ont été développées pour la prise en charge de l'ELC ^{47,48}.

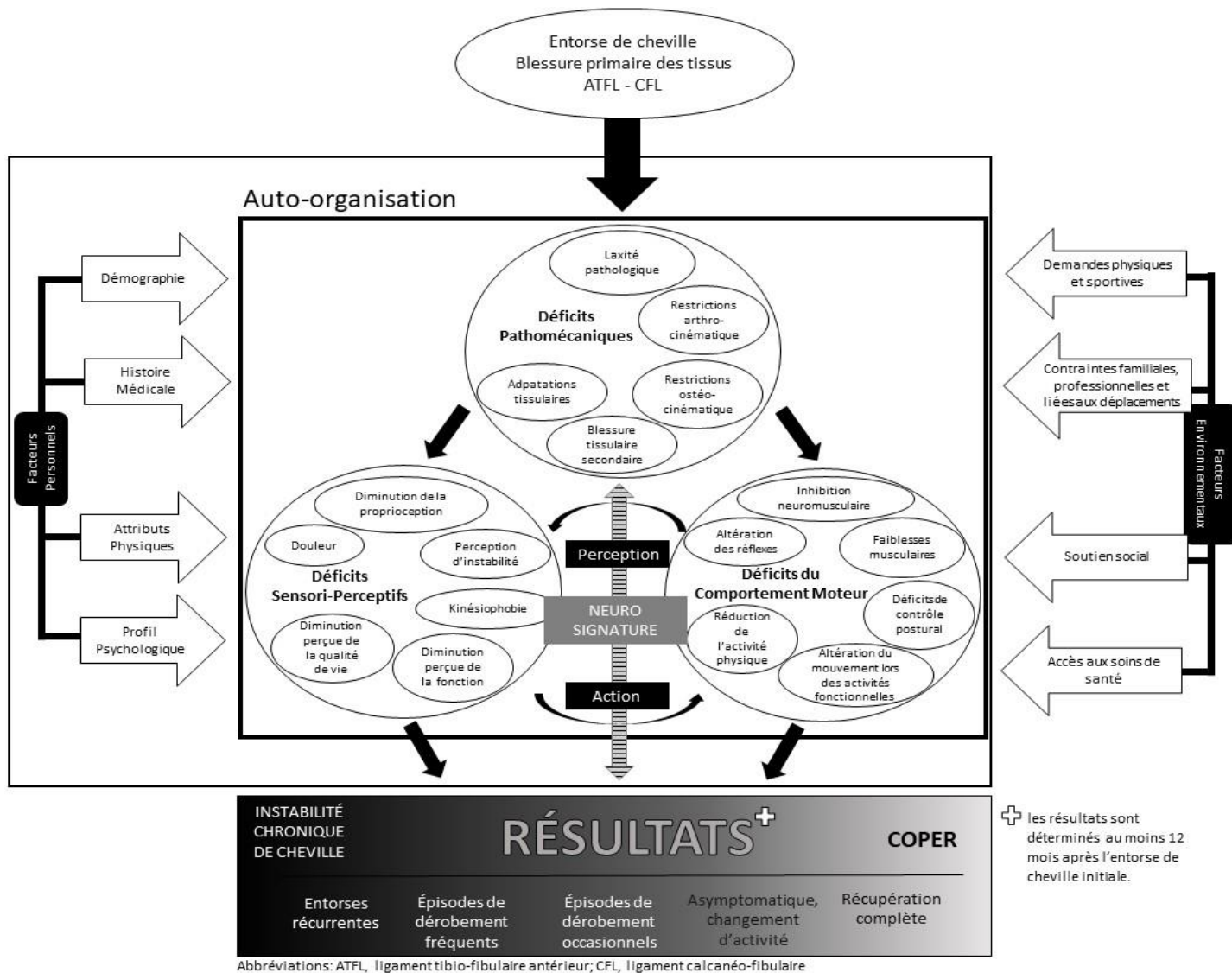


Figure 6. Modèle de l'instabilité chronique de cheville (CAI) par Hertel et Corbett⁴⁶, adapté en français

Partie 2 : Mécanismes lésionnels et facteurs de risque de l'entorse latérale de cheville

Comprendre l'entorse latérale de cheville

Comme nous l'avons souligné dans la première partie de cette introduction, le problème de l'ELC est lié au taux de récurrence élevé, mais également au développement de CAI après un premier épisode d'ELC. L'état de chronicité est amplement décrit dans la littérature et nous donne des indications utiles pour la prise en charge initiale de l'ELC. Cependant, la connaissance et la compréhension du mécanisme lésionnel et des facteurs de risque de l'ELC restent essentielles pour la prévention lésionnelle d'une ELC⁴⁹, pour la prise en charge des patients souffrant d'ELC et ceux en état de chronicité⁵⁰.

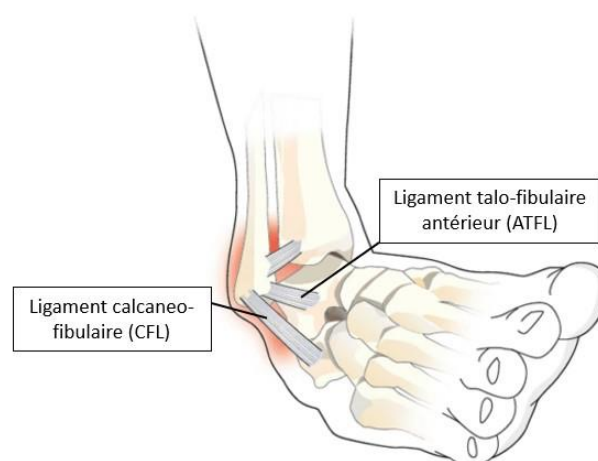
Le mécanisme lésionnel se caractérise par une description principalement biomécanique de l'évènement qui provoque la blessure. Après un épisode d'ELC, il est d'ailleurs recommandé d'interroger le patient sur l'évènement qui a provoqué la blessure⁴⁷. La description de l'évènement permet dans un premier temps d'apporter une vision des structures anatomiques éventuellement atteintes. Cette description ne se limite pas à un mouvement. Il prend en compte la situation, fréquemment sportive, l'action ou les interactions du patient lors de la blessure, les caractéristiques biomécaniques globales (par exemple la position du corps) et plus précises (par exemple le mouvement spécifique de l'articulation)⁴⁹.

Bien que l'ELC se produise lors d'un évènement unique chez un patient, il peut résulter d'une interaction complexe entre des facteurs de risque intrinsèques et extrinsèques (Figure 8). Les facteurs intrinsèques représentent les caractéristiques internes à la personne comme son âge, son poids ou sa force musculaire. Certains sont modifiables comme la force musculaire, car il est possible de faire du renforcement pour améliorer cette capacité et d'autres comme l'âge ne l'est pas. Les facteurs extrinsèques sont externes à la personne comme le sport pratiqué,

la friction des chaussures avec le sol ou le port d'un système de stabilisation. La majorité des facteurs extrinsèques sont théoriquement modifiables, mais en pratique les modifications ne sont pas toujours envisageables. Par exemple, modifier le sport d'un athlète de haut niveau qui excelle dans sa discipline est possible, mais n'est tout simplement pas envisageable.

Mécanismes lésionnels de l'entorse latérale de cheville

Le mécanisme lésionnel de l'ELC peut se produire lors d'un contact direct, d'un contact indirect ou sans contact^{25,51,52}. Le contact direct implique un contact sur la partie médiale au niveau inférieur de la jambe ou au niveau de la cheville généralement venant d'un adversaire. Cet impact seul ne provoque pas l'ELC, mais il place la cheville en position vulnérable d'inversion juste avant ou pendant l'atterrissage du pied⁵². Andersen et al. décrivent également une flexion plantaire forcée où le joueur blessé frappe le pied de l'opposant alors qu'il tente de shooter ou dégager le ballon⁵². Le contact indirect implique un contact lié aux irrégularités du sol ou d'un pied d'un adversaire⁵¹ qui perturbe la façon dont le pied atterrit sur le sol. Le mécanisme sans contact correspond à une réception inappropriée et n'implique pas de forces externes ou d'obstacles apparents²¹.



Source image : <https://drpinar.fr/index.php/2021/07/29/entorse-cheville/>

Figure 7. Mécanisme lésionnel de l'entorse latérale de cheville (ELC)

Le mécanisme lésionnel le plus fréquent de l'ELC est une inversion rapide de l'articulation sous talienne, associé à une rotation interne de la colonne médiale du pied (Figure 7)^{25,47}. La flexion plantaire peut participer au mécanisme lésionnel de l'ELC, elle est d'ailleurs souvent décrite dans l'ELC^{25,53}. Cependant, de plus en plus d'articles n'intègrent plus la flexion plantaire comme mouvement déterminant dans le mécanisme lésionnel de l'ELC, notamment dans les populations sportives^{51,54,55}. Lorsque le mécanisme lésionnel de l'ELC est associé à une flexion plantaire, l'ATFL est d'autant plus mis en tension. Tandis que lorsque le mécanisme lésionnel de l'ELC est associé à une dorsiflexion, ce sera le CFL et potentiellement le PTFL qui seront mis en tension²⁵. L'atteinte du PTFL est moins fréquente^{56,57} et souvent associée à des lésions plus graves comparativement à l'atteinte de l'ATFL associée ou pas au CFL^{58,59}. Le CFL est 3,5 fois plus fort que l'ATFL⁶⁰, notamment de par son rôle important de stabilisateur passif du compartiment latéral de la cheville²⁵.

Principaux facteurs de risque de l'entorse latérale de cheville

D'une part, les facteurs de risque de l'ELC non modifiables avec un haut niveau de preuve^c selon les recommandations cliniques de Martin et al. concernent le sexe et le type de sport pratiqué⁶¹. Premièrement, l'incidence de l'ELC chez les femmes serait approximativement deux fois importante que chez les hommes⁶². Deuxièmement, les sports d'intérieur et de terrain^d seraient également plus propices à la survenue d'une ELC⁶². De plus les ELC seraient plus fréquentes lors de la seconde moitié d'un match⁶³. D'autre part, un antécédent d'entorse de cheville n'atteint pas un niveau de preuve aussi élevé^e que le sexe et le

^c Niveau 1 sur les grades du centre de l'Evidence-Based Medicine (Oxford), c'est-à-dire des preuves obtenues par des études diagnostiques de haute qualité (études prospectives, études randomisées contrôlées ou revues systématiques)

^d Les sports décrits dans cette catégorie sont l'aérobic, le basketball, le cheerleading, La danse, le floorball, la gymnastique, le handball, le netball, le volleyball, le saut à la perche, la gym par équipe, le tennis et la lutte.

^e Niveau 2 sur les grades du centre de l'Evidence-Based Medicine (Oxford), c'est-à-dire des preuves obtenues par des études diagnostiques de moins bonne qualité (études prospectives, études randomisées contrôlées ou revues systématiques, mais avec des critères diagnostiques et des standards de références plus faibles)

type de sport pratiqué selon l'article de Martin et al.⁶¹. Cependant, de nombreux auteurs le considèrent comme le facteur de risque non modifiable principal d'avoir une nouvelle ELC⁶⁴⁻⁶⁹. Un antécédent d'entorse de cheville est effectivement un facteur qui est important à prendre considération, car il peut approximativement doubler le risque d'avoir un nouvel épisode d'entorse de cheville⁶⁵. L'âge, l'indice de masse corporelle, la laxité constitutionnelle, certaines caractéristiques anatomiques et génétiques sont également décrits comme facteurs de risque avec un niveau de preuve moins important que ceux cités précédemment⁶¹.

Ensuite, le facteur de risque de L'ELC modifiable avec le plus haut niveau de preuve^f selon Martin et al. serait d'avoir une faiblesse de force isométrique des abducteurs de hanche⁶¹. Un individu qui développe une force isométrique des abducteurs de hanche inférieure à 34 % du poids corporel augmenterait la probabilité d'avoir une ELC de 12 % à 28 %⁷⁰. Il a également été mis en évidence qu'une asymétrie de force musculaire des dorsifléchisseurs ou des fléchisseurs plantaires supérieurs à 15 % évalué en concentrique à 60°/s augmente de huit fois le risque d'avoir une ELC chez des joueurs de foot⁷¹. Concernant l'aspect musculaire, plusieurs études prospectives ont également intégré la force musculaire des éverseurs comme potentiel facteur de risque d'ELC⁷²⁻⁷⁵. Ils ne sont pas parvenus à conclure que la force musculaire de ce groupe était un facteur de risque de l'ELC. Cependant, une revue systématique a mis en évidence que les CAI présentaient des valeurs de force musculaire des éverseurs et des inverseurs plus faibles que les sains⁷⁶. Bien que l'intérêt de la force musculaire de cheville dans la prise en charge de l'ELC soit réel, les preuves actuelles ne permettent pas d'établir des recommandations claires pour évaluer ce paramètre.

^f Niveau 1 sur les grades du centre de l'Evidence-Based Medicine (Oxford), c'est-à-dire des preuves obtenues par des études diagnostiques de haute qualité (études prospectives, études randomisées contrôlées ou revues systématiques)

Les principaux facteurs de risque sont représentés dans la figure 8 qui a été construite sur base du modèle dynamique pour l'étiologie d'une blessure en sport décrit par Meeuwisse et al. ⁷⁷.

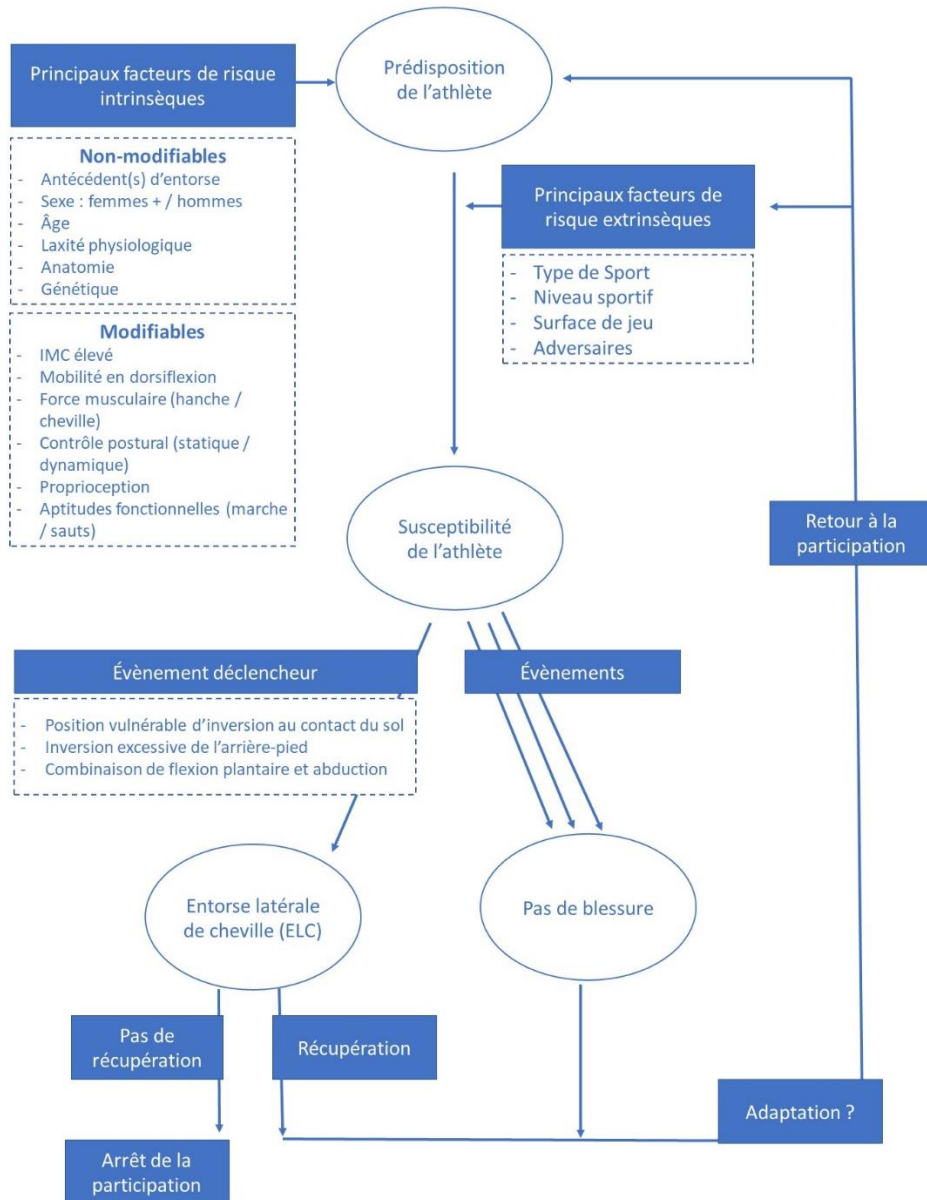


Figure 8. Principaux facteurs de risque de l'entorse latérale de cheville

Partie 3. Prise en charge après une entorse latérale : concepts actuels

Dans cette partie, nous détaillerons les recommandations décrites par le AIC pour la prise en charge en phase aiguë ou subaiguë après une ELC ⁴⁷. Ensuite, nous décrirons le concept du retour au sport (RTS) et les recommandations décrites pour cette phase ⁷⁸. Finalement, nous nous intéresserons à la place de la force musculaire dans la prise en charge multifactorielle après une ELC.

Évaluation dès les phases de prise en charge aiguë

Les déficits mécaniques et sensorimoteurs qu'impliquent une ELC n'étaient encore pas très bien compris par les professionnels de santé en 2011 ⁷⁹. De plus, la prise en charge de l'ELC a souvent été réduite à l'application d'un protocole RICE (Rest, Ice, Compression et Elevation). Or, aujourd'hui il n'est pas prouvé que l'application de ce protocole RICE seul, de la glace seule ou de la compression seule a une influence positive sur la douleur, le gonflement ou la fonction de la cheville ⁴⁸. L'ELC demeure une blessure multifactorielle complexe pour laquelle la prise en charge ne peut pas être réduite à l'acronyme RICE. L'évaluation des capacités et des déficits du patient après une ELC est donc nécessaire pour cette prise en charge multifactorielle ⁴⁷.

Depuis 2004, le consortium international de la cheville (IAC)⁸⁰ composés de chercheurs cliniciens internationaux a commencé à se regrouper pour partager les dernières connaissances scientifiques et cliniques sur la prévention et le traitement des blessures de cheville, et principalement des entorses latérales de la cheville (ELC) et de l'instabilité chronique de la cheville (CAI). Après des années de recherche et de pratique, le IAC a mené une étude Delphi qui leur a permis de proposer des recommandations d'évaluations orientées pour la rééducation (ROAST) en 2018. Ce consensus a pour objectif de guider les cliniciens dans l'identification objective des potentiels déficits suite à une ELC. Ces recommandations ROAST sont

composées d'éléments diagnostiques (Tableau 2) et d'évaluations mécaniques et sensorimotrices (Tableau 3) à prendre en considération après une ELC. D'autres recommandations également récentes viennent compléter cette grille développée par le IAC ^{48,61}.

Tableau 2. *Éléments diagnostiques de la prise en charge de l'entorse latérale de cheville (adaptation en français du ROAST)* ⁴⁷

Les considérations diagnostiques	Pourquoi ?	Comment ?
Mécanisme de la blessure	Guide l'évaluation appropriée des tissus	Mécanisme de l'ELC Mécanisme de la syndesmose
Antécédent d'entorse latérale de cheville	1 ^{er} risque d'ELC Peut indiquer un déficit mécanique ou sensorimoteur non résolu	Anamnèse
Capacité de mise en charge	Établir la probabilité de fracture	Utilisation via l'application des critères d'Ottawa
Palpations osseuses	Établir la probabilité de fracture	Utilisation via l'application des critères d'Ottawa
Évaluation clinique des ligaments	ATFL / CFL / Syndesmose	Test tiroir antérieur, stress manuel, palpation, squeeze test

Tableau 3. Évaluation mécanique et sensorimotrice pour la prise en charge de l'entorse latérale de cheville (adaptation en français du ROAST)⁴⁷

Ce que les cliniciens doivent évaluer	Pourquoi ?	Comment ?
Douleur de la cheville	Guide la progression des exercices de rééducation Évalue l'efficacité des traitements implémentés	Échelle numérique de la douleur FADI
Gonflement de la cheville	Le gonflement peut causer une inhibition musculaire Guide la progression des exercices Évalue l'efficacité des traitements implémentés	Figure de 8
Mobilité de la cheville	Tendance élevée à développer un déficit en dorsiflexion Des déficits de mobilité sont fréquemment identifiés chez les CAI	Weight-bearing lunge test
Arthocinématique de la cheville	Une perturbation arthrokinématique de la cheville peut provoquer un déficit de dorsiflexion Des déficits arthrokinématiques sont fréquemment identifiés chez les CAI	Posterior talar glide test
Force musculaire de cheville (+ hanche)	Des déficits compromettent l'intégrité fonctionnelle de l'articulation de la cheville. Des déficits de force musculaire sont souvent identifiés chez les CAI	Dynamomètre manuel (+ Dynamomètre isocinétique)
Contrôle postural statique	Des déficits du contrôle postural statique sont fréquemment identifiés chez les CAI	BESS FLT
Contrôle postural dynamique	Des déficits du contrôle postural dynamique sont souvent identifiés chez les CAI	SEBT (≈ YBT)
Marche	Des déficits de la marche sont fréquemment identifiés chez les CAI	Évaluation visuelle
Niveau d'activité physique	Guide la spécificité des exercices de rééducation	Tegner activity-level scale
Résultats des mesures reportés par le patient	Évalue l'efficacité des traitements implémentés	FADI FAAM
BESS, Balance Error Scoring System; CAI, chronic ankle instability; FAAM, Foot and Ankle Ability Measure; FADI, Foot and Ankle Disability Index; FLT, Foot Lift Test; ROAST, Rehabilitation-Oriented ASsessment; SEBT, Star Excursion Balance Test ; YBT, Y balance Test.		

Retour au sport après une entorse latérale de cheville

Le concept de retour au sport (RTS) a été décrit par un ensemble de chercheurs et cliniciens suite à un congrès international en 2015 à Bern⁸¹. Après une blessure musculosquelettique, comme l'ELC, les cliniciens sont amenés à prendre des décisions si leur athlète est apte à reprendre leur activité sportive. Ce concept de RTS s'inscrit donc dans un contexte de prévention secondaire où le sport pratiqué et le niveau auquel l'athlète à l'intention de reprendre son sport doivent être considérés par les cliniciens. Le concept de RTS est un continuum composé de trois phases principales qui sont le retour à la participation (c'est-à-dire que l'athlète est actif, mais il n'est pas encore prêt médicalement, physiquement ou psychologiquement à reprendre une activité), le retour au sport (c'est-à-dire que l'athlète reprend son sport à un niveau inférieur du niveau précédent la blessure) et le retour à la performance (c'est-à-dire que l'athlète a atteint le niveau qu'il avait avant la blessure)⁸¹.

Pour aider les cliniciens à prendre des décisions quant à la reprise du sport d'un athlète, des modèles de décision ont émergé dans la littérature. En 2010, Creighton et al. ont développé un premier modèle de décision⁸² qui a été validé et renommé Strategic assessment of Risk and Risk Tolerance (StaRRT) en 2015 (Figure 9)^{83,84}. Trois étapes sont décrites dans le modèle StaRRT avec l'évaluation de l'état de santé (Étape 1), l'évaluation des risques liés au sport (Étape 2) et l'évaluation des éléments extérieurs pouvant interférer avec la décision du RTS (Étape 3). Les deux premières étapes évaluent les risques de blessure tandis que la troisième étape concerne l'évaluation des éléments impactant la capacité de tolérance des risques. L'objectif du modèle StaRRT est de donner un cadre aux cliniciens pour identifier les risques d'une blessure. Pour accepter qu'un athlète reprenne son activité, son sport ou soit capable de performer, les risques de blessure doivent être inférieurs à la capacité de tolérance de ces risques.

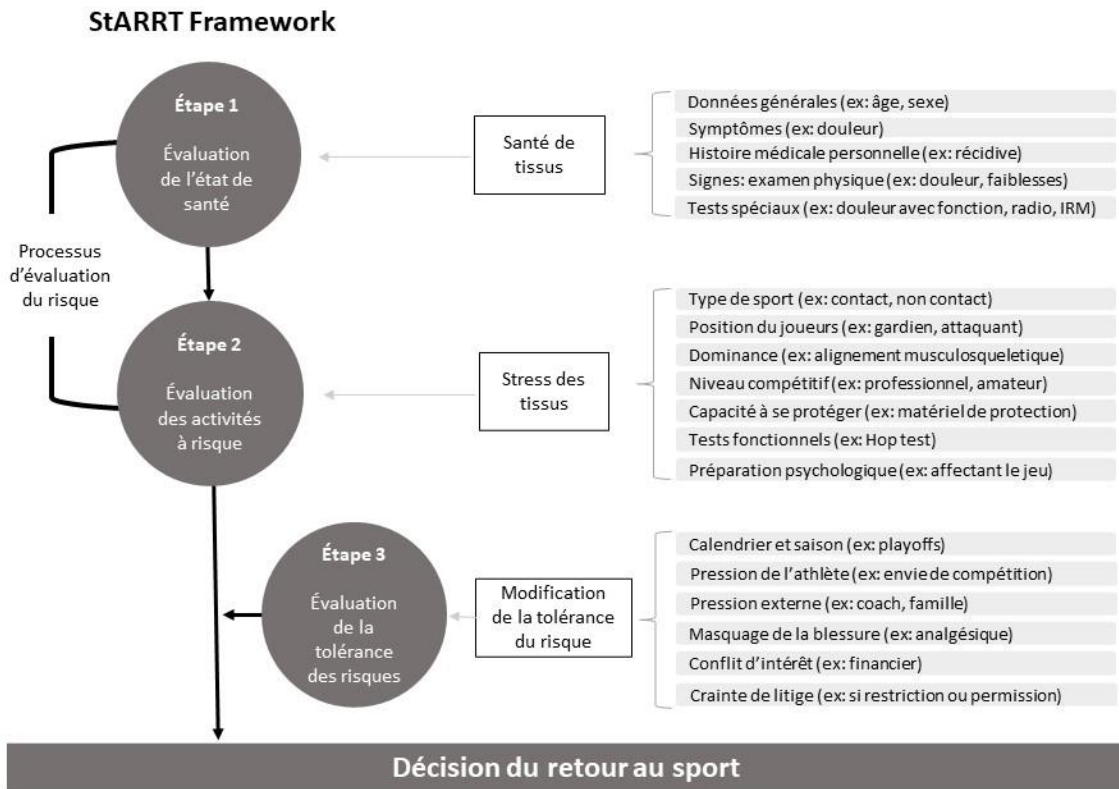


Figure 9. Strategic Assessment of Risk and Risk Tolerance (StaARRT) framework for return-to-play decision-making⁸³ adapté en français.

En 2019, une revue systématique de la littérature a mis en évidence l'absence d'étude informant clairement sur les critères de RTS à prendre en considération après une ELC⁸⁵. À la suite de ce constat, une étude Delphi interrogeant 155 experts de 19 pays, 6 professions et 15 sports différents a établi un consensus sur les recommandations des critères importants à prendre en considération pour décider un RTS après une ELC⁷⁸. L'opinion des experts a révélé 16 paramètres qui doivent être utilisés pour évaluer la douleur, les déficits de cheville, le contrôle sensorimoteur, les perceptions de l'athlète et la performance fonctionnelle/sportive (Tableau 4).

Tableau 4. PAASS framework pour le retour au sport après une entorse latérale de cheville (adaptation en français du PAASS)⁷⁸

P	Pain (douleur) Pendant le sport Lors des dernières 24h
A	Ankle impairments (déficits de la cheville) Range of motion (mobilité) Force musculaire, Endurance, Puissance
A	Athlète perception/readiness Perception de la confiance dans la cheville, Perception de la stabilité de cheville Préparation psychologique
S	Sensorimotor control Proprioception Contrôle postural dynamique / équilibre
S	Sport / functional performance Sauts, multisauts Agilité Activités spécifiques au sport Capacité à réaliser une session d'entraînement complète

Comme pour la prise en charge en aiguë de l'ELC avec le ROAST ou pour la prise de décision du RTS après l'ELC avec le PAASS, l'évaluation des éventuels déficits est primordiale pour guider la rééducation de l'ELC et prendre des décisions plus éclairées.

Place de l'évaluation de la force musculaire de la cheville

Que ce soit dans la prise en charge aiguë ou pour décider d'un RTS après une ELC, il est recommandé de prendre en considération la force musculaire de cheville^{47,78}. Effectivement, les muscles de la cheville composés des fléchisseurs plantaires, des dorsifléchisseurs, des éverseurs et des inverseurs contribuent à la stabilité dynamique de celle-ci²⁸ (Figure 5). Malgré de nombreuses études sur la force musculaire de cheville, un manque de consensus persiste sur son degré d'implication dans l'ELC et sur les méthodes pour l'évaluer. C'est pourquoi cette thèse se concentre sur la force musculaire de la cheville.

Depuis 1950, le lien entre la faiblesse des muscles de la cheville et l'ELC est discuté dans la littérature⁸⁶. La première théorie suggère que les éverseurs doivent être forts pour contrer le mécanisme d'inversion associée à l'ELC^{86,87}. La seconde théorie suggère que les inverseurs doivent être forts pour lutter contre le déplacement latéral de la partie inférieure de la jambe en appui ou lors du mouvement⁸⁸. Il a été plus récemment montré qu'une ELC se produisait à une vitesse supérieure à 500°/s⁵⁵ et que la blessure survenait un dixième de seconde après le contact du pied⁸⁹. Or, le temps de réaction d'une contraction active des éverseurs suite à une inversion soudaine est observé à partir de 150 ms⁹⁰. Ces premières théories doivent donc être nuancées, car le temps de produire une force suffisante pour contrer le mécanisme lésionnel serait insuffisant. Cependant, la proactivation des structures musculaires peut jouer un rôle dans la protection de l'ELC⁹¹. De plus, la stabilité active des muscles de la cheville vient compléter la stabilité passive assurée par les ligaments²⁹. L'hypothèse plus adéquate serait que d'une part, les muscles éverseurs et inverseurs doivent être suffisamment forts pour assurer efficacement la stabilité médio-latérale dynamique de la cheville. D'autre part, les muscles fléchisseurs plantaires et dorsifléchisseurs doivent être suffisamment forts pour assurer la stabilité dynamique antéro-postérieure. L'ensemble des muscles de la cheville participe à la stabilité

active de la cheville et il est donc nécessaire de les prendre en considération dans un contexte d'ELC ²⁸.

Tropp a été le premier à évaluer quantitativement la force musculaire de cheville avec un dynamomètre isocinétique pour examiner le lien entre la force musculaire et la CAI en 1986 ⁴³. Il a mis en évidence une faiblesse chez les sujets présentant une CAI comparés aux sujets sains. D'autres auteurs ont également quantifié la force musculaire de cheville chez des volontaires présentant une CAI avec dynamomètre isocinétique et n'ont pas toujours trouvé de différence entre les volontaires sains et avec une CAI ⁹²⁻⁹⁴. Plus récemment en 2020, une revue systématique avec méta-analyse a cependant mis en évidence que les individus avec une CAI présentaient des déficits des éverseurs en concentrique et en excentrique, mais également des inverseurs en concentrique et en excentrique ⁷⁶.

RATIONNEL, CONTOUR ET OBJECTIFS DE LA THÈSE

L'entorse latérale de cheville (ELC) constitue une blessure multifactorielle pour laquelle il est nécessaire d'évaluer l'ensemble des éventuels déficits pour guider la prise en charge. L'évaluation de la force musculaire de la cheville fait partie de ces paramètres et bien que les recommandations actuelles^{47,78} suggèrent sa considération, le manque de consensus semble subsister quant aux méthodes et outils à mettre en place. L'objectif principal de cette thèse est donc de contribuer à l'évaluation de la force musculaire de cheville dans un contexte d'ELC. Pour cela nous allons analyser les pratiques des cliniciens sur le terrain pour l'évaluation de la force musculaire, pour ensuite faire un état des lieux sur les méthodes d'évaluation les plus fiables décrites dans la littérature et enfin proposer des méthodes de terrain qui n'avaient encore pas été explorées.

Le chapitre 1 est un état des lieux de la manière dont les médecins et les kinésithérapeutes prennent en considération et évaluent les déficits après une ELC pour décider si un patient est apte à retourner au sport. Dans un premier temps, nous avons interrogé les médecins sur l'ensemble des critères qu'ils prenaient en considération. Dans un second temps, nous avons interrogé les kinésithérapeutes pour analyser finalement la prise en considération et l'évaluation de la force musculaire de cheville.

Le chapitre 2 est une revue systématique dédiée à la reproductibilité et l'erreur de mesure de l'ensemble des instruments et des méthodes utilisées pour évaluer la force des éverseurs de la cheville. Bien que l'ensemble des groupes musculaires participent à la stabilité active, nous avons ici exploré prioritairement les éverseurs, car ce groupe musculaire, antagoniste au mouvement lésionnel de l'ELC^{43,95} devrait participer efficacement à la protection de la cheville⁹⁶.

Le chapitre 3 explore de nouvelles techniques d'évaluation de la force musculaire de cheville. L'évaluation de la 1-RM n'avait que rarement été explorée pour la cheville alors que cette méthode est le "gold standard" de l'évaluation dynamique de la force musculaire sur le terrain. Finalement, nous avons utilisé une sandale de déstabilisation pour évaluer les capacités de résistance à la fatigue musculaire des éverseurs.

Le tableau 5 résume les études contribuant à cette thèse et les questions de recherche y afférents.

Chap.1 : La place de l'évaluation de la force musculaire de la cheville après une entorse latérale

- Étude 1
- Quels sont les critères utilisés par les médecins pour autoriser la reprise compétitive après une entorse latérale de cheville ?
 - Quelles sont les méthodes pour évaluer ces critères ?
 - Ces méthodes fournissent-elles des valeurs quantitatives pour déterminer si un patient est apte au retour à la compétition ?
- Étude 2
- La force musculaire de cheville est-elle considérée comme un critère pour autoriser la reprise compétitive après une entorse latérale de cheville par les médecins et les kinésithérapeutes ?
 - Quelles sont les méthodes d'évaluation de la force musculaire utilisée par les médecins et les kinésithérapeutes pour reprendre la compétition ?

Chap. 2 : Modalités d'évaluation de la force musculaire des éverseurs de cheville

- Étude 3
- Quelles sont les méthodes d'évaluation quantitative de la force musculaire des éverseurs de la cheville ?
 - Ces méthodes sont-elles reproductibles pour évaluer la force des éverseurs de la cheville ?
 - Ces méthodes permettent-elles d'obtenir des valeurs de force musculaire des éverseurs avec une erreur de mesure est acceptable ?
 - Quelle(s) méthode(s) peut-on actuellement recommander pour évaluer la force musculaire des éverseurs ?

Chap. 3 : Évaluation des muscles de la cheville : approche pratique

- Étude 4
- L'évaluation de la 1-RM est-elle fiable pour les muscles éverseurs, inverseurs et dorsifléchisseurs ?
 - Permet-elle de détecter des déficits chez les instables chroniques de cheville ?
- Étude 5
- Le test de résistance à la fatigue musculaire avec une orthèse de déstabilisation est-il fiable ?
 - Permet-il de détecter des déficits chez les instables chroniques de cheville ?

CHAPITRE 1 : LA PLACE DE L'ÉVALUATION DE LA FORCE MUSCULAIRE DE CHEVILLE APRÈS UNE ENTORSE LATÉRALE

Le ROAST en 2018 ⁴⁷, le PAASS en 2021 ⁷⁸, l'article de Vuurberg et al. en 2018 ⁴⁸ et l'article de Martin et al. en 2021 ⁶¹ constituent un ensemble de recommandations récentes pour la prise en charge après une ELC. Cependant, peu d'information était disponible sur la réelle transposition de ces recommandations sur le terrain. Nous avons donc questionné des médecins puis des kinésithérapeutes quant à leurs pratiques quotidiennes après une ELC via un sondage en ligne (annexe 1). Nous les avons interrogés sur les critères qu'ils considéraient comme importants dans leur pratique pour décider d'un RTS après une ELC chez leurs patients.

Dans le premier article, nous avons sondé les médecins sur les méthodes qu'ils utilisaient pour évaluer les critères. Dans un second article, nous avons transmis le même sondage à des kinésithérapeutes et nous sommes concentrés sur le critère de force musculaire. Les réponses des cliniciens ont été comparées aux récentes recommandations de la littérature.

Étude 1 : Critères de retour au sport après une entorse latérale de cheville selon les médecins

Titre

**Pratique actuelle pour le retour au sport après une entorse latérale de cheville:
Sondage de médecins francophones**

Auteurs

Aude Aguilaniu^{1,2}, Jean-Louis Croisier^{1,2}, Cédric Schwartz^{1,2}, Nadia Dardenne³, Pieter D’Hooghe⁴, Géraldine Martens⁵, Romain Collin¹, Jean-François Kaux^{1,5}

Affiliations

¹ Département des sciences de la motricité, Université et CHU de Liège, Liège, Belgique

² Laboratoire d’Analyse du Mouvement, Université de Liège, Liège, Belgique

³ Département de Santé Publique, Université de Liège, Liège, Belgique

⁴ Hôpital d’Aspetar, Département de Chirurgie Orthopédique et médecine du sport, Doha, Qatar

⁵ Réseau Francophone Olympique sur la Recherche en Médecine du Sport (ReFORM)

Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier Coline Pire pour sa contribution à la collecte des données. Ils remercient également N. Minart Gros-Gaudenier, H. Aguilaniu, A. Le Corre et R. Le Corre pour leur aide à la rédaction. Les auteurs tiennent également à remercier la Fédération Wallonie Bruxelles et le Centre d’Aide à la Performance Sportive (CAPS) pour leur soutien.

Article original

Publié sous la référence : Aguilaniu A, Croisier JL, Schwartz C, Dardenne N, D’Hooghe P, Martens G, Collin R, Kaux JF. Current practice for safe return-to-play after lateral ankle sprain: A survey among French-speaking physicians. *Foot Ankle Surg.* 2022;28(3):307-312. doi:10.1016/j.fas.2021.03.023

Résumé

Contexte

Des recommandations sont disponibles pour les critères d'évaluation du retour au sport (RTS) en toute sécurité après une entorse latérale de cheville (ELC). Cependant, leur prise en considération par les médecins est actuellement inconnue.

Méthodes

Des médecins francophones belges, français et suisses ont été invités à répondre à une enquête en ligne pour faire part des critères de RTS après une ELC qu'ils évaluaient en clinique.

Résultats

L'échantillon de répondants ($n = 109$) comprenait des médecins avec ou sans formation en médecine du sport, avec un niveau d'expérience variable et prenant en charge une proportion variable d'athlètes. La douleur est le critère le plus souvent retenu pour un RTS sûr (90 % des médecins), suivi de la capacité à effectuer des tâches fonctionnelles (82 %), de l'instabilité fonctionnelle (73 %), de l'amplitude des mouvements (61 %), de la proprioception (47 %), de l'instabilité mécanique (39 %), de la force musculaire (38 %) et du gonflement (31 %). Une faible proportion de médecins utilise des mesures quantitatives pour évaluer ces critères (entre 4 % et 53 %).

Conclusions

Une grande proportion de médecins prend en compte les critères recommandés pour les décisions de RTS. Cependant, les médecins n'utilisent pas fréquemment des mesures quantitatives.

Introduction

En 2019, Delahunt et al. ont élaboré le Rehabilitation-Oriented ASsessmentT (ROAST) qui établit les éléments diagnostiques, ainsi que les déficits mécaniques et sensorimoteurs qui doivent être évalués objectivement par les cliniciens pour la prise en charge d'une ELC⁴⁷. Cette étude a été un point de départ pour construire nos travaux sur les critères de retour au sport (RTS) après une ELC. Ces critères de RTS n'étaient pas encore établis, mais des revues narratives et des consensus d'experts cliniques décrivaient certains critères pour la prise de décision concernant le RTS (par exemple : la douleur, la perception de la cheville, y compris la proprioception, les déficits de la cheville, du contrôle sensorimoteur et les tests sportifs)^{85,97}. Ainsi, des recommandations concernant l'évaluation et le suivi des ELC étaient disponibles aux moments de l'étude. Cependant, leur transposition à la pratique clinique restait inconnue. L'objectif de cette étude a donc été d'étudier la pratique quotidienne des médecins selon ces recommandations en examinant quels critères ils jugent plus importants et comment ils les évaluent. Nous avons émis l'hypothèse que les médecins n'utilisaient pas encore les recommandations publiées pour prendre une décision de RTS.

Matériel et méthodes

Une équipe composée de deux kinésithérapeutes (A. A. et J-L. C.) et de deux médecins (J-F. K., R. C.) ont collaboré pour l'élaboration d'une enquête, basée sur les recommandations développées dans le ROAST⁴⁷. Cette enquête a été soumise à un comité d'experts composé de cinq médecins de notre institution.

La version finale (Annexe 1) a été acceptée par le comité d'éthique de notre institution. Après validation, l'enquête était disponible sur le site <https://www.sondageonline.com> et mise en ligne de décembre 2018 à février 2019. Les médecins francophones de Belgique, de France ou de Suisse ont été recrutés via des listes de mails professionnelles de quatre professionnels

de santé (A. A., J-L. C., J-F. K., R. C). Un nombre d'environ 500 professionnels de santé a été contacté par un e-mail contenant un lien électronique vers l'enquête. Les critères d'inclusion étaient spécifiés dans l'invitation par e-mail : parler français, être médecin de médecine physique et de réadaptation, médecin orthopédiste, médecin du sport ou médecin généraliste. Un total de 122 répondants ont ouvert la première page de l'enquête, mais 12 ont été exclus parce qu'ils n'ont pas rempli la totalité de l'enquête et un autre n'a pas indiqué la spécialisation médicale, ce qui donne un taux de remplissage de 89 %.

L'enquête était divisée en trois parties et organisée comme décrit ci-dessous. La première partie consistait à définir les critères d'une décision de RTS : "Dans votre pratique quotidienne, quels sont les paramètres que vous prenez en compte pour déterminer si un patient est en mesure de reprendre le sport de compétition après une entorse latérale de la cheville non opérée ?". Il s'agissait d'une question fermée où les médecins étaient invités à sélectionner un maximum de cinq items parmi les neuf proposés : "douleur, gonflement, amplitude de mouvement de la cheville, force musculaire de la cheville, instabilité fonctionnelle de la cheville (instabilité perçue), proprioception (sensibilité profonde), aptitudes à réaliser des tâches fonctionnelles (équilibre, saut, course, mouvements de coupe ...), instabilité mécanique de la cheville (laxité pathologique), et autres critères". Dans la deuxième partie, les détails de chaque critère sélectionné ont été recueillis. La dernière partie portait sur les données démographiques des répondants, y compris les années de pratique, leurs spécialisations et la proportion d'athlètes traités.

Chaque médecin a été invité à répondre à toutes les questions relatives à leur pratique clinique avec des patients traités de manière conservatrice pour un premier épisode d'ELC ou une ELC récurrente. Pour gagner du temps, l'enquête en ligne comportait un nombre limité de réponses et l'utilisation de branchement logique. Le nombre total de questions auxquelles

chaque médecin a répondu était donc légèrement différent en fonction de ses habitudes en pratique clinique. La participation était totalement anonyme, car aucune information d'identification n'a été collectée sur les participants. La checklist CHERRIES pour le rapport des résultats des enquêtes électroniques sur Internet a été utilisée pour garantir la qualité de cette étude ⁹⁸.

Analyse des données

Les statistiques ont été réalisées à l'aide de SAS studio University édition 2.8 9.4 M6. Nous avons calculé la distribution de fréquence des réponses en utilisant les pourcentages. Ensuite, la relation entre le choix d'un critère et les caractéristiques des médecins (formation en médecine du sport, expérience et pourcentage d'athlètes traités) a été analysée à l'aide d'un test de chi-carré. Les mêmes analyses ont été effectuées pour le choix des tests fonctionnels et l'utilisation de mesures quantitatives en relation avec les caractéristiques des médecins. Les résultats ont été considérés comme significatifs à $p \leq 0,05$.

Résultats

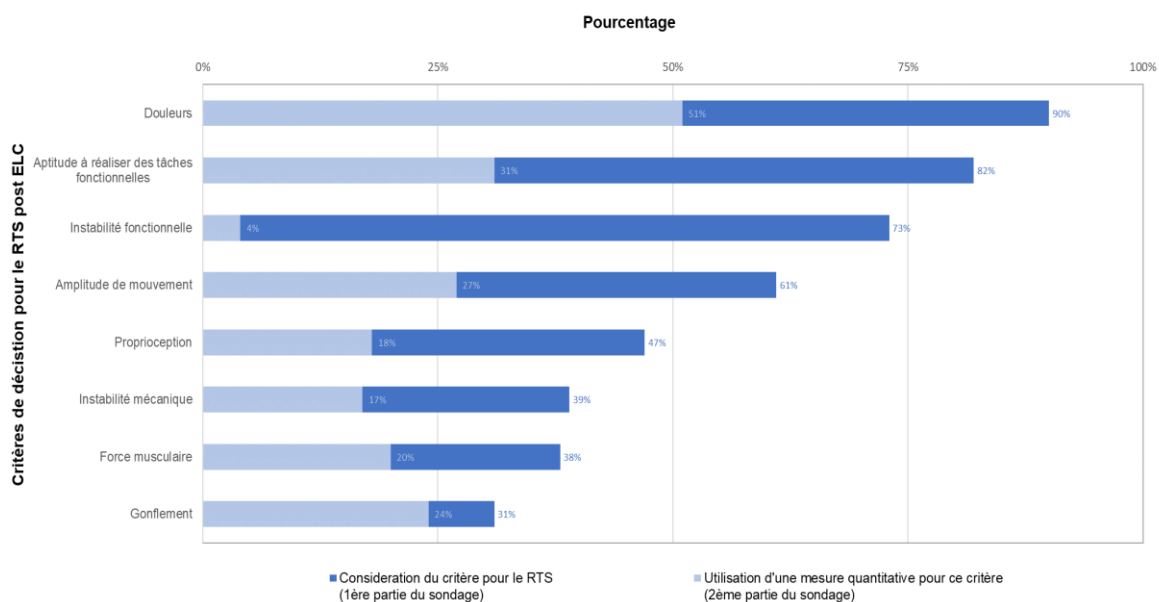
Parmi les 122 répondants, 109 ont répondu à la fois à l'enquête et ont choisi une spécialisation de médecin. Nos trois principales variables démographiques d'intérêt étaient la présence d'une formation en médecine du sport, les années d'expérience (temps de pratique médicale) et la proportion habituelle d'athlètes traités parmi leur population de patients. Les médecins étaient libres d'estimer le nombre de patients qu'ils considéraient comme des athlètes, y compris les athlètes récréatifs et professionnels. L'échantillon de répondants comprenait 46 % de médecins spécialisés en médecine du sport (Spe). Les Spe pouvaient être uniquement spécialisés en médecine du sport ou être spécialisés dans un autre domaine (par exemple, la médecine générale) et en médecine du sport. Une proportion similaire de médecins n'avait pas de spécialisation en médecine du sport (NoSpe : 54 %). De même, en ce qui concerne les années

d'expérience, l'échantillon était bien réparti entre les médecins ayant moins de 5 ans d'expérience (Exp5 : 26 %), 5 à 20 ans d'expérience (Exp5-20 : 37 %) et plus de 20 ans (Exp20+ : 37 %). Le nombre de médecins qui traitent moins de 20 % d'athlètes (Ath20 : 46 %) et de médecins qui traitent entre 20 % et 80 % d'athlètes (Ath20-80 : 38 %) était plus important que ceux qui traitent plus de 80 % d'athlètes (Ath80+ : 16 %). La description de la population est présentée dans le tableau 6.

Tableau 6. Caractéristiques des médecins francophones interrogés (n=109)

Âge n (%)		
25-40 ans	45	(42)
41-60 ans	46	(41)
> 60 ans	18	(17)
Lieu de travail n (%)		
Hôpital	54	(50)
Hôpital + cabinet privé	2	(2)
Hôpital + club de sport ou fédération	12	(11)
Cabinet privé	23	(21)
Cabinet privé + club de sport ou fédération	11	(10)
Club de sport ou fédération	1	(1)
Hôpital + cabinet privé + club de sport ou fédération	5	(5)
Formation en Médecine du sport n (%)		
Médecins avec une formation en Médecine du sport (Spe)	50	(46)
- Formation en Médecine du sport uniquement	24	
- Médecine physique et réadaptation + Formation en Médecine du sport	19	
- Chirurgien orthopédique + Formation en Médecine du sport	1	
- Médecine générale + Formation en Médecine du sport	6	
Médecins sans formation en Médecine du sport (NoSpe)	59	(54)
- Médecine physique et réadaptation	33	
- Chirurgien orthopédique	13	
- Médecine générale	13	
Années d'expérience n (%)		
< 5 ans (Exp5)	28	(26)
5-20 ans (Exp5-20)	41	(37)
> 20 ans (Exp20+)	40	(37)
Pourcentage d'athlètes traités n (%)		
< 20% (Ath20%)	50	(46)
20-80% (Ath20-80%)	41	(38)
> 80% (Ath80%+)	18	(16)
<i>Spe: Médecins avec formation en médecine du sport</i>		
<i>NoSpe: Médecins sans formation en médecine du sport</i>		
<i>Exp5: Médecins avec moins de cinq ans d'expérience</i>		
<i>Exp5-20: Médecins avec entre cinq et vingt ans d'expérience</i>		
<i>Exp20+: Médecins avec plus de vingt ans d'expérience</i>		
<i>Ath20%: Médecins qui traitent moins de 20% d'athlètes</i>		
<i>Ath20-80%: Médecins qui traitent entre 20% et 80% d'athlètes</i>		
<i>Ath80%+: Médecins qui traitent plus de 80% d'athlètes</i>		

Les critères de RTS lié à la cheville les plus sélectionnés et le pourcentage de mesures quantitatives sélectionnées de ces critères sont présentés dans la Figure 10.



La considération du critère pour le RTS représente le pourcentage de médecins qui ont sélectionné un maximum de cinq critères parmi les neuf proposés à la première question.

Utilisation des mesures quantitatives représente le pourcentage de médecins qui ont sélectionné l'échelle visuelle analogique de la douleur pour la douleur, les valeurs antérieures et/ou de référence du test de saut, du test d'équilibre, de l'analyse de la marche et/ou du mouvement sportif pour la tâche fonctionnelle, le questionnaire pour l'instabilité fonctionnelle, le goniomètre et/ou le mètre ruban pour l'amplitude du mouvement, les outils Myolux et/ou le goniomètre et/ou l'arthromoteur pour la proprioception, le test du tiroir antérieur et/ou le test de varus pour l'instabilité mécanique, l'outil isocinétique et/ou Myolux et/ou le dynamomètre manuel pour la force musculaire et la figure en 8 pour le gonflement. Les médecins n'avaient accès aux questions quantitatives que s'ils sélectionnaient l'item correspondant à la première question.

Figure 10. Distribution de fréquence descriptive de la sélection des médecins (n=109)

La douleur et l'instabilité fonctionnelle de la cheville ont été sélectionnées par un grand nombre de médecins (90 % et 73 %, respectivement). Dans la deuxième partie de l'enquête, seulement la moitié des 90 % de médecins (53 %) ont choisi une échelle quantitative de la douleur (échelle visuelle de la douleur) et seulement 4 % des 73 % de médecins ont choisi une échelle quantitative de l'instabilité fonctionnelle de la cheville (questionnaire). L'aptitude à réaliser des tâches fonctionnelles était le deuxième critère lié à la cheville le plus sélectionné par les médecins (82 %). Cependant, seulement 31 % de ces 82 % de médecins ont utilisé les mesures précédentes et/ou les mesures de référence des tests de saut, des tests d'équilibre, de la démarche et de l'analyse du mouvement sportif. L'amplitude des mouvements de la cheville a

été sélectionnée par 61 % des médecins, mais seulement 27 % de ces 61 % de médecins ont choisi un goniomètre et/ou un outil de mesure pour évaluer ce critère. La proprioception a été choisie par 47 % des médecins, mais seulement moins de la moitié (18 %) de ces 47 % de médecins ont choisi un goniomètre et/ou une machine isocinétique et/ou le Myolux® pour évaluer ce critère.

À l'inverse, la force musculaire de la cheville n'a été sélectionnée que par 38 % des médecins et 20 % de ces 38 % de médecins ont choisi une mesure quantitative (isocinétique et/ou le Myolux® et/ou un outil de dynamométrie manuelle). De même, l'instabilité mécanique de la cheville a été sélectionnée par 39 % des médecins et 17 % de ces 39 % de médecins ont choisi le test du tiroir antérieur et/ou le test du varus avec des mesures quantitatives pour l'évaluer. De même, le gonflement de la cheville a été sélectionné par 31 % des médecins, et 24 % de ces 31 % de médecins ont sélectionné un outil de mesure et/ou la mesure quantitative de la figure d'Esterson en 8 pour l'évaluer.

Un tableau récapitulatif des critères sélectionnés et des méthodes de mesure utilisées par les médecins à la lumière des recommandations publiées est présenté dans le tableau 7. L'influence de la démographie des médecins sur la sélection des critères est présentée dans le tableau 8.

Tableau 7. Résumé des critères sélectionnés par les médecins (n=109) vs les recommandations

		Notre étude		Recommandations ROAST ⁴⁷
	Les critères (% de médecins)	Méthodes de mesure quantitative (% de médecins)		
Douleur	90 %	Échelle numérique	51 %	Échelle numérique Foot and Ankle Disability Index (FADI)
Aptitude à réaliser des tâches fonctionnelles	82 %	Équilibre unipodal Analyse de la marche Analyse de mouvements sportifs Équilibre bipodal SEBT/YBT Hop Test	32 %	Analyse de la marche niveau d'activité physique Équilibre postural statique et dynamique (BESS, FLT, SEBT, ...)
Instabilité fonctionnelle de la cheville	73 %	Cumberland Instability Tools (CAIT) Lower Extremity Functional Scale (LEFS)	4 %	Foot and Ankle Ability Measure (FAAM) Foot and Ankle Disability Index (FADI)
Amplitude de mouvement	66 %	Goniomètre Mesures métriques	28 %	Weight bearing lunge test (dorsiflexion) Test de glissement postérieur du talus (arthrocinématique)
Proprioception	47 %	Dynamomètre isocinétique Goniomètre Myolux	18 %	Pas de recommandation
Instabilité mécanique	39 %	Test de tiroir antérieur Talar tilt test	16 %	(phase aiguë :4 à 6 jours post blessure) Test du tiroir antérieur (ATFL) Test de stress manuel
Force musculaire	38 %	Dynamomètre isocinétique Dynamomètre manuel Myolux	20 %	Dynamomètre manuel
Gonflement	31 %	Figure-de-huit Mesures périmétriques	24 %	Figure-de-huit

Tableau 8. Les critères de retour au sport (RTS) sélectionnés après une ELC selon la démographie des médecins (sélectionnés vs non sélectionnés)

Variable	Douleur		Capacité à réaliser des tâches fonctionnelles		Instabilité fonctionnelle		Mobilité		Proprioception		Instabilité mécanique		Force musculaire		Gonflement	
	sélection	<i>p</i>	sélection	<i>p</i>	sélection	<i>p</i>	sélection	<i>p</i>	sélection	<i>p</i>	sélection	<i>p</i>	sélection	<i>p</i>	sélection	<i>p</i>
Formation en Médecine du Sport																
oui (n=50)	88%		94%		76%		72%		50%		26%		34%		28%	
non (n=59)	92%	0.54	71%	0.002**	71%	0.57	51%	0.02*	44%	0.54	51%	0.01*	41%	0.47	34%	0.58
Années d'expérience																
< 5 ans (n=28)	96%		79%		71%		68%		29%		39%		36%		39%	
5-20 ans (n=41)	88%		80%		80%		54%		54%		41%		37%		27%	
>20 ans (n=40)	88%	0.41	85%	0.77	68%	0.40	63%	0.47	53%	0.08	38%	0.94	40%	0.92	30%	0.54
Pourcentage d'athlètes traités																
< 20% (n=50)	92%		80%		72%		54%		42%		54%		42%		30%	
20-80% (n=41)	90%		80%		73%		68%		49%		29%		32%		41%	
>80% (n=18)	83%	0.58	89%	0.68	78%	0.89	61%	0.38	56%	0.58	22%	0.01*	39%	0.60	11%	0.07
Les médecins (n=109) pouvaient sélectionner un maximum de cinq critères de RTS parmi les neuf suggérés. La sélection des médecins a été analysée avec un test chi-carré.																
* <i>p</i> < 0.05																
** <i>p</i> < 0.01																

Les critères de capacité à s'engager dans des tâches fonctionnelles et d'amplitude de mouvement de la cheville ont été significativement plus souvent sélectionnés par le groupe Spe que par le groupe NoSpe (Spe : 94 % vs NoSpe : 71 %, $\chi^2 = 9,40$, $p = 0,002$ et Spe : 72 % vs NoSpe : 51 %, $\chi^2 = 5,07$, $p = 0,02$, respectivement). La sélection des critères de capacité à s'engager dans des tâches fonctionnelles et d'amplitude de mouvement de la cheville n'était cependant pas significativement influencée par l'expérience des médecins ($\chi^2 = 0,51$; $p = 0,77$ et $\chi^2 = 1,50$; $p = 0,47$, respectivement) ni par la proportion d'athlètes traités ($\chi^2 = 0,76$; $p = 0,68$ et $\chi^2 = 1,93$; $p = 0,38$, respectivement). L'instabilité mécanique de la cheville a été significativement moins sélectionnée par les sous-échantillons Spe et Ath80+ (Spe : 26 % vs NoSpe : 51 % ; $\chi^2 = 7,00$; $p = 0,01$ et Ath80+ : 22 % vs Ath20-80 : 29 % vs Ath20 : 54 % ; $\chi^2 = 8,45$; $p = 0,01$) et ce critère n'a pas été influencé par l'expérience des médecins ($\chi^2 = 0,13$; $p = 0,94$). Concernant le critère de gonflement de la cheville, les Ath80+ ont moins sélectionné ce critère que les Ath20-80 et les Ath20 (Ath80+ : 11 % vs Ath20-80 : 41 % vs Ath20 : 30 %, $\chi^2 = 5,43$; $p = 0,07$).

Le groupe Spe a choisi l'échelle visuelle de la douleur significativement plus que le groupe NoSpe (Spe : 64 % vs NoSpe : 41 %, $\chi^2 = 5,09$; $p = 0,03$). Les données démographiques des autres médecins n'ont pas affecté de manière significative le choix de l'utilisation des mesures quantitatives.

Discussion

L'objectif de notre étude était d'évaluer si les médecins utilisaient les recommandations d'évaluation de l'ELC pour déterminer si le patient pouvait reprendre le sport. Les résultats de notre étude ont révélé que les pratiques quotidiennes des médecins n'étaient pas toujours en accord avec les recommandations de la littérature disponible^{47,85,97} pour notre échantillon. Bien qu'une grande proportion de médecins semble connaître les critères de douleur, d'aptitudes à

réaliser des tâches fonctionnelles, d'instabilité fonctionnelle de la cheville et d'amplitude de mouvement de la cheville décrits dans le ROAST pour l'ELC ⁴⁷, peu d'entre eux utilisent les outils de mesure recommandés dans leur pratique quotidienne. D'autre part, une faible proportion de médecins tient compte de l'instabilité mécanique de la cheville, de la force musculaire de la cheville et du gonflement de la cheville. L'utilisation de mesures quantitatives est également faible pour l'évaluation de ces critères recommandés ⁴⁷. Notre étude a également révélé que les médecins spécialisés en médecine sportive (Spe) utilisent davantage d'échelles d'évaluation de la douleur, évalue davantage l'aptitude à réaliser des tâches fonctionnelles et l'amplitude des mouvements de la cheville, tout en évaluant moins l'instabilité mécanique de la cheville que les médecins non spécialisés en médecine sportive (NoSpe). En revanche, les années d'expérience et le pourcentage d'athlètes traités ne semblent pas avoir une influence significative sur les choix des médecins.

Perception de la douleur

La douleur est l'un des symptômes résiduels les plus fréquents après une ELC, ce qui pourrait expliquer pourquoi les médecins sont souvent confrontés à la douleur dans un contexte de décision de RTS ⁹⁹. En général, les échelles les plus utilisées sont l'échelle visuelle analogique (EVA) et l'échelle numérique de la douleur (END). L'EVA est une échelle continue composée d'une ligne mesurant généralement 10 cm, où 0 est décrit comme l'absence de douleur et 10 comme la pire douleur imaginable ¹⁰⁰. L'échelle END est une version numérique segmentée de l'EVA ¹⁰⁰. Dans notre étude, une grande proportion de médecins a sélectionné la douleur (90 %) et le groupe Spe semble plus conscient de la nécessité d'utiliser ces échelles de douleur ($p = 0,03$). Elles devraient être utilisées non seulement pour une décision sûre de RTS, mais aussi pour le suivi du patient et les ajustements du traitement pendant la rééducation.

Perception de l'instabilité fonctionnelle de la cheville

Une autre façon de suivre et d'adapter la rééducation du patient est d'évaluer objectivement l'instabilité fonctionnelle de la cheville à l'aide de questionnaires validés ⁴⁷. Le Functional Ankle Ability Measure (FAAM), le Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) et le Ankle Instability Instrument (AII) sont des instruments d'évaluation appropriés pour quantifier l'instabilité fonctionnelle de la cheville après une ELC ¹⁰¹⁻¹⁰³. Bien que le critère d'instabilité fonctionnelle de la cheville ait été fréquemment choisi par les médecins, seuls 4 % d'entre eux utilisent un questionnaire. Cette divergence pourrait s'expliquer par deux facteurs. Premièrement, les versions françaises validées de ces questionnaires sont plutôt récentes (moins de 10 ans pour la FAAM et moins d'un an pour le CAIT et l'AII) ¹⁰⁴⁻¹⁰⁶ et malheureusement, le manque de transfert des connaissances issues de la recherche dans la pratique quotidienne est fréquent. Deuxièmement, ces échelles peuvent être chronophages dans la pratique quotidienne, alors que les médecins disposent souvent d'un temps limité avec leurs patients ¹⁰⁷.

L'utilisation d'échelles dans la pratique quotidienne pourrait aider à obtenir des scores quantitatifs de la perception de l'instabilité de la cheville, mais aussi de la perception de la douleur. Ces informations sont nécessaires pour prendre des décisions de RTS plus pertinentes pour les patients. La majorité des médecins évaluent oralement l'instabilité et la douleur de la cheville perçues au cours de leur consultation médicale. Cependant, les perceptions subjectives du patient et du médecin peuvent être discordantes, en particulier pendant la période de rééducation, car le patient peut avoir peur de se blesser à nouveau ¹⁰⁸. L'utilisation d'un questionnaire ou d'une échelle aide les médecins à être plus objectifs, mais aussi plus pertinents dans le processus de suivi du RTS. Ces évaluations ne nécessitent pas toujours la présence des médecins. Pour gagner du temps, un questionnaire d'instabilité fonctionnelle de la cheville peut être mis en place dans la salle d'attente ou, par exemple, avec un questionnaire en ligne un jour avant la consultation.

Aptitude à réaliser des tâches fonctionnelles

L'évaluation fonctionnelle ne concerne pas seulement la perception de la cheville. Au cours de la rééducation, les thérapeutes prennent également en compte l'aptitude à réaliser des tâches fonctionnelles. L'enseignement de la médecine du sport (Spe) semble permettre aux médecins d'être plus attentifs à l'évaluation de ces aptitudes ($p = 0,002$). Elle semble donc jouer un rôle dans la connaissance et probablement l'application de ces évaluations. Cependant, seulement 31 % des médecins utilisent les mesures précédentes ou les mesures de référence des tests de saut, du test d'équilibre, de la démarche et de l'analyse du mouvement sportif. Plusieurs évaluations fonctionnelles recommandées sont fiables et valides (par exemple, le Y-balance test et le hop test)¹⁰⁹. Néanmoins, il faut souvent de l'espace ou du matériel pour évaluer l'aptitude à effectuer des tâches fonctionnelles, ce qui limite encore l'évaluation.

Mobilité

L'ELC entraîne souvent une diminution de la mobilité de la cheville qui a un impact négatif sur la capacité fonctionnelle^{110,111}. De plus, cette limitation (notamment en dorsiflexion) augmente le risque de se blesser à nouveau¹¹². Dans notre étude, seulement 27 % des médecins interrogés ont choisi un goniomètre ou un autre outil de mesure pour évaluer la mobilité de la cheville, bien qu'il soit conseillé d'évaluer la mobilité en dorsiflexion avec un outil de mesure - le test de la fente avant en charge (WBLT)⁴⁷. Le WBLT est un test fiable et valide, qui peut être facilement mis en place dans la pratique quotidienne. Dans un contexte de RTS, il est recommandé de récupérer l'amplitude complète des mouvements¹¹³. Par exemple, pour le WBLT, une différence de 2-3 cm entre la cheville droite et la cheville gauche est considérée comme une asymétrie normalisée¹¹⁴. Comme pour le critère d'aptitude à réaliser des tâches fonctionnelles, une plus grande proportion du groupe Spe a choisi le critère de mobilité de la cheville pour leurs décisions de RTS par rapport au groupe NoSpe (72 % vs 51 %, respectivement, $p = 0,02$). Cependant, dans ce cas, la mobilité peut presque toujours être

évaluée au début de la rééducation, et le matériel ou l'espace requis ne sont plus aussi limitants qu'ils peuvent l'être lors de l'évaluation des tâches fonctionnelles.

Force musculaire

La faiblesse musculaire, tout comme la limitation de l'amplitude des mouvements, peut avoir une influence négative sur la capacité à effectuer des tâches fonctionnelles ¹¹². Cependant, seuls 38 % des médecins ont sélectionné la force pour leur décision de RTS en toute sécurité. De plus, la faiblesse musculaire peut également être un facteur de risque d'ELC ¹¹⁵. La force musculaire semble être plus largement étudiée pour la rééducation des blessures du genou et la prise de décision concernant la RTS ^{116,117}. La différence de la prise en compte du niveau de la force musculaire de la cheville par rapport au genou pourrait s'expliquer par l'absence de consensus clair sur son évaluation. Bien que l'évaluation avec dynamomètre isocinétique soit bien décrite dans la littérature, les recommandations du ROAST suggèrent une évaluation avec un dynamomètre manuel ⁴⁷. Cependant, bien qu'il soit validé avec une bonne fiabilité intraévaluateur, il n'est pas aussi spécifique que le dynamomètre isocinétique et nécessite plus d'études sur la fiabilité interévaluateur ^{118,119}.

Instabilité mécanique de la cheville

Dans la phase aiguë de l'ELC, l'évaluation de l'instabilité mécanique de la cheville est recommandée pour aider les cliniciens à diagnostiquer une blessure, mais le ROAST n'a pas inclus cette évaluation spécifique pendant la rééducation ⁴⁷. Dans notre étude, peu de médecins évaluent également l'instabilité mécanique de la cheville pour une décision de RTS (39 %). De plus, l'instabilité mécanique est non seulement moins sélectionnée par les médecins Spe que les médecins NoSpe, mais elle est également moins sélectionnée par les médecins Ath80+ que les médecins Ath20 ($p = 0,01$ pour les deux). Ainsi, l'enseignement de la médecine sportive et le traitement d'une grande proportion d'athlètes semblent influencer la faible prise en compte du critère d'instabilité mécanique de la cheville dans une décision de RTS. Bien que l'instabilité

mécanique de la cheville puisse être considérée comme un critère non modifiable avec un traitement conservateur, il s'agit d'un sujet de préoccupation, car l'instabilité mécanique pourrait (en association avec d'autres facteurs) être un facteur prédictif de nouvelle blessure ⁷².

Le gonflement

L'évaluation de l'œdème, qui est non seulement recommandée dans la phase aiguë de l'ELC, mais aussi pendant le processus de rééducation, est le critère le moins sélectionné par les médecins (31 %). De plus, seuls 24 % des médecins utilisent le test de figure-en-8 d'Esterson recommandé par le ROAST ⁴⁷. Le gonflement peut être un symptôme résiduel récurrent qui nécessite une évaluation objective ³⁵. La faible prise en compte de certains critères et la faible application des mesures recommandées soulignent encore l'écart entre les recommandations disponibles dans la littérature et les pratiques de terrain rapportées.

Limites

Cette étude comporte plusieurs limites qui doivent être prises en compte avant de généraliser les résultats. Seuls les médecins francophones de trois pays (Belgique, France et Suisse) ont été interrogés. L'intégralité de l'enquête est disponible et pourrait être traduite dans une autre langue pour d'autres communautés. Ensuite, il a été demandé aux participants de sélectionner un maximum de cinq critères parmi les plus importants, ce qui a pu avoir un impact sur la faible proportion de sélection de certains critères, mais a permis de diminuer le temps nécessaire pour répondre à l'ensemble du questionnaire. Enfin, la proprioception (sensibilité profonde) est une composante de la capacité posturale globale. Elle n'est pas mentionnée dans les recommandations de ROAST, mais la proprioception (sensibilité profonde) pourrait être évaluée et considérée comme un critère potentiel pour le RTS ¹²⁰.

Conclusion

Bien que les médecins francophones semblent conscients de l'évaluation des critères importants liés à la cheville pour décider un possible RTS après une ELC, peu d'entre eux utilisent les recommandations ROAST dans leur pratique quotidienne. L'évaluation des patients à l'aide de mesures quantitatives et qualitatives pourrait être d'une grande aide pour les médecins qui prennent régulièrement des décisions de RTS. Néanmoins, jusqu'à présent, peu de médecins interrogés semblent utiliser des mesures quantitatives avec les patients. La formation en médecine du sport semble être un facteur qui augmente l'utilisation des méthodes quantitatives, mais cela n'est pas vrai pour tous les critères. De plus, il est surprenant que le critère de la force musculaire reçoive si peu d'attention, particulièrement parce qu'il pourrait être considéré comme un facteur de risque modifiable pour éviter une nouvelle blessure.

Étude 2 : Force musculaire pour un retour au sport après une entorse latérale de cheville selon les médecins et les kinésithérapeutes

Titre

Sondage sur les pratiques d'évaluation de la force musculaire de la cheville des médecins et des kinésithérapeutes pour un retour au sport en toute sécurité après une entorse latérale de la cheville : court rapport

Auteurs

Aude Aguilaniu PT,¹ Delvaux François PT, PhD,^{1,2} Cédric Schwartz PhD,¹ Géraldine Martens PT, PhD,² Bénédicte Forthomme PT, PhD,^{1,2} Jean-François Kaux MD, PhD,² Jean-Louis Croisier PT, PhD,^{1,2}

Affiliations:

¹ University of Liège, LAM – Motion Lab, Liège, Belgium

² Central University Hospital of Liège, Physical Medicine and Sports Traumatology Department, SportS², FIFA Medical Centre of Excellence, FIMS Collaborative Centre Sports Medicine, French-speaking Research Network for Athlete Health Protection & Performance ReFORM – IOC research centre for Prevention of Injury and Protection of Athlete Health, Liège, Belgium

Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier Coline Pire et Romain Colin pour leur contribution à la collecte des données. Les auteurs tiennent également à remercier la Fédération Wallonie-Bruxelles et le Centre d'Aide à la Performance Sportive (CAPS) pour leur soutien.

Article original

Aguilaniu A, Delvaux F, Schwartz C, Martens G, Forthomme B, Kaux J-F, Croisier J-L. Survey of physicians' and physiotherapists' ankle muscle strength assessment practices for safe return to sports after lateral ankle sprain: A short report. *Physiother Res Int.* 2023. doi: 10.1002/pri.2008

Résumé

Contexte

La force musculaire de la cheville est un critère important à prendre en compte et à évaluer pour le retour au sport (RTS) après une entorse latérale de la cheville (ELC). Cette étude se concentre donc sur la prise en compte de la force musculaire de la cheville pour le RTS par les médecins et les kinésithérapeutes, tous deux fortement impliqués dans les décisions RTS, et sur la façon dont ils l'évaluent dans la pratique quotidienne. L'objectif principal est de (1) comparer les pratiques cliniques rapportées sur l'évaluation de la force musculaire de la cheville entre les médecins et les kinésithérapeutes. Nos objectifs secondaires sont les suivants : (2) évaluer la prévalence de l'utilisation de l'évaluation qualitative par rapport à l'évaluation quantitative, (3) de déterminer s'il existe des différences dans la façon dont les cliniciens avec ou sans formation en médecine ou kinésithérapie du sport abordent cette évaluation.

Méthodes

Une enquête sur les critères RTS après ELC a été complétée par 109 médecins dans une étude précédente. Cent trois kinésithérapeutes ont répondu au même sondage. Une comparaison entre les réponses des cliniciens a été réalisée et des questions supplémentaires sur la force musculaire de la cheville ont été analysées.

Résultats

Les kinésithérapeutes considèrent la force de la cheville pour le RTS plus que les médecins ($p < 0,001$). Une grande majorité de médecins (93 %) et de kinésithérapeutes (92 %) ont déclaré évaluer manuellement la force de la cheville alors que moins de 10 % utilisent un dynamomètre. Les médecins et les kinésithérapeutes ayant suivi une formation en médecine ou kinésithérapie du sport ont sélectionné une évaluation plus quantitative que ceux qui n'en avaient pas ($p < 0,001$)

Conclusion

Bien qu'elle soit reconnue comme un critère important, la force musculaire de la cheville ne fait pas toujours partie des critères RTS après une ELC en pratique quotidienne. Les dynamomètres sont peu utilisés par les médecins et les kinésithérapeutes, alors qu'ils pourraient quantifier avec précision les déficits de force de la cheville. L'éducation en médecine ou kinésithérapie du sport a tendance à augmenter l'utilisation des évaluations quantitatives de la force musculaire de la cheville par les cliniciens.

Introduction

L'entorse latérale de la cheville (ELC) est la blessure musculosquelettique la plus courante et jusqu'à 40 % des patients ayant des antécédents d'ELC sont susceptibles de développer des incapacités à long terme tels qu'une instabilité chronique de la cheville (CAI)⁴⁰. De plus, l'ELC peut être associée à des symptômes persistants tels que des faiblesses, de la douleur, de l'instabilité perçue et de l'arthrose précoce¹²¹. Après une ELC ou en cas de CAI, une faiblesse musculaire de la cheville pourrait persister et contribuer à un mauvais fonctionnement de la cheville ainsi qu'à un risque plus élevé de nouvelle blessure⁴⁰. Dans ce contexte, les évaluations de la force musculaire sont en partie nécessaires pour la prise en charge globale, non seulement pour la prévention ou la réadaptation, mais aussi pour décider d'un retour au sport (RTS) en toute sécurité^{28,78}.

Dans une étude précédente, nous avons observé que seulement 38 % des médecins considéraient la force musculaire de la cheville pour le RTS après une ELC, et seulement 7 % d'entre eux utilisaient une méthode quantitative pour son évaluation¹²². Cependant, le RTS est une décision collaborative dans laquelle les kinésithérapeutes sont également impliqués. Nous supposons que les kinésithérapeutes considèrent et évaluent plus la force musculaire de la cheville pour le RTS après une ELC que les médecins. Dans cette étude précédente, la prise en

compte de la force de la cheville pour le RTS et la méthode quantitative utilisée ont été analysées¹²². Cependant, les groupes musculaires, le mode de contraction et le détail des méthodes utilisées sont également des paramètres importants qui doivent être pris en compte lors de l'évaluation de la force de la cheville.

De même, ce court rapport prolonge notre enquête sur les pratiques concernant l'évaluation de la force musculaire de la cheville après LAS pour la prise de décision RTP en incluant des kinésithérapeutes dans la population et en incorporant des questions supplémentaires sur la force musculaire de la cheville. L'objectif principal est de comparer la pratique clinique rapportée entre les médecins et les kinésithérapeutes. L'objectif secondaire est d'analyser si l'un de ces groupes utilise plus fréquemment une évaluation quantitative (versus qualitative) de la force de la cheville. Enfin, nous avons étudié la prise en compte de la force pour les cliniciens avec ou sans formation en médecine/kinésithérapie du sport, respectivement.

Matériel et méthodes

Un sondage (annexe 1) accepté par le comité d'éthique local (CE2018/218) a été élaboré et distribué tel que décrit dans une étude précédente¹²². La première question consistait à fixer les critères de décision d'un RTP : « Dans votre pratique quotidienne, quels paramètres considérez-vous pour déterminer si un patient est apte à reprendre le sport de compétition après une entorse latérale de cheville traitée de manière conservatrice ? ». Il s'agissait d'une question fermée où les médecins et les kinésithérapeutes étaient invités à sélectionner un maximum de cinq items parmi les neuf proposés : douleur, gonflement, amplitude de mouvement de la cheville, force musculaire de la cheville, instabilité fonctionnelle de la cheville, proprioception, capacité à s'engager dans des tâches fonctionnelles, instabilité mécanique de la cheville et autres critères ». Le RTP a été défini comme le retour à la compétition, mais pas nécessairement la performance comme dans Smith et al. (2021). En effet, les médecins et kinésithérapeutes

interrogés ne traitent pas systématiquement les sportifs devant performer. Seuls les médecins et les kinésithérapeutes qui ont sélectionné la force musculaire de la cheville ont été analysés dans ce court rapport.

Cent-neuf médecins qui ont rempli l'ensemble du sondage et leur spécialisation ont été inclus. Lorsque les médecins sélectionnaient le critère de force musculaire de la cheville pour décider d'un RTS après une ELC, ils pouvaient sélectionner les méthodes quantitatives qu'ils utilisaient¹²². Le même sondage a été envoyé aux kinésithérapeutes francophones par e-mail. Cent dix-sept répondants ont visité la première page de l'enquête, mais 14 ont été exclus parce qu'ils n'ont pas rempli l'intégralité de l'enquête. Ainsi, un nombre de 103 kinésithérapeutes a répondu sur les critères RTS utilisés en pratique clinique après une ELC de mars 2019 à juin 2019. Nous avons comparé les résultats déjà publiés sur les médecins avec les résultats collectés auprès des kinésithérapeutes. Nous avons également analysé des questions supplémentaires sur l'évaluation de la force musculaire de la cheville dans les deux populations : les groupes de muscles de la cheville évalués ; les méthodes utilisées ; le mode de contraction et la différence bilatérale tolérée pour le RTS. La dernière partie portait sur les données démographiques des répondants, y compris les années de pratique, les années d'expérience et leur spécialité.

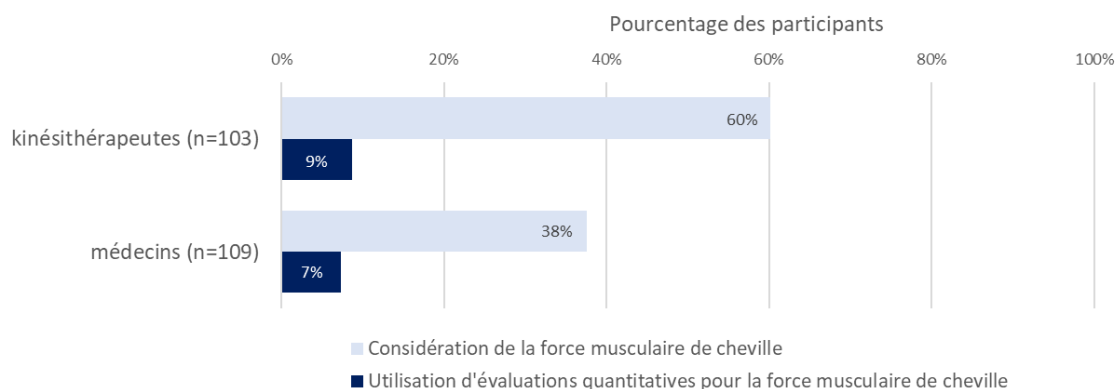
Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide de R Statistical Software.4.0.4.(2021). Nous avons calculé la distribution de fréquence des réponses (des médecins par rapport aux kinésithérapeutes) en utilisant des pourcentages. Ensuite, leurs sélections respectives ont été analysées à l'aide d'un test du chi carré. Les résultats ont été considérés comme significatifs lorsque $p < 0,05$.

Résultats

Tableau 9. Caractéristiques de la population totale (n=212) et celle ayant sélectionné la force musculaire de cheville (n=103)

	population totale n=212		Population ayant sélectionné le critère force musculaire de cheville n=103 (49%)		Test du Chi-carré $\chi^2 = 10,81$ $p < 0,001^{***}$
	Médecins n=109 (52%)	Kinésithérapeutes n=103 (48%)	Médecins n=41 (38%)	Kinésithérapeutes n=62 (60%)	
Âge n (%)					
25-35 ans	30 (27,5%)	67 (65,0%)	12 (29,3%)	43 (69,4%)	
36-45 ans	28 (25,7%)	15 (14,6%)	10 (24,4%)	8 (12,9%)	
46-55 ans	21 (19,3%)	11 (10,7%)	5 (12,2%)	7 (11,3%)	$\chi^2 = 15,527$
> 56 ans	30 (27,5%)	10 (9,70%)	14 (34,1%)	4 (6,40%)	$p = 0,008^{**}$
Années d'expérience n (%)					
< 5 ans	28 (25,7%)	57 (55,3%)	10 (24,4%)	37 (59,7%)	
5-20 ans	41 (37,6%)	22 (21,4%)	15 (36,6%)	14 (22,6%)	$\chi^2 = 12,718$
> 20 ans	40 (36,7%)	24 (23,3%)	16 (39,0%)	11 (17,7%)	$p = 0,002^{**}$
Formation en Médecine ou kinésithérapie du Sport n (%)					
Oui	50 (45,9%)	51 (49,5%)	19 (46,3%)	27 (43,5%)	$\chi^2 = 0,078$
Non	59 (54,1%)	50 (48,5%)	22 (53,7%)	35 (56,5%)	$P = 0,780$

Le tableau 9 présente les caractéristiques des participants. Les kinésithérapeutes (60 %) considéraient significativement plus le critère de force musculaire de la cheville que les médecins (38 %) avant d'autoriser le RTS après une ELC ($p < 0,001$). Cependant, seuls 9 % des kinésithérapeutes ont sélectionné des mesures quantitatives de la force de la cheville. Comme le montre la figure 11, ce résultat est similaire pour les médecins ($\chi^2 = 0,447$, $p = 0,504$).



La proportion de médecins ou de kinésithérapeutes qui considèrent le critère de force musculaire de la cheville pour la décision RTS est représentée en bleu clair tandis que l'utilisation d'une mesure quantitative pour ce critère est représentée en bleu foncé. L'utilisation d'une mesure quantitative de force musculaire de cheville représente le pourcentage de médecins ou de kinésithérapeutes qui ont sélectionné le dynamomètre isocinétique et/ou le dynamomètre manuel et/ou l'outil Myolux®

Figure 11. La considération et l'évaluation de la force musculaire de cheville pour le RTS après une ELC sélectionnées par les médecins et kinésithérapeutes interrogés (n = 212).

Les participants ayant une formation en médecine ou kinésithérapie du sport ont sélectionné une évaluation quantitative significativement plus que les participants sans formation en médecine ou kinésithérapie du sport (5,3 % contre 30,4 %, $p < 0,001$). L'âge des participants et leurs années d'expérience n'ont pas eu d'incidence sur leur considération de la force et leur utilisation de l'évaluation quantitative. Les détails sont disponibles dans le tableau 10.

Tableau 10. Considération et évaluation de la force musculaire de cheville pour le RTS après une ELC selon les caractéristiques des participants (sélectionné vs pas sélectionné)

	Considération de la force musculaire de cheville des participants (n=212)			Utilisation d'évaluation quantitative de la force musculaire de cheville par les participants (n=103)		
	n total	sélectionné	Test du Chi-carré	n total	sélectionné	Test du Chi-carré
Âge						
25-35 ans	97	56,7%		55	9,1%	
36-45 ans	43	41,9%		18	27,8%	
46-55 ans	32	37,5%	$\chi^2 = 5,116$	12	16,7%	$\chi^2 = 5,514$
> 56 ans	40	45,0%	$p = 0,164$	18	27,8%	$p = 0,138$
Années of experience						
< 5 ans	85	55,3%		47	10,6%	
5-20 ans	66	43,9%	$\chi^2 = 2,558$	29	24,1%	$\chi^2 = 2,479$
> 2 ans	61	44,3%	$p = 0,278$	27	18,5%	$p = 0,290$
Formation en Médecine du Sport						
Oui	101	45,5%	$\chi^2 = 0,7138$	46	30,4%	$\chi^2 = 11,704$
Non	111	51,4%	$P = 0,392$	57	5,3%	$p < 0,001^{***}$

Le tableau 11 montre la comparaison entre les kinésithérapeutes et les médecins pour la prise en compte de la force musculaire de la cheville. Premièrement, peu de médecins et de kinésithérapeutes utilisent des instruments quantitatifs (dynamomètre isocinétique, dynamomètre manuel (HHD) ou Myolux®) (de 2 % à 10 %), par rapport à l'évaluation manuelle (de 92 % à 93 %). Deuxièmement, les kinésithérapeutes et les médecins ont sélectionné les éverseurs dans des proportions élevées, suivis des dorsifléchisseurs, des inverseurs et des fléchisseurs plantaires (de 71 % à 97 %). Troisièmement, les médecins ont plus choisi le mode isométrique que les kinésithérapeutes ($p < 0,05$) tandis que les kinésithérapeutes ont plus choisi le mode concentrique ($p = 0,001$) et le mode excentrique ($p < 0,001$) que les médecins. Enfin, les médecins et les kinésithérapeutes ont principalement considéré les valeurs de différence bilatérale pour déterminer si un patient est capable de RTS.

Tableau 11. Comparaison de la méthode d'évaluation de la force musculaire entre les médecins ($n = 41$) et les kinésithérapeutes ($n = 62$)

	Médecins		Kinésithérapeutes		Test Chi-carré
	n	%	n	%	
Comment évaluez-vous la force musculaire de cheville ?					
Sans outil (manuel)	38	93%	57	92%	$\chi^2 = 0.019$; $p = 0.890$
Dynamomètre isocinétique	4	10%	3	5%	$\chi^2 = 0.942$; $p = 0.332$
Dynamomètre manuel	1	2%	4	6%	$\chi^2 = 0.860$; $p = 0.354$
Autres (Myolux®)	4	10%	2	5%	$\chi^2 = 1.919$; $p = 0.166$
Quel(s) groupe(s) musculaire(s) évaluez-vous ?					
éverseurs	38	93%	60	97%	$\chi^2 = 0.894$; $p = 0.344$
Inverseurs	32	78%	44	71%	$\chi^2 = 0.051$; $p = 0.821$
Dorsifléchisseurs	33	80%	51	82%	$\chi^2 = 0.640$; $p = 0.423$
Fléchisseurs plantaires	29	71%	54	87%	$\chi^2 = 4.224$; $p = 0.039^*$
Selon quel(s) mode(s) de contraction évaluez-vous la force musculaire de cheville ?					
Isométrique	32	78%	33	53%	$\chi^2 = 6.532$; $p = 0.011^*$
Concentrique	18	44%	47	76%	$\chi^2 = 10.79$; $p = 0.001^{**}$
Excentrique	11	27%	38	61%	$\chi^2 = 11.75$; $p < 0.001^{***}$
Sur quel(s) élément(s) vous basez-vous pour déterminer un déficit de force musculaire de cheville ?					
Différence bilatérale	38	93%	59	95%	$\chi^2 = 0.276$; $p = 0.599$
Valeurs antérieures	5	12%	15	24%	$\chi^2 = 2.271$; $p = 0.132$
Valeurs de références	2	5%	4	7%	$\chi^2 = 0.111$; $p = 0.739$
Quelle différence bilatérale tolérez-vous pour autoriser un RTS ? (33 Médecins et 55 Kinésithérapeutes)					
Moins de 15 %	24	73%	47	86%	
16 % – 25 %	9	27%	8	15%	$\chi^2 = 1.143$; $p = 0.143$

n : number of selected (vs no selected item)

* $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$

Discussion

Bien que les kinésithérapeutes considèrent plus la force musculaire de la cheville que les médecins pour décider du RTS après une ELC, la considération de la force musculaire de la cheville est encore faible dans les deux populations (38 % et 60 %). Lorsque ces cliniciens ont été interrogés en 2019, aucune recommandation claire n'était disponible dans la littérature. Le PAASS Framework qui recommande de considérer la force musculaire de la cheville a été publié en 2021⁷⁸. Ainsi, la prise en compte de la force musculaire de la cheville par les cliniciens dans la pratique quotidienne augmentera probablement à l'avenir, avec le transfert des connaissances de la recherche dans la pratique quotidienne.

Ensuite, une grande majorité de médecins et de kinésithérapeutes déclarent ne pas utiliser l'évaluation quantitative de la force de la cheville dans leur pratique quotidienne (moins de 10 % utilisent des dynamomètres). Actuellement, une grande majorité de cliniciens (de 92 % à 93 %) évaluent manuellement la force musculaire de la cheville, même si le dynamomètre isocinétique est considéré comme le «gold standard» pour évaluer la force musculaire^{28,123}. Le HHD est une alternative fiable au dynamomètre isocinétique¹²⁴, et les lignes directrices recommandent de l'utiliser dans la pratique quotidienne⁴⁷. Les cliniciens formés en médecine ou kinésithérapie du sport utilisent plus les évaluations quantitatives de la force de la cheville que ceux qui n'en ont pas ($p < 0,001$). La formation en médecine ou kinésithérapie du sport pourrait donc améliorer les connaissances sur les méthodes d'évaluation quantitative de la force de la cheville disponible pour prendre une décision de RTS après une ELC.

Dans notre étude, une proportion plus élevée de médecins évalue la contraction isométrique alors qu'une proportion plus élevée de kinésithérapeutes évalue la contraction concentrique et excentrique. Les contractions isométriques, concentriques et excentriques

peuvent être évaluées avec un dynamomètre isocinétique alors que seul le mode isométrique peut être évalué avec un HHD. Bien que la force musculaire de la cheville soit généralement évaluée en mode concentrique dans la littérature ^{71,76}, aucune recommandation claire ne semble émerger sur les modes de contraction pour évaluer la force musculaire de la cheville dans la pratique quotidienne. Cela dépend probablement de l'objectif du patient, du stade de la blessure et de l'outil disponible. Néanmoins, des dynamomètres pourraient être mis en place en routine clinique afin d'obtenir des mesures quantitatives ^{28,47}, et par la suite améliorer la précision de la décision du RTS après une ELC.

Les médecins et les kinésithérapeutes examinent les éverseurs, les inverseurs, les dorsifléchisseurs et les fléchisseurs plantaires dans des proportions élevées. Les inverseurs et les éverseurs sont d'une importance particulière puisque les patients atteints de CAI présentent généralement une faiblesse résiduelle de ces groupes musculaires (inverseurs et éverseurs) ⁷⁶. Bien que les kinésithérapeutes aient sélectionné les fléchisseurs plantaires en plus grande proportion que les médecins, une large proportion de l'ensemble de cliniciens (plus de 71 %) sélectionne les fléchisseurs plantaires et les dorsifléchisseurs. L'évaluation de ces groupes musculaires est nécessaire, car une asymétrie gauche/droite des fléchisseurs plantaires ou des fléchisseurs dorsaux supérieure à 15 % pourrait augmenter le risque de récurrence de l'ELC ⁷¹. En revanche, aucune étude ne semble être disponible concernant une différence bilatérale optimale pour la force musculaire des éverseurs et des inverseurs. Les futures études qui déterminent une différence bilatérale optimale seraient d'un grand intérêt pour les cliniciens qui ont déjà déclaré utiliser les différences bilatérales comme indicateurs de faiblesse dans la pratique quotidienne.

Une limite doit être prise en considération avant de généraliser les résultats. Seuls les médecins et kinésithérapeutes francophones ont été interrogés. Cependant, trois pays ont été inclus (France, Belgique et Suisse) ce qui révèle probablement une diversité de pratique.

Conclusion

Peu de kinésithérapeutes et de médecins prennent en compte de la force musculaire de la cheville et utilisent une évaluation quantitative pour prendre une décision de RTS après une ELC. Cet aspect n'est pas un critère autonome, mais il est intégré dans l'évaluation holistique du RTP. Les recommandations récentes et la formation en médecine ou kinésithérapie du sport pourraient améliorer la considération et l'utilisation de l'évaluation quantitative de la force musculaire de la cheville parmi d'autres critères nécessaires pour le RTS après une ELC.

Synthèse du chapitre 1

- La force musculaire n'est pas prise en considération pour tous les kinésithérapeutes (60 %) et les médecins (38 %) après une ELC pour décider un RTS.
- Les kinésithérapeutes (9 %) et les médecins (7 %) évaluent peu la force musculaire quantitativement, c'est-à-dire par exemple avec l'utilisation d'un dynamomètre isocinétique, d'un dynamomètre manuel. Ils évaluent la force musculaire manuellement dans la plupart des cas pour décider un RTS après une ELC.
- Les cliniciens (médecins et kinésithérapeutes) avec une formation en médecine du sport sélectionnent des évaluations quantitatives de force musculaire en plus grande proportion que ceux qui n'ont pas de formation en médecine du sport (30,4 % contre 5,3 % ; $p < 0,001$).

CHAPITRE 2 : MODALITÉS D'ÉVALUATION DE LA FORCE MUSCULAIRE DES ÉVERSEURS DE CHEVILLE

Dans le premier chapitre, nous avons constaté que l'évaluation quantitative de la force musculaire de la cheville était rarement mise en pratique sur le terrain même si le dynamomètre isocinétique et le dynamomètre manuel (HHD) apparaissent comme potentiels outils pour quantifier la force musculaire de la cheville. Le dynamomètre isocinétique est une méthode de laboratoire ou utilisée dans des centres hospitaliers spécialisés tandis que le HHD est davantage adapté à l'évaluation de terrain ¹²⁵. Bien que l'ensemble des muscles de la cheville nécessitent d'être pris en considération, les éverseurs ont reçu une attention particulière dans la littérature de par leur fonction antagoniste au mouvement lésionnel de l'ELC.

La force musculaire des éverseurs a été principalement évaluée sur dynamomètre isocinétique en concentrique à des vitesses allant de 30°/s à 180°/s ^{72-75,126}. D'autre part, la force musculaire des éverseurs a également été évaluée en excentrique à des vitesses allant de 30°/s à 180°/s dans des études observationnelles ⁷⁶. Finalement, la force musculaire des éverseurs a également été évaluée en isométrique avec l'utilisation du HHD ^{118,127}. Bien que la faiblesse musculaire des éverseurs, évaluée avec le dynamomètre isocinétique, a été mise en évidence chez les personnes avec une CAI ^{76,128}, des incertitudes demeurent néanmoins concernant le choix des outils, des modalités et des méthodes pour évaluer la force musculaire des éverseurs de la cheville. C'est pourquoi dans ce chapitre, nous nous sommes interrogés sur la reproductibilité des outils et des méthodes, dans le but d'aider les cliniciens et les chercheurs à sélectionner l'évaluation de la force musculaire des éverseurs la plus adaptée selon le contexte et leurs objectifs spécifiques.

Étude 3. Reproductibilité et erreur de mesure des évaluations de la force musculaire éverseurs

Titre

Instruments et méthodes pour l'évaluation de la force des éverseurs de la cheville : une revue systématique sur les propriétés de mesure

Auteurs

Aude Aguilaniu PT^{1,2} , Stéphanie Grosdent PT, PhD² , Cédric Schwartz MS, PhD^{1,2} , Géraldine Martens PT, PhD³ , Prof. Jean-Louis Croisier PT, PhD^{1,2} , Nancy Durieux PhD⁴

Affiliations

¹ LAM – Motion Lab, University of Liège, Belgium

² Science de la Motricité Department, University of Liège, Belgium

³ Central University Hospital of Liège, French-speaking Research Network for Athlete Health Protection & Performance (ReFORM), Belgium

⁴ Research Unit for a life-Course perspective on Health & Education - RUCHE, Faculty of Psychology, Speech and Language Therapy and Educational Sciences, University of Liège, Belgium

Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier la Fédération Wallonie Bruxelles et le Centre d'Aide à la Performance Sportive (CAPS) pour leur soutien.

Article original

En soumission : Aguilaniu A, Grosdent S, Schwartz C, Martens G, Croisier J-L, Durieux N.

Instruments and methods for the assessment of ankle evertor strength: A systematic review of measurement properties

Résumé

La force des éverseurs de cheville est d'un grand intérêt en rééducation après entorse latérale de cheville (ELC) ou instabilité chronique de cheville (CAI). Cette revue systématique vise à évaluer la reproductibilité et l'erreur de mesure des instruments pour évaluer la force musculaire des éverseurs. Des articles en anglais ou en français examinés par les pairs ont été recherchés dans MEDLINE, Embase et Scopus. Nous avons inclus l'ensemble des études quantitatives évaluant la force musculaire des éverseurs de la cheville. La qualité des études a été évaluée avec l'échelle de risque de biais COSMIN. Nous avons résumé l'extraction des résultats par type d'instrument et mode de contraction. La recherche documentaire a identifié 2829 articles. Vingt et un articles remplissaient les critères d'inclusion. La population était majoritairement en bonne santé, et la population pathologique était constituée de patients ayant des antécédents d'ELC ou de CAI. Le dynamomètre isocinétique (57 %) et le dynamomètre manuel (HHD) (38 %) étaient les principales méthodes utilisées pour évaluer la force musculaire des éverseurs. La reproductibilité était suffisante (ICC ou $r \geq 0,70$) pour la plupart des valeurs extraites (test-retest : 81 % ; interévaluateur : 89 %). Cependant, l'erreur de mesure était suffisante (changement minimal détectable ou limite d'accord ≤ 20 %) pour un faible nombre de valeurs extraites (test-retest : 35 % ; interévaluateurs : 60 %). Le mode de contraction, la vitesse, les encouragements verbaux et la stabilisation impactent la reproductibilité ($p < 0,05$). Bien que plusieurs méthodes soient disponibles, le mode isométrique évalué avec le dynamomètre isocinétique ou le HHD associé à des encouragements verbaux et une stabilisation semble être actuellement la méthode la plus reproductible pour mesurer la force musculaire des éverseurs.

Introduction

La blessure de la cheville est la blessure musculosquelettique la plus fréquente ¹ et l'entorse latérale de la cheville (ELC) représente 73,9 % des blessures à la cheville ¹². Bien que plusieurs causes de L'ELC aient été décrites dans la littérature ⁶¹, il a été suggéré que le mouvement lésionnel pouvait être contrecarré par une contraction excentrique des éverseurs ^{43,95}. De plus, la protection de la cheville lors de la pose du pied est efficacement assurée par des éverseurs précontractés et puissants ⁹⁶. Par conséquent, la faiblesse potentielle des éverseurs doit être quantifiée, que ce soit à des fins d'entraînement, de prévention des blessures ou de rééducation ¹²⁹. Après le premier épisode d'ELC, 40 % des personnes blessées développent une instabilité chronique de la cheville (CAI) ⁴⁰ qui est souvent associée à des symptômes concomitants tels que des faiblesses, de la douleur, du gonflement et de l'instabilité perçue ³⁵. Il a été établi qu'une combinaison de proprioception diminuée et de faiblesse des éverseurs pourrait provoquer le développement d'une CAI ¹³⁰. De plus, deux revues systématiques ont démontré que les patients atteints de CAI présentaient des faiblesses des éverseurs ^{76,128}. Par conséquent, il est recommandé d'identifier les déficits des éverseurs pour les soins d'une ELC ou d'une CAI. Il est donc conseillé que le staff médical et d'entraînement évalue la force musculaire de la cheville (y compris les éverseurs) pour suivre la rééducation et planifier le RTS après une blessure ⁷⁸.

Les deux principales possibilités d'évaluer quantitativement la force des éverseurs sont le dynamomètre isocinétique et le dynamomètre manuel (HHD). Le dynamomètre isocinétique est considéré comme le « gold standard » pour évaluer quantitativement la force musculaire ^{125,131}, y compris à des fins de suivi de la rééducation. Cependant, le coût élevé des dynamomètres isocinétiques et l'expertise requise par l'examineur pour les utiliser peuvent limiter l'utilisation des dynamomètres isocinétiques par les cliniciens dans la pratique quotidienne. En comparaison, le HHD est portable et facile à utiliser, ce qui en fait une norme

quotidienne pour l'évaluation de la force musculaire ¹²⁵. De plus, le HHD est recommandé par certains auteurs pour l'évaluation de la force musculaire en pratique quotidienne après une ELC ⁴⁷. Bien que plusieurs instruments soient disponibles, aucune recommandation claire n'a été faite quant à l'instrument qui serait le plus approprié pour évaluer la force musculaire des éverseurs. De plus, aucune recommandation claire n'a été faite concernant le protocole à utiliser pour évaluer la force musculaire des éverseurs, y compris la position du sujet, l'échauffement, la familiarisation, le nombre de répétitions, les encouragements verbaux et le feedback visuel.

Les moyens d'évaluation peuvent être appréciés à l'aide de la reproductibilité et l'erreur de mesure test-retest et interévaluateurs ¹³². L'erreur standard de mesure (SEM), le changement minimal détectable (MDC) et la limite d'agrément (LoA) sont généralement rapportés pour évaluer l'erreur de mesure (ou la reproductibilité absolue) ¹³³⁻¹³⁵. À ce jour, aucune revue systématique sur les propriétés de mesure pour les méthodes quantitatives évaluant la force musculaire des éverseurs n'est disponible. Par conséquent, l'objectif de cette revue systématique est d'évaluer la reproductibilité et l'erreur de mesure des instruments et des méthodes utilisées pour évaluer la force musculaire des éverseurs de la cheville. Cette revue devrait fournir aux chercheurs et aux professionnels de la santé un aperçu des méthodes d'évaluation appropriées.

Matériel et méthodes

Le protocole a été enregistré sur un registre d'enregistrement international des revues systématiques (PROSPERO) (n°CRD42021235120). La checklist PRISMA (Preferred Reporting Item for Systematic Reviews and Meta-Analysis) a été utilisée pour rapporter cette revue ^{136,137}.

Critères d'éligibilité

Selon les recommandations JBI ¹³⁸ pour les revues systématiques des propriétés de mesure, nous nous sommes appuyés sur le mnémonique PICO pour fixer les critères d'inclusion.

La population comprenait des participants humains sans restriction d'âge ; les études sur cadavres ont été exclues. Les instruments et le construit comprenaient tout type d'instrument et de méthodes pour mesurer quantitativement la force des éverseurs de la cheville. Les résultats comprenaient les propriétés de mesure, à savoir la reproductibilité également nommée reproductibilité relative (ICC ou corrélation de Pearson) et l'erreur de mesure également nommée reproductibilité absolue (SEM, MDC ou LoA). Tous les types d'étude quantitative ont été inclus dans cette revue systématique sur les propriétés de mesure. Nous n'avons pas inclus l'évaluation subjective (par exemple, l'évaluation manuelle sans instruments). Les articles inclus étaient limités aux publications en anglais et en français, mais aucune restriction n'a été appliquée quant à la date de publication.

Stratégie de recherche

Une recherche préliminaire a été effectuée dans MEDLINE (Ovid) pour trouver des articles sur le sujet d'intérêt. Les mots clés (éverseurs de la cheville, force musculaire et reproductibilité) utilisés dans les titres et les résumés des articles de cette recherche préliminaire, ainsi que les termes utilisés pour l'indexation des articles, ont été identifiés et utilisés par la suite pour développer une stratégie de recherche complète. Une recherche documentaire exhaustive et complète a été effectuée au cours de la dernière semaine de mai 2022, en collaboration avec une spécialiste de recherche systématique (N. Durieux), dans MEDLINE (Ovid), Embase (Elsevier) et Scopus (Elsevier). Les stratégies de recherche complètes pour les trois bases de données sont fournies dans l'annexe 2. Pour compléter les bases de données électroniques, la liste de référence des articles pertinents a également été vérifiée manuellement.

Processus de sélection

Suite à la recherche systématique, toutes les citations identifiées ont été rassemblées et téléchargées dans Zotero v.6.0.8 (Corporation for Digital Scholarship) où les doublons ont été

supprimés. Ensuite, les citations ont été téléchargées sur Covidence (Veritas Health Innovation, Melbourne, Australie). Deux examinateurs (A. Aguilaniu et S. Grosdent) ont indépendamment examiné les titres et les résumés conformément aux critères d'éligibilité. Ensuite, les textes intégraux des articles sélectionnés ont été évalués en détail par rapport aux critères d'inclusion par ces deux mêmes examinateurs. Tout désaccord entre les examinateurs a été résolu par la discussion et avec l'intervention d'un troisième examinateur si nécessaire.

Processus de collecte de données et éléments de données

Le premier examinateur a extrait toutes les données pertinentes des études incluses et le deuxième examinateur a vérifié les données extraites. Les instruments, les modes de contraction, les valeurs de reproductibilité, les valeurs d'erreur de mesure, les valeurs de force, le nombre de participants et les méthodes d'évaluation de la force ont été extraits.

Évaluation de la qualité méthodologique

Afin d'évaluer la qualité méthodologique des études récupérées, nous avons utilisé la liste de vérification du risque de biais COSMIN pour les études sur la reproductibilité et l'erreur de mesure¹³⁴. Nous n'avons pas utilisé les normes huit et neuf qui concernent les scores ordinaux, dichotomiques ou nominaux, car toutes les études dans notre revue systématique présentaient des scores continus. Les deux mêmes examinateurs ont indépendamment évalué sept éléments pour chaque article sélectionné dans cette revue systématique. Tout désaccord entre les examinateurs a été résolu par la discussion. Une note de qualité globale (insuffisante, douteuse, adéquate ou très bonne) a été obtenue en prenant la note la plus basse parmi les sept items (« plus mauvais score »)

Méthodes de synthèse

Bien que les instruments et les méthodes étudiés aient été différents parmi les études incluses, nous avons tenté de catégoriser les valeurs extraites des études de reproductibilité et

d'erreur de mesure test-retest et interévaluateurs. Les valeurs d'erreur de mesure étaient souvent exprimées en unités de mesure (par exemple, N, N·m). Afin de les résumer, nous avons converti les valeurs en pourcentage de MDC ; cela nécessitait au moins des valeurs SEM ou MDC et une valeur de force de base pour effectuer la conversion. La reproductibilité test-retest ou interévaluateurs a été évaluée comme suffisante lorsque l'ICC ou le r de Pearson $\geq 0,70$ ¹³². L'erreur de mesure test-retest ou interévaluateurs a été évaluée comme suffisante lorsque le MDC ou la LoA $\leq 20\%$ ¹³³.

La relation entre les valeurs des résultats (reproductibilité et erreur de mesure test-retest, interévaluateurs) et les méthodes (instruments, mode de contraction, vitesse de contraction, position du genou, stabilisation, nombre de répétitions de familiarisation, nombre de répétitions de test, encouragements verbaux et feedback visuel) a été analysée au moyen d'un test du chi carré. Les résultats ont été considérés comme significatifs à $p \leq 0,05$.

Évaluation de la certitude des résultats

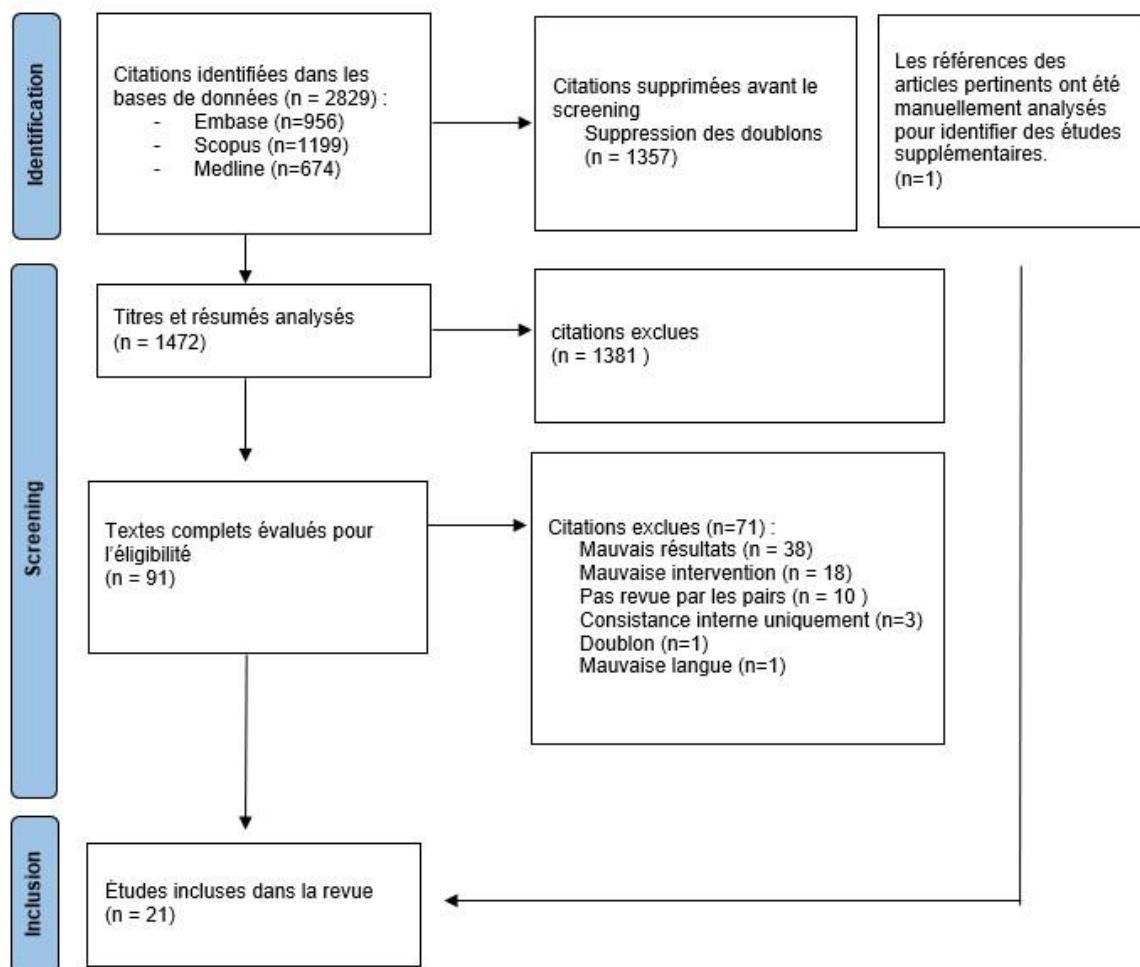
Les principales caractéristiques des instruments inclus ont été résumées pour faciliter la compréhension. Notre résumé s'inspire de l'approche GRADE (Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluation)¹³⁹. Les catégories ont été divisées en fonction des instruments et des modes de contraction. Dans chaque catégorie, nous avons regroupé l'étude, le risque de biais, la proportion de valeurs suffisantes pour la reproductibilité et l'erreur de mesure, la population et la moyenne des valeurs de force.

Résultats

Articles inclus

La recherche documentaire a donné un total de 2829 articles potentiels. Après la suppression des doublons et les deux phases de sélection, 21 articles éligibles ont été inclus, avec un article supplémentaire trouvé à partir de la recherche dans la liste de référence. Tous les détails des étapes sont présentés dans le flowchart PRISMA (figure 12).

FIGURE 1. Flowchart PRISMA



Mauvais résultats : pas de mesure quantitative de la force musculaire des éverseurs n'a été réalisé
Mauvaise intervention : aucun calcul de reproductibilité ou d'erreur de mesure n'a été réalisé

Figure 12. Flowchart (PRISMA)

Caractéristiques des participants des études incluses

L'ensemble des participants de toutes les études incluses ($n = 21$) était de 563. Le nombre moyen de participants par étude était de 27 ± 15 , avec un nombre minimal de 9 participants¹⁴⁰ et un nombre maximal de 60 participants¹⁴¹. Le nombre total de femmes et d'hommes était de 245 (44 %) et 261 (46 %), respectivement. Aucune information sur le genre n'a été donnée dans quatre études (10 % de la population)^{140,142-144}. Six études n'incluaient qu'un seul genre, soit des hommes¹⁴⁵⁻¹⁴⁷ ou des femmes¹⁴⁸⁻¹⁵⁰; les 11 études restantes incluaient les deux genres. L'ensemble des participants adultes (âge moyen entre 18 et 60 ans) était de 467 (83 %), l'ensemble des participants âgés (âge supérieur à 60 ans)¹⁵¹ était de 36 (6 %) et l'ensemble de jeunes participants (âge inférieur à 18 ans) était de 60 (11 %). Dans les études incluses, les participants étaient principalement sains (94 %) et une faible proportion avait une histoire d'ELC (6 %). Les caractéristiques de la population sont présentées dans la figure 13.

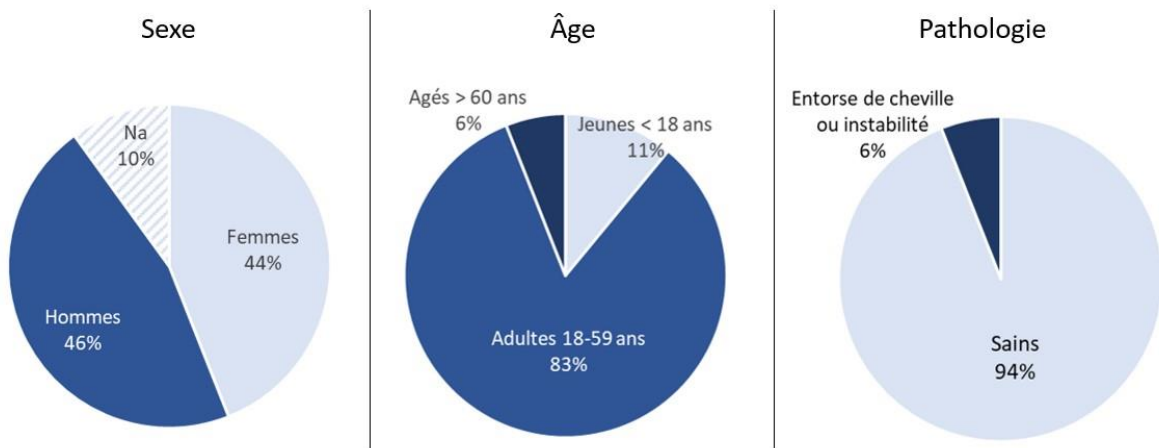


Figure 13. Caractéristiques de la population totale ($n = 563$) des 21 études incluses

Qualité méthodologique.

Sur la base de la checklist COSMIN, toutes les études ont été classées comme ayant une qualité globale adéquate (29 %), douteuse (42 %) ou inadéquate (29 %). Aucun article n'a présenté une très bonne qualité globale. La classification détaillée de la qualité des études est présentée dans le tableau 12.

Caractéristiques des études incluses

Le tableau 13 présente les caractéristiques de chaque étude incluse.

Mode instrument et contraction

Le dynamomètre isocinétique (57 %) a été utilisé pour évaluer la force des éverseurs dans 12 études de cette revue. Le HHD (38 %) a été utilisé pour évaluer la force des éverseurs dans huit études. Une autre méthode non commercialisée (5 %) a également été décrite dans un article. Les détails concernant les outils et les marques utilisés sont disponibles en annexe 3.

Une étude a corrélé les résultats de mesure de force des éverseurs avec le HHD et le dynamomètre isocinétique¹⁵². Les valeurs moyennes mesurées avec le HHD dans trois positions différentes (décubitus dorsal, assis et couché sur le côté) étaient de 6 N·m à 10 N·m, et la valeur moyenne mesurée avec le dynamomètre isocinétique était de 19,9 N·m. La corrélation entre les outils variait avec un $ICC_{3,k} = 0,21-0,43$, ce qui est considéré comme insuffisant ($ICC < 0,70$).

Tableau 12. Qualité du design (COSMIN) des études incluses (n = 21)

Identification de l'étude	Score global ("plus mauvais score")	Q1. Stabilité du patient	Q2. Intervalle de temps	Q3. Condition de mesure similaire	Q4. Administration des mesures	Q5. Attribution du score	Q6. Autres défauts importants	Q7. Méthode statistique pour la reproductibilité	Q7bis. Méthode statistique pour l'erreur de mesure
Gonosova 2018	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Adéquate	Adéquate	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Très bonne
Hébert 2010	Adéquate	Très bonne	NA	Très bonne	Adéquate	Adéquate	Très bonne	Adéquate	Adéquate
Kaminski 2001	Adéquate	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Adéquate	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Très bonne
Spink 2010	Adéquate	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Adéquate	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Très bonne
Tankevicius 2013	Adéquate	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Adéquate	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Très bonne
VanCingel 2009	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Très bonne	Adéquate	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Adéquate
Alfuth 2016	Douteuse	Adéquate	Douteuse	Très bonne	Très bonne	Très bonne	Très bonne	Très bonne	Douteuse
Aydog 2004	Douteuse	Très bonne	Très bonne	Très bonne	Douteuse	Douteuse	Très bonne	Adéquate	Douteuse
Fraser 2017	Douteuse	Adéquate	Très bonne	Adéquate	Douteuse	Douteuse	Très bonne	Très bonne	Très bonne
Kaminski 1995	Douteuse	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Douteuse	Douteuse	Très bonne	Très bonne	Adéquate
McGirr 2014	Douteuse	Adéquate	Douteuse	Adéquate	Adéquate	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Adéquate
Schaeffer 2021	Douteuse	Adéquate	Douteuse	Adéquate	Douteuse	Douteuse	Très bonne	Très bonne	Très bonne
Sekir 2008	Douteuse	Très bonne	Très bonne	Très bonne	Douteuse	Douteuse	Très bonne	Très bonne	Très bonne
Yildiz 2009	Douteuse	Très bonne	Très bonne	Très bonne	Douteuse	Douteuse	Très bonne	Adéquate	Très bonne
Kelln 2008	Douteuse	Douteuse	Douteuse	Adéquate	Douteuse	Douteuse	Très bonne	Très bonne	Adéquate
Amaral De Noronha 2004	Inadéquate	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Douteuse	Douteuse	Très bonne	Adéquate	Inadéquate
Hagen 2015	Inadéquate	Très bonne	Très bonne	Adéquate	Douteuse	Douteuse	Très bonne	Inadéquate	Très bonne
Karnofel 1989	Inadéquate	Adéquate	Douteuse	Très bonne	Douteuse	Douteuse	Douteuse	Douteuse	Inadéquate
Leslie 1990	Inadéquate	Adéquate	Douteuse	Adéquate	Douteuse	Douteuse	Douteuse	Adéquate	Inadéquate
Rose 2008	Inadéquate	Douteuse	Inadéquate	Très bonne	Très bonne	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Adéquate
Simoneau 1990	Inadéquate	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Adéquate	Adéquate	Très bonne	Très bonne	Inadéquate

Score global: très bonne: n=0 (0%), adéquate: n=6 (29%), douteuse: n=9 (42%), inadéquate: n=6 (29%)

Tableau 13. Caractéristiques des études incluses (n = 21) et résultats globaux

Auteur date	population	Instrument et mode de contraction	Reproductibilité (valeurs min-max)	Erreur de mesure (valeurs min-max)	Protocol: a)Familiarisation b)Test c)Enregistrement	Feedback visuel & encouragements verbaux	Position du corps et du pied	Stabilisation	Valeurs de force (min-max)
Alfuth 2016	n _{adult} = 30 sains 12 femmes 18 hommes	HHD poussé (ceinture)	Test-retest ICC 0.60-0.83	/	a)1 sous-max b)3 max (1 min repos/position) c)moyenne	/	Décubitus dorsal, assis, et décubitus latéral Genou tendu Pied nu	Ceinture sur les hanches, les cuisses les tibias	6-11 N·m
Amaral De Noronha 2004	n _{adult} = 11 chevilles pathologiques n _{adult} = 11 chevilles saines	ID conc 120°/s ID conc 30°/s	Test-retest ICC 0.71-0.92	/	a)5 sous-max b)5 rép max (1 min repos btw vitesse c)max	/	Hip 80° Fl Genou fléchi 30°	Velcro strap sur le tronc, tibia, foot	16-25 N·m
Aydog 2004	n _{adult} = 25 sains 14 femmes 11 hommes	ID conc 180°/s ID conc 60°/s	Test-retest ICC 0.88-0.94 Interrater ICC 0.87-0.94	/	a)3 sous-max b)3-4 max (1 min repos btw essais) c)moyenne	Sans VE Avec VF	Assis Genou fléchi Barefoot	Velcro strap sur le tronc, Hanche, pied	10-19 N·m
Fraser 2017	n _{adult} = 24 sains 12 femmes 12 hommes	HHD poussé (manuel)	Test-retest ICC _{2,k} 0.74-0.85 Interrater ICC _{2,k} 0.65-0.83	Test-retest SEM MDC *MDC 31%	a)/ b)1 or 2 max c)max	/	Couché Genou tendu	Manuel sur le tibia	194-234 N
Gonosova 2018	n _{adult} = 20 sains 10 femmes 10 hommes	ID conc 30°/s	Test-retest ICC _{2,1} 0.94	Test retest SEM *MDC 17-25%	a)3 à 5 sous-max b)3 max ("aussi fort et rapide que possible" and 2 min repos/jambe) c)moyenne	Avec VE Avec VF	Assis Hanche 80° Genou fléchi 110°	Velcro strap sur tronc, les hanches, la cuisse et le pied	26 N·m
Hagen 2015	n _{adult} = 21 sains 21 hommes	other	/	Test retest LoA - RMSE - MDC 12-16%	a)session une semaine avant b)3max c)moyenne	Avec VE Avec VF et sans VF	Assis hanche 90° Genou fléchi 90° pied nu	Pied strappé sur un plateau	18-19 N·m

Hébert 2010	n _{adult} = 9 sains	HHD poussé (manuel)	Interrater r _{pearson} 0.72-0.94	Interrater SEM	a)2 sous-max b)2 max avec 1min repos c)moyenne	Avec VE	Supine Genou tendu (5-10°Fl ok)	/	18-20 N·m
Kaminski 1995	n _{adult} = 14 sains 11 femmes 3 hommes	ID conc 90°/s ID exc 90°/s	Test-retest ICC _{2,1} 0.69-0.89	Test-retest SEM *MDC 28-47%	a)3 sous-max – 2 max b)3 max c)moyenne	/	Supine (slight Hanche fléchi) Genou semi fléchi 20°	Strap sur le genou et le pied	85-162 N·m
Kaminski 2001	n _{adult} = 35 sains 16 femmes 19 hommes	ID conc 120°/s ID conc 30°/s	Test-retest ICC 0.54-0.92	Test-retest SEM *MDC 24-67%	a)5 sous-max b)5 à 10max avec 1 min repos c)max	Avec VE Avec VF	Assis hanche 45° Genou fléchi 45°	Velcro strap sur la cuisse	17-32 N·m
Karnofel 1989	n _{adult} = 41 sains 17 femmes 24 hommes	ID conc 120°/s ID conc 60°/s	Test-retest r _{pearson} 0.78-0.89	/	a)3 sous-max – 3 max b)6 max (“aussi fort et rapide que possible”) c)moyenne	Sans VE Sans VF	Assis Genou semi fléchi 15°	Velcro strap sur la cuisse et le pied	7-12 ft·lb (9-16 N·m)
Kelln 2008	n _{adult} = 20 sains 11 femmes 9 hommes	HHD poussé (manuel)	Test-retest ICC _{2,1} 0.86-0.92 Interrater ICC _{2,k} 0.84	Test retest SEM *MDC 1-8% Interrater SEM *MDC 7%	a)/ b)3 max c)pas clairs	/	Décubitus dorsal Genou tendu	Manuel sur le tibia	20-22 kg
Leslie 1990	n _{adult} = 16 sains 16 femmes	ID conc 120°/s ID conc 30°/s	Test-retest 9 to 14 subjects r _{pearson} >0.70	/	a)3 sous-max – 3 max b)5 max c)max	/		Strap sur la cuisse et le pied	11-23 N·m
McGirr 2014	n _{adult} = 16 sains 16 femmes	HHD poussé tiré (manuel et ceinture)	Test-retest ICC _{2,1} 0.73-0.86	Test-retest LoA 17-25%	a)/ b)3 max c)pas clairs	/	Décubitus latéral Hanche 20° de flexion	Participant s'accroche nt aux côtés de la table	228-294 N
Rose 2008	n _{adult} = 60 sains 30 femmes 30 hommes	HHD poussé (manuel)	(tous les muscles) Test-retest ICC _{2,1} 0.90-0.94 Interrater ICC _{2,2} 0.85-0.94	(tous les muscles) Test-retest SEM Interrater SEM	a)pratique jusqu'à la sensation du mvmt correct b)3 max c)moyenne	Avec VE	Assis Genou tendu	Manuel sur la jambe	24-54 N

Schaeffer 2021	n _{adult} = 17 sains	HHD poussé (manuel)	Test-retest ICC _{3,1} 0.23 Interrater ICC _{3,1} 0.54-0.62	Test retest SEM *MDC 27% Interrater SEM *MDC 11-16%	a)/ b)3 max (“aussi fort que vous pouvez”) c)max	Avec VE	Décubitus dorsal Genou tendu	Participant s tiennent un plint	130 N 0.23 N/N
Sekir 2008	n _{adult} = 24 pathologiques 24 hommes	ID conc 120°/s ID exc 120°/s	Test-retest ICC ₁ 0.86-0.96	Test-retest SEM *MDC 9-13%	a)10 min warm-up + 3 sous-max b)5 max c)/	Avec VE	Décubitus dorsal Genou fléchi 80- 110° Pied avec chaussure	Strap ou ceinture sur tronc, jambe, pied	15-25 N·m
Simoneau 1990	n _{adult} = 29 sains 29 femmes	ID conc 120°/s ID conc 60°/s	Test-retest ICC _{1,1} 0.83-0.87	/	a)une session pratique avant 4 sous-max – 2 max b)5 max “donner l’effort maximum” c) moyenne	/	Assis Genou fléchi 55° Chaussure de course	Velcro strap sur tronc, bas de la jambe et pied	12-17 N·m
Spink 2010	n _{adult} = 36 n _{old} = 36 sains 17 femmes 19 hommes	HHD poussé (manuel)	Test-retest ICC _{3,1} 0.78-0.88 Interrater ICC _{3,1} 0.77-0.86	Test-retest SEM *MDC 27-41% Interrater SEM *MDC 32-37%	a)mvt montrer passivement b)3 max c)/	/	Décubitus dorsal Genou tendu	Manuel sur le bas de la jambe	123-157 N
Tankevicius 2013	n _{adult} = 20 sains	ID isom	Test-retest ICC _{2,1} 0.87-0.95	Test-retest SEM *MDC 11-20%	a)5 min bicycle and 6 sous-max b)2 max (10 s entre les mvts and 30 s entre les positions) c)pas clairs	Avec VF	Semi-assis Genou tendu Pied avec chaussure	Strap sur la poitrine, cuisse et pied	30-38 N·m
VanCingel 2009	n _{adult} = 30 sains 15 femmes 15 hommes	ID conc 120°/s ID conc 30°/s	Test-retest ICC _{two way mixed model} 0.53-0.97	Test-retest SEM *MDC 34-74%	a)5 min bicycle, 3 sous- max and 3 max b)3 rép of 3 max (“Aussi fort et rapide que possible” and 30s entre rep 5 min entre les vitesses c)max and moyenne	Sans VE Sans VF	Assis Genou fléchi 10° Fine chaussure de sport	Strap sur le tronc, la cuisse, le pied	18-30 N·m

Yildiz 2009	n _{adult} = 20 sains 20 hommes	ID conc 120°/s ID exc 120°/s	Test-retest ICC 0.86-0.89	Test-retest SEM *MDC 11-17%	a)10 min échauffement + 3 sous-max b)5 max c)max	Avec VE	Décubitus dorsal Genou fléchi 80- 110° Pied avec chaussures	Strap ou ceinture sur tronc, jambe, pied	15-25 N·m
-------------	---	---------------------------------------	------------------------------	--------------------------------	---	---------	---	--	--------------

ID: dynamomètre isocinétique; HHD: dynamomètre manuel; conc: concentrique; exc: excentrique; isom: isométrique; mvt: mouvements; max: maximal; inv: inversion; ev: éversion; DF: dorsiflexion; VE: encouragements verbaux; VF: visual feedback ; rép: répétitions ; LoA : Limite d'agrément ; RMSE : root mean square error

*MDC: Changement minimal détectable, valeurs calculées en pourcentage. See details in **annexe 4**

Protocole

L'échauffement ou la familiarisation ont été décrits dans 17 études, mais aucune information n'a été donnée dans quatre études. L'échauffement était composé de vélo et d'étirements pour le dynamomètre isocinétique^{142,146,147,153}. Aucun échauffement n'a été décrit pour la mesure HHD. La familiarisation pour le dynamomètre isocinétique était composée de trois à cinq répétitions sous-maximales, et cinq articles rapportaient également de deux à trois répétitions maximales^{148,150,153-155}. La familiarisation pour l'évaluation avec le HHD était composée d'une à deux répétitions sous-maximales^{140,141,152}. Finalement, à des fins de familiarisation, deux études ont réalisé une séance d'entraînement avant la séance de test^{145,150}.

Les tests d'évaluation de la force consistaient à réaliser entre deux et six répétitions maximales pour le dynamomètre isocinétique et le HHD. Une seule étude a réalisé dix répétitions maximales avec un dynamomètre isocinétique en mode concentrique à 120°/s¹⁵⁶, et une étude a réalisé une répétition maximale avec HHD¹⁵⁷. Le temps de repos habituel rapporté dans cinq études était de une à cinq minutes entre les différentes vitesses^{142,150,153,156} pour le dynamomètre isocinétique ou entre différentes positions¹⁵² pour le HHD.

Les instructions données au patient n'étaient pas toujours décrites, mais lorsqu'elles l'étaient, elles stipulaient : « aussi fort et aussi vite que possible »^{131,153,154}. Des encouragements verbaux ont été donnés dans neuf études^{131,140,141,144-147,156,158}, non fournies aux volontaires dans trois études^{153,154,159} et non rapportées dans les neuf études restantes. Un retour visuel a été fourni dans cinq études^{131,143,145,156,159}, n'a pas été fourni dans deux études^{153,154} et aucune information n'a été donnée dans les 14 études restantes.

Les deux principales positions utilisées pour évaluer la force des éverseurs étaient la position assise et le décubitus dorsal. La position de décubitus latéral a également été utilisée dans deux articles avec un HHD^{149,152}. Le genou était tendu dans les huit études évaluant la

force des éverseurs avec HHD^{119,140,141,144,149,152,157,158}. En revanche, le genou était tendu ou légèrement fléchi (égal ou inférieur à 20°) dans seulement quatre études évaluant la force des éverseurs avec un dynamomètre isocinétique^{143,153-155}. Dans les huit autres études évaluant la force musculaire des éverseurs avec un dynamomètre isocinétique^{131,142,146-148,150,156,159} le genou était fléchi.

Dans les 12 études utilisant un dynamomètre isocinétique, le membre inférieur (cuisse ou jambe) était stabilisé. Seules trois études ont en outre stabilisé le tronc avec des sangles Velcro avec dynamomètre isocinétique^{142,150,159}. Dans les huit études utilisant le HHD, les patients ont été stabilisés manuellement dans quatre études^{119,141,157,158}, stabilisées avec une ceinture dans une étude¹⁵² ou autostabilisée dans une étude¹⁴⁴. Aucune information sur la stabilisation n'a été donnée dans les deux études restantes.

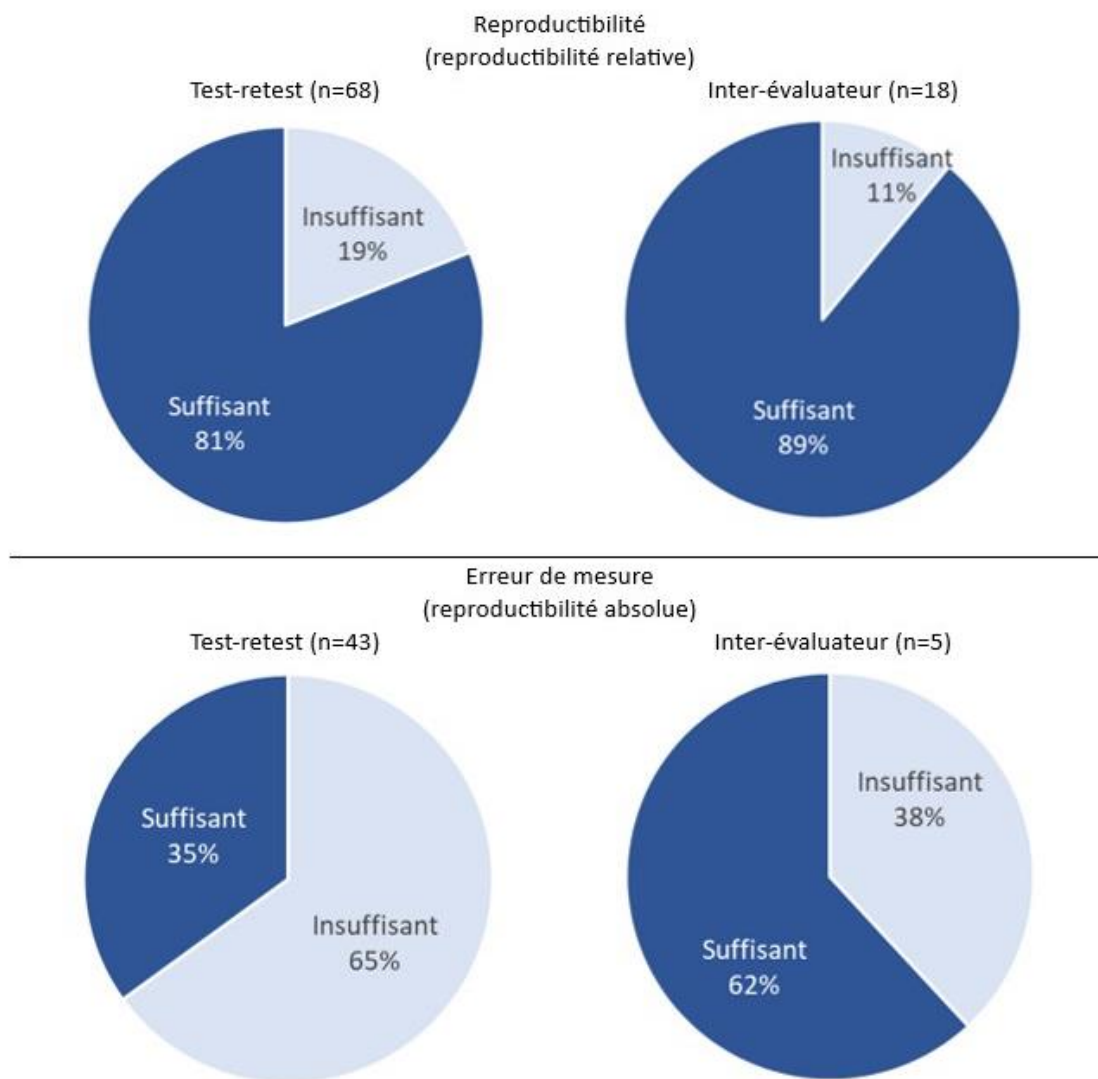
Reproductibilité et erreur de mesure globale pour l'évaluation de la force des éverseurs

Parmi les 21 études, 17 études^{119,131,141-144,146,147,149,150,152,153,155-159} ont calculé l'ICC alors que trois études^{140,148,154} ont calculé une corrélation de Pearson et une étude¹⁴⁵ n'a calculé aucun de ces indices. Concernant l'erreur de mesure, neuf études^{119,131,140,141,144,146,153,155,156} ont calculé un indice SEM, deux études^{145,158} ont calculé un indice MDC et deux études^{143,157} ont calculé à la fois un indice SEM et MDC. Une étude¹⁴⁹ a calculé la LoA et une étude¹⁴⁵ a calculé à la fois la LoA et la MDC. Cependant, un total de six études n'ont fourni aucune information concernant l'erreur de mesure.

Un total de 68 valeurs de reproductibilité test-retest et un total de 18 valeurs de reproductibilité inter-évaluateurs ont été extraites parmi 20 études qui calculaient l'indice de corrélation ICC ou Pearson r . Un total de 55 valeurs (81 %) présentaient une reproductibilité test-retest suffisante (ICC ou $r \geq 0,70$) alors qu'un total de 13 valeurs (19 %) présentaient une reproductibilité test-retest insuffisante (ICC ou $r < 0,70$). Un total de 16 valeurs (89 %) présentaient une reproductibilité inter-évaluateur suffisante (ICC ou $r \geq 0,70$) tandis qu'un total de deux valeurs (11 %) présentaient une reproductibilité inter-évaluateur insuffisante (ICC ou $r < 0,70$). Un résumé de la reproductibilité globale est présenté dans la figure 8. Les détails sur les valeurs extraites sont disponibles dans l'annexe 4.

Un total de 43 valeurs d'erreur de mesure test-retest et un total de cinq valeurs d'erreur de mesure inter-évaluateur ont été extraites des 13 études où nous avons pu obtenir le pourcentage de MDC ou où le pourcentage de LoA a été donné. Nous avons calculé le pourcentage de MDC lorsque cela était possible, si les informations nécessaires étaient fournies (valeur de base, SEM ou MDC) dans les articles. Cela n'a pas été possible dans deux études^{140,141}. Un total de 15 valeurs (35 %) présentaient une erreur de mesure test-retest suffisante (MDC ou $LoA \leq 20$ %) alors qu'un total de 28 valeurs (65 %) présentaient une erreur

de mesure test-retest insuffisante (MDC ou LoA > 20 %). Un total de trois valeurs (60 %) présentait une erreur de mesure inter-évaluateur suffisante (MDC ou LoA ≤ 20 %) et un total de deux valeurs (40 %) présentait une erreur de mesure inter-évaluateur insuffisante (MDC ou LoA > 20 %). Un résumé de l'erreur de mesure globale est présenté à la figure 8. Les détails des valeurs extraites sont fournis à l'annexe 5.



Légende : pour la reproductibilité, les valeurs étaient suffisantes quand l'ICC ou $r \geq 0,70$ et insuffisante quand l'ICC ou $r < 0,70$. Pour l'erreur de mesure, les valeurs étaient suffisantes quand le MDC ou le LoA $\leq 20\%$ et insuffisantes quand le MDC ou le LoA $> 20\%$.

n: nombre de valeurs analysées ; ICC: coefficient de corrélation intraclass; r: corrélation de Pearson ; MDC: changement minimal détectable ; LoA: limite d'agrément.

Figure 14. Proportion des valeurs suffisantes (vs insuffisantes) de la reproductibilité et de l'erreur de mesure extraites d'une partie des études incluses

Influence de l'instrument et du protocole sur la fiabilité et l'erreur de mesure.

Le tableau 14 présente les paramètres du protocole qui pourraient avoir un impact sur la reproductibilité et l'erreur de mesure. Le type d'instrument, la position du genou, le nombre de répétitions de familiarisation, le nombre de répétitions de test et le feedback visuel n'ont pas eu d'impact significatif sur la reproductibilité test-retest, l'erreur de mesure test-retest et la reproductibilité inter-évaluateurs. L'erreur de mesure inter-évaluateurs n'a pas été présentée, car trop peu de valeurs ont été extraites pour la calculer. La proportion de valeurs d'erreur de mesure test-retest suffisantes (définies comme $MDC \leq 20\%$) était significativement différente selon le mode de contraction ($p < 0,01$). Le mode isométrique présentait la plus grande proportion de valeurs suffisantes (63 %) et le mode concentrique présentait la plus faible proportion de valeurs suffisantes (13 %). La stabilisation de la jambe n'a pas eu d'impact sur la reproductibilité test-retest et l'erreur de mesure, mais la proportion de valeurs de reproductibilité inter-évaluateurs suffisantes était significativement plus faible lorsque la jambe était autostabilisée (0 %) par rapport à la ceinture (80 %) ou à la stabilisation manuelle (100 %). Enfin, la proportion de valeurs d'erreur de mesure suffisante était significativement plus élevée lorsque des encouragements verbaux étaient donnés (48 % contre 0 % $p = 0,02$).

Tableau 14. Influence du protocole sur la suffisance (vs insuffisance) du score de reproductibilité et de l'erreur de mesure pour l'évaluation de la force musculaire des éverseurs

	Reproductibilité Test-retest			Erreur de mesure Test-retest			Reproductibilité Inter-évaluateur		
	Valeurs totales	Score suffisant	<i>p</i>	Valeurs totales	Score suffisant	<i>p</i>	Valeurs totales	Score suffisant	<i>p</i>
Instrument									
ID	42	81%		30	27%		4	100%	
HHD	26	81%		11	46%		14	71%	
Other	/	/	0,99	2	100%	0,08	/	/	0,23
Mode de contraction									
Isométrique	29	83%		16	63%		14	71%	
Concentrique	35	77%		23	13%	0,005	4	100%	
Excentrique	4	100%	0,51	4	50%	**	/	/	0,23
Vitesse de contraction									
0°/s	29	83%		16	63%		14	71%	
30°/s	13	62%	0,40	11	9%	0,01*	/	/	0,69

60°/s	4	100%	/	/		2	100%	
90°/s	4	75%	4	0%		/	/	
120°/s	16	88%	12	33%		1	100%	
180°/s	2	100%	/			1	100%	
Position du genou								
Fléchie	27	85%	17	41%		5	100%	
Tendue (ou légèrement fléchie)	41	78%	0,46	26	31%	0,48	13	69%
Stabilisation de la jambe								
Avec une ceinture	47	77%		30	27%		10	80%
Manuellement	13	92%		6	50%		6	100%
Auto-stabilisation	5	80%	0,46	7	57%	0,22	2	0%
Nombre de répétitions de familiarisation								
Moins de trois	10	70%		/	/		6	67%
Trois ou plus	42	81%	0,81	30	27%	/	4	100%
Nombre de répétitions de test								
Moins de trois	11	91%		4	75%		2	100%
Trois ou plus	57	79%	0,36	39	31%	0,08	16	75%
Encouragements verbaux								
Oui	24	79%		21	48%		4	33%
Non	10	70%	0,57	8	0%	0,02*	3	100%
Feedback Visuel								
Oui	14	71%		12	17%		2	100%
Non	14	79%	0,66	9	11%	0,72	2	100%

La reproductibilité est considérée comme suffisante quand l'ICC or $r \geq 0.70$. L'erreur de mesure est considérée suffisante quand le MDC or la LoA $\leq 20\%$. ICC: coefficient de corrélation intraclasse ; r : coefficient de corrélation de Pearson; MDC: changement minimal détectable ; LoA: limite d'agrément. Les valeurs totales représentent le nombre de valeurs extraites et analysées. (Toutes les valeurs sont disponibles en **annexe 4** pour la reproductibilité et en **annexe 5** pour l'erreur de mesure)

La reproductibilité et l'erreur de mesure suffisante ont été analysées avec un test de chi-carré.

* $p < 0.05$

** $p < 0.01$

Tableau récapitulatif inspiré de GRADE

Le tableau 15 résume la reproductibilité et l'erreur de mesure pour évaluer la force musculaire des éverseurs en fonction de l'instrument, du mode de contraction et de la vitesse. Le HHD, dynamomètre isocinétique en mode concentrique à 120°/s et dynamomètre isocinétique en mode concentrique à 30°/s ont été les plus étudiés pour la reproductibilité et l'erreur de mesure. Le dynamomètre isocinétique en mode isométrique et le dynamomètre isocinétique en mode excentrique à 120°/s ont atteint 100 % pour des valeurs de reproductibilité et des valeurs d'erreur de mesure suffisante ; cependant, la qualité des études en mode excentrique à 120°/s n'était que douteuse ou insuffisante, alors que la qualité était suffisante pour le dynamomètre isocinétique en mode isométrique.

Tableau 15. Résumé des outils et méthodes utilisés pour mesurer la force musculaire des éverseurs

Outils et mode de contraction	Références	Design Risque de biais	Résultats de la reproductibilité		Résultats de l'erreur de mesure		Population	Valeurs (moyenne ± sd) ^b
			n	Suffisant	n	Suffisante		
ID conc 180°/s	Aydog 2004	Douteuse (1)	3	100 %	/	/	25 sains	11 ± 2 N·m
ID conc 120°/s	Amaral De Noronha 2004, Kaminski 2001, Karnofel 1989, Leslie 1990, Sekir 2008, Simoneau 1990, VanCingel 2009, Yildiz 2009	Adéquate (2) Douteuse (1) Inadéquate (4)	15	80 %	10	20 %	182 sains 35 traumas	19 ± 5 N·m 17 ± 2 N·m
ID exc 120°/s	Sekir 2008, Yildiz 2009	Douteuse (1) Inadéquate (1)	2	100 %	2	100 %	20 sains 24 traumas	25 N·m 25 N·m
ID conc 90°/s	Kaminski 1995	Douteuse (1)	2	50 %	2	0 %	28 sains	95 ± 14 N·m
ID exc 90°/s	Kaminski 1995	Douteuse (1)	2	100 %	2	0 %	28 sains	143 ± 10 N·m
ID conc 60°/s	Aydog 2004, Karnofel 1989, Simoneau 1990	Douteuse (1) Inadéquate (2)	6	100 %	/	/	95 sains	16 ± 2 N·m
ID conc 30°/s	Amaral de Noronha 2004, Gonosova 2018, Kaminski 2001, Leslie 1990, Van Cingel 2009	Adéquate (3) Inadéquate (2)	13	46 %	11	9 %	112 sains 11 trauma	26 ± 4 N·m 25 N·m
ID isom	Tankevicius 2013	Adéquate (1)	3	100 %	3	100 %	20 sains	34 ± 4 N·m
HHD belt	Alfuth 2016, Mc Girr 2014	Douteuse (2)	14	64 %	2	50 %	46 sains	7 ± 2 N·m 261 ± 46 N
HHD manual	Fraser 2017, Hébert 2010, Kelln 2008, Mc Girr 2014, Rose 2008, Schaeffer 2021, Spink 2010	Adéquate (1) Douteuse (5) Inadéquate (1)	25	84 %	14	50 %	162 sains	19 ± 1 N·m 190 ± 54 N
Autre isom	Hagen 2015	Douteuse (1)	/	/	2	100 %	21 sains	18 ± 1 N·m

ID: dynamomètre isocinétique, HHD: dynamomètre manuel, conc: concentrique, exc: excentrique, isom: isométrique.

(x): nombre d'études.

n: nombre de valeurs (les détails sont disponibles dans l'annexe 4 pour les valeurs de reproductibilité et dans l'annexe 5 pour les valeurs d'erreur de mesure)

La reproductibilité est considérée suffisante quand l'ICC ou $r \geq 0,70$ et l'erreur de mesure est considérée comme suffisante quand le MDC ou la LoA $\leq 20 \%$.

^b: Les détails des valeurs de force sont disponibles dans l'annexe 6

Discussion

À notre connaissance, il s'agit de la première revue systématique sur la reproductibilité et l'erreur de mesure de l'ensemble des instruments et des méthodes utilisés pour évaluer la force musculaire des éverseurs de la cheville. Les résultats de cette étude devraient aider les cliniciens à prendre des décisions éclairées concernant l'évaluation de la force musculaire des éverseurs. Les patients avec un antécédent d'ELC ou la présence d'une CAI sont les principales pathologies où les cliniciens considèrent la force musculaire des éverseurs dans une prise en charge multifactorielle^{47,61}. Notre revue systématique confirme l'intérêt de l'évaluation de la force des éverseurs dans les populations avec un antécédent d'ELC, avec deux études (7 %) qui se concentraient sur cette population pathologique^{142,146}. Aucune autre condition pathologique n'a été étudiée parmi les 21 études recensées dans cette revue.

Deux indices pour des études de reproductibilité de haute qualité

Les indices de reproductibilité et d'erreur de mesure sont complémentaires

La qualité globale était inadéquate pour six études (29 %) dans notre revue. Cette proportion (près d'un tiers des études) s'explique principalement par l'absence d'au moins une mesure statistique. Une étude n'a pas calculé la reproductibilité avec un ICC ou une corrélation de Pearson r ¹⁴⁵ et quatre études^{142,148,150,154} n'ont pas calculé l'erreur de mesure avec SEM, MDC ou LoA. Ces deux types d'indices, l'un pour la reproductibilité et l'autre pour l'erreur de mesure sont nécessaires pour déterminer si un instrument et ses méthodes sont fiables. La reproductibilité (reproductibilité relative) est une indication de la façon dont un instrument et la méthode associée sont capables de distinguer les scores entre les patients, tandis que l'erreur de mesure (reproductibilité absolue) est une indication de la proximité des scores de mesures répétées chez les patients stables¹³⁴. En d'autres termes, bien que les valeurs d'ICC ou de corrélation de Pearson r soient des indicateurs de reproductibilité relative, elles n'indiquent pas l'ampleur de l'erreur¹³³. Même si un instrument a une bonne reproductibilité relative, la

reproductibilité absolue peut être insuffisante. Par exemple, dans notre revue systématique, une grande partie des résultats présentaient une reproductibilité test-retest (81 %) et inter-évaluateurs (89 %) suffisants pour l'évaluation de la force des éverseurs (r ou $ICC \geq 0,70$). Cependant, l'erreur de mesure test-retest et inter-évaluateur était suffisante (MDC ou $LoA \leq 20\%$) dans seulement 35 % et 60 %, respectivement, des valeurs extraites.

Reproductibilité et interprétation des erreurs de mesure.

Dans notre revue nous avons limité l'interprétation à suffisante (ICC ou $r \geq 0,70$) et insuffisante selon les recommandations de Prinsen et al ¹³². Cependant, cette classification doit être interprétée avec prudence, car certains auteurs classent la reproductibilité relative de faible à excellente avec trois¹⁶⁰, quatre¹⁶¹ ou cinq¹⁶² catégories. Ensuite, l'erreur de mesure était considérée comme suffisante lorsque le score MDC ou $LoA \leq 20\%$ selon l'article de Dvir ¹³³. Un seul article de notre revue a également considéré que l'erreur de mesure était convenable lorsque le MDC ou $LoA \leq 20\%$ ¹⁴⁵ pour évaluation de la force musculaire, mais aucun autre article n'a fait une interprétation claire de cet indice. Cependant, cet indice pourrait aider les cliniciens en pratique quotidienne à déterminer une méthode d'évaluation précise, puis à interpréter les résultats de leur patient, même si une part de subjectivité est inévitable.

Protocole pour évaluer la force musculaire des éverseurs

Instruments, mode de contraction et vitesse de contraction

Comme attendu, le dynamomètre isocinétique (57 %) et le HHD (38 %) étaient les principaux outils considérés pour l'évaluation de la force des éverseurs. Le type d'instrument (dynamomètre isocinétique ou HHD) n'a pas d'impact sur la reproductibilité et l'erreur de mesure des études. Cependant, la proportion d'erreurs de mesure suffisante est significativement différente ($p = 0,005$) selon le mode de contraction : isométrique (63 %) ; excentrique (50 %) et concentrique (13 %). En d'autres termes, la méthode du mode de contraction isométrique présente la proportion la plus élevée d'erreurs de mesure suffisante (MDC ou $LoA \leq 20\%$). Par

ailleurs, bien que les dynamomètres isocinétiques en concentrique à 30°/s et à 120°/s soient les plus étudiés^{142,146-148,150,153,154,156} certains auteurs rapportent des difficultés et des inconforts ressentis par les sujets et cela pourrait conduire à des résultats non pertinents avec le mode excentrique et concentrique à 30°/s ou 120°/s^{131,163}. Par conséquent, il semble actuellement plus reproductible de mesurer la force des éverseurs en mode isométrique, ce qui est possible avec le HHD et le dynamomètre isocinétique. Cependant, aucun des outils ne doit être utilisé de manière interchangeable, car les mesures ne sont pas équivalentes¹⁵².

Position des jambes

La position de la jambe n'a pas d'impact sur la reproductibilité et l'erreur de mesure dans l'évaluation de la force musculaire des éverseurs. La position de la jambe avec HHD est toujours allongée alors qu'elle est généralement fléchie avec un dynamomètre isocinétique. La jambe fléchie avec dynamomètre isocinétique pourrait également être recommandée pour le confort du patient¹⁶⁴. Cependant, dans un contexte d'ELC ou de CAI, il semble plus pertinent d'évaluer la force musculaire des éverseurs avec la jambe en extension, car l'ELC survient généralement «peu après le contact initial de l'arrière-pied pendant la marche ou l'atterrissage après un saut»²¹, et la position de la jambe est généralement allongée à ce moment. Par ailleurs, la jambe en position fléchie pourrait impliquer une compensation de la force musculaire des ischio-jambiers et la jambe en extension pourrait impliquer une compensation de la force de la hanche, et par conséquent augmenter la force des éverseurs¹⁶⁴. Donc la stabilisation est également une partie importante du protocole pour les deux positions afin de limiter l'impact sur la validité des valeurs de force musculaire.

Stabilisation des jambes

La plupart des études de cette revue décrivaient une stabilisation manuelle de la jambe, avec une ceinture, une sangle ou une auto-stabilisation. Bien que le type de stabilisation n'ait pas d'impact significatif sur la reproductibilité test-retest et l'erreur de mesure, il a un impact

significatif sur la reproductibilité inter-évaluateur ($p = 0,01$). Même si nos résultats ne montrent pas l'impact de la stabilisation sur tous les types de reproductibilité, la stabilisation du corps évite les mouvements inutiles et la participation d'autres muscles que ceux ciblés¹⁶⁵. Par conséquent, une stabilisation externe semble être nécessaire pour obtenir des valeurs fiables.

Nombre de répétitions pour la familiarisation et pour le test

Le nombre de répétitions pour la familiarisation et pour les tests n'a pas d'impact significatif sur la reproductibilité et l'erreur de mesure. Trois à cinq répétitions maximales sont les choix les plus courants pour les tests de force des éverseurs, cependant, le protocole de familiarisation est plus variable. Premièrement, seuls cinq articles comprenaient un essai maximal de familiarisation^{148,150,153-155}. Cependant, au moins une familiarisation avec le protocole maximal complet semble être nécessaire pour éviter l'effet d'amélioration basé sur la pratique¹⁶⁶. Ensuite, le dynamomètre isocinétique comprend plus de répétitions de familiarisation et de test que le HHD. Il faut probablement plus de temps pour comprendre les mouvements complexes (par exemple, concentriques et excentriques) lors de l'utilisation d'un dynamomètre isocinétique par rapport au HHD qui évalue uniquement les mouvements isométriques.

Encouragements verbaux et visuels

Les encouragements verbaux lors de l'évaluation de la force des éverseurs ont eu un impact positif sur l'erreur de mesure ($p = 0,02$) dans nos résultats. En d'autres termes, avec les encouragements verbaux moins d'erreur de mesure est rapportée que sans encouragements verbaux dans notre revue. D'autres auteurs ont également identifié un score de reproductibilité plus élevé lors des tests d'endurance avec encouragements verbaux¹⁶⁷. Par conséquent, il semble nécessaire d'intégrer des encouragements verbaux standardisés lors de la mesure de la force musculaire des éverseurs pour augmenter la reproductibilité. En revanche, le feedback visuel n'a pas d'impact sur la reproductibilité test-retest, l'erreur de mesure et la reproductibilité

inter-évaluateurs. Cependant, les valeurs de la force musculaire des éverseurs pouvaient être 5 % plus élevées avec le feedback visuel¹⁴⁵. De plus, les encouragements verbaux et les feedbacks visuels sont généralement associés au développement d'une plus grande quantité de force musculaire chez les volontaires¹⁶⁸. Par conséquent, les encouragements verbaux et des feedbacks visuels sont nécessaires lorsque l'objectif est d'obtenir la meilleure valeur de force musculaire des éverseurs qu'un volontaire est capable de produire.

Valeurs normatives de la force musculaire des éverseurs

Valeurs de force musculaire extrêmes causées par les instruments et les méthodes

La reproductibilité et l'erreur de mesure sont des conditions préalables à l'utilisation d'une méthode, mais les valeurs normatives de chaque méthode sont nécessaires pour aider les chercheurs et les cliniciens à guider leur évaluation et leur interprétation. Deux articles de notre revue ont enregistré des valeurs extrêmes de force musculaire des éverseurs faibles (6-11 N·m)¹⁵² et élevées (85-162 N·m)¹⁵⁵. Ces résultats sont surprenants et pourraient s'expliquer par des aspects méthodologiques. Par exemple, Alfuth et al. a mesuré des valeurs de force musculaire des éverseurs avec le HHD en Newton·mètre. Le bras de levier a été défini comme la distance entre la tête du cinquième métatarsien et le cuboïde¹⁵², ce qui sous-estimait probablement la longueur réelle du bras de levier et pourrait donc être une explication des faibles valeurs de force musculaire des éverseurs. Un seul autre article de notre revue utilisant le HHD exprimait des valeurs en Newton·mètre¹⁴⁰, mais la définition du bras de levier n'était pas fournie. Une plus grande standardisation de la distance du bras de levier semble être nécessaire dans les études futures. En revanche, les valeurs élevées obtenues avec un dynamomètre isocinétique¹⁵⁵ s'expliquent par un outil d'évaluation invalide¹⁵⁶. Ces exemples montrent comment les choix d'instruments et de méthodes peuvent avoir un impact sur l'évaluation de la force musculaire des éverseurs.

Un manque de valeurs normatives

Dans la majorité des études incluses dans cette revue, les valeurs de force musculaire des éverseurs varient approximativement entre 16 et 34 N·m dans une population en bonne santé. Dans la littérature, les valeurs normatives de la force des éverseurs varient approximativement de 24 à 28 N·m en mode concentrique à 30°/s, de 21 N·m à 24 N·m en mode concentrique à 60°/s, et de 18 à 20 N·m en mode concentrique à 120°/s^{169,170}. Ces valeurs ont été établies avant 1990 et nous ne connaissons pas les valeurs normatives de la force musculaire des éverseurs pour le mode excentrique ou pour le mode isométrique avec dynamomètre isocinétique et le HHD. D'autres études sont nécessaires sur des populations saines et des populations avec antécédent d'ELC et avec une CAI afin d'établir des valeurs normatives pour chaque évaluation possible de la force des éverseurs.

Limites

Premièrement, les résultats pour les populations avec une CAI doivent être interprétés avec prudence, car les études qui incluaient cette population ont été réalisées avant 2013 et les lignes directrices claires pour catégoriser cette population n'étaient pas encore disponibles³¹. Ensuite, la qualité des études incluses dans notre analyse était adéquate, mais certaines étaient aussi douteuses ou inadéquates, car le protocole en aveugle n'était pas toujours décrit et le temps entre les séances était parfois trop court. Pour rester vraiment en aveugle, l'évaluateur doit être différent de celui qui encode les scores¹⁵². Cependant, cela nécessite deux personnes différentes et ce n'est pas toujours possible. Ensuite, lorsque l'intervalle de temps était inférieur à une semaine, des douleurs et une fatigue spécifique peuvent avoir influencées les résultats de la deuxième session¹⁷¹. La qualité des futures études de reproductibilité et d'erreur de mesure pourrait être améliorée en contrôlant ces paramètres. Enfin, cette revue systématique a été limitée aux articles avec texte intégral publié en anglais ou en français, ce qui a pu entraîner une perte de littérature et un biais potentiel.

Applications pratiques

Actuellement, le moyen le plus reproductible pour mesurer la force musculaire des éverseurs semble être en mode isométrique avec un dynamomètre isocinétique ou avec le HHD. La reproductibilité des mesures de la force musculaire des éverseurs avec dynamomètre isocinétique à 120°/s et à 30°/s reste à confirmer pour faire les bons choix en recherche et en pratique.

Un protocole standardisé doit être envisagé pour évaluer la force musculaire des éverseurs. Les encouragements verbaux et les systèmes de stabilisation (ceintures, sangles ou manuelle) de la jambe sont des facteurs nécessaires pour obtenir des valeurs de force musculaire des éverseurs reproductibles. Le feedback visuel n'impacte pas la reproductibilité, mais permet d'obtenir de meilleures valeurs de force musculaire. Le nombre de répétitions pour la familiarisation et pour le test n'a pas d'impact sur la reproductibilité, mais généralement plus de répétitions sont effectuées pour l'évaluation de la force musculaire des éverseurs avec un dynamomètre isocinétique.

Conclusion

La force musculaire des éverseurs est principalement évaluée en mode concentrique à 120°/s et à 30°/s avec un dynamomètre isocinétique dans la littérature. Cependant, le mode isométrique est actuellement la mesure la plus reproductible. La force musculaire des éverseurs isométrique peut être évaluée avec un dynamomètre isocinétique ou un HHD, mais les deux outils ne peuvent pas être utilisés de manière interchangeable. Des encouragements verbaux et une stabilisation manuelle ou via une sangle de la jambe sont nécessaires pour obtenir des valeurs reproductibles de la force musculaire des éverseurs. Des études supplémentaires sont nécessaires pour confirmer la reproductibilité des autres mesures, mais aussi pour déterminer les valeurs normatives de chaque instrument et mode de contraction.

Synthèse du chapitre 2

- Le dynamomètre isocinétique et le dynamomètre manuel (HHD) sont les outils quantitatifs les plus étudiés dans la littérature. Un seul outil supplémentaire non commercialisé apparaît dans la littérature pour l'évaluation isométrique des éverseurs.
- L'évaluation isométrique des éverseurs semble être actuellement la mesure la plus reproductible, avec 83 % des valeurs extraites qui présentent une reproductibilité relative suffisante (ICC ou $r \geq 0,70$) et 63 % des valeurs extraites qui présentent une reproductibilité absolue suffisante (MDC ou $LoA \leq 20 \%$).
- L'évaluation excentrique des éverseurs semble être également plus reproductible que l'évaluation concentrique. D'autre part, seulement quatre valeurs de reproductibilité relative et absolue ont pu être extraites comparativement aux modalités concentriques (entre 23 et 35 valeurs) et aux modalités isométriques (entre 16 et 29 valeurs).
- Les encouragements verbaux et la stabilisation manuelle ou via une sangle sont nécessaires pour obtenir des valeurs de force musculaire des éverseurs reproductibles.

CHAPITRE 3 : ÉVALUATION DES MUSCLES DE LA CHEVILLE : APPROCHE PRATIQUE

Comme nous l'avons constaté dans le chapitre précédent, le dynamomètre isocinétique et le dynamomètre manuel (HHD) représentent les principaux outils d'évaluation quantitatifs décrits dans la littérature. Ces outils nous permettent d'obtenir des valeurs de force musculaire isométrique ou isocinétique en concentrique et en excentrique. La seule méthode permettant d'évaluer la force musculaire de cheville dans une modalité dynamique est donc actuellement le dynamomètre isocinétique. Cependant, le coût et l'accessibilité limitent parfois l'utilisation de ce type de dynamomètre que l'on retrouve principalement dans des laboratoires ou des cliniques spécialisées.

La méthode de 1-RM est une alternative de terrain pour obtenir une valeur de force musculaire dynamique et plus précisément isotonique⁸⁷. Cependant, le manque de matériel a été évoqué à plusieurs reprises dans la littérature comme problème pour la mesure de 1-RM adaptée aux muscles de la cheville^{153,154}. Dans un premier temps, nous avons donc contribué à adapter la mesure de 1-RM aux éverseurs, aux inverseurs et aux dorsifléchisseurs. Ensuite, nous avons comparé les valeurs de cette mesure entre des volontaires sains et des volontaires avec une CAI.

L'évaluation de la résistance à la fatigue musculaire en charge à l'aide d'une sandale de stabilisation est également une alternative de terrain pour obtenir des informations relevant du contrôle sensori-perceptif et du comportement moteur. Ce test consiste à réaliser un maximum de mouvements répétés d'inversion et d'éversion en charge. À la différence de l'ensemble des évaluations musculaires décrites précédemment, ce test fait appel aux capacités musculaires non maximales, mais répétées. De plus, ce test est réalisé en charge. Les muscles principalement sollicités sont les éverseurs et les dorsifléchisseurs.

Étude 4. Proposition d'une méthode de 1-RM adaptée à la cheville

Titre

Une méthode de terrain fiable pour quantifier les déficits de force des éverseurs, des inverseurs et des dorsifléchisseurs de la cheville dans une population présentant une instabilité chronique de la cheville

Auteurs

Aude Aguilaniu PT^{1,2}, Cédric Schwartz PhD^{1,2}, Guillaume Abran PT^{1,2}, Laura Baudoux PT³, Prof Jean-Louis Croisier PT, PhD^{1,2,3}

Affiliations

¹ LAM – Motion Lab, University of Liège, Liège, Belgium

² Département des Sciences de la motricité Kinésithérapie générale et réadaptation, University of Liège, Belgium

³ Central University Hospital of Liège, Belgium

Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier C. Letondal, L. Jansen, J. Donval et A. Dezavelle pour leur contribution à la collecte des données. Ils remercient également A. Vaillant pour son aide à la rédaction. Les auteurs tiennent également à remercier la Fédération Wallonie Bruxelles et le Centre d'Aide à la Performance Sportive (CAPS) pour leur soutien.

Article original

Soumis : Aguilaniu A, Schwartz C, Abran G, Baudoux L, Croisier J-L. A reliable field method to quantify ankle evertors, invertors and dorsiflexors strength deficits in a population with a chronic ankle instability

Résumé

La force musculaire de la cheville doit être évaluée après une entorse latérale de la cheville (ELC), car un déficit de force peut participer au développement d'instabilité chronique de la cheville (CAI). Aucune méthode de terrain n'est disponible pour obtenir des valeurs quantitatives de force musculaire isotonique de la cheville. Cette étude visait adapter la méthode d'une répétition maximale (1-RM) pour les muscles de la cheville. Nous avons ensuite évalué la reproductibilité et comparé la force musculaire de la cheville entre des volontaires sains et ceux atteints de CAI en utilisant cette nouvelle approche d'évaluation de la force musculaire. Nous avons recruté 31 volontaires sains et 32 volontaires avec une CAI. La mesure de 1-RM sur les dorsifléchisseurs, les éverseurs et les inverseurs a été réalisée deux fois à une semaine d'intervalle. La méthode 1-RM est fiable pour évaluer les forces musculaires des dorsifléchisseurs, des éverseurs et des inverseurs de la cheville, avec un ICC (coefficient de corrélation intraclasse) allant de 0,76 à 0,88 et un MDC (changement minimal détectable) allant de 19 % à 31 %. Les volontaires avec une CAI ont obtenu des valeurs de force musculaire des éverseurs (3,0 vs 3,5 N/kg), des inverseurs (2,9 vs 3,7 N/kg) et des dorsifléchisseurs (5,9 vs 6,5 N/kg) inférieures à celles des volontaires sains ($p < 0,05$). Le test 1-RM peut être utilisé dans la pratique quotidienne pour évaluer la force musculaire des éverseurs, des inverseurs et des dorsifléchisseurs pendant la rééducation de l'ELC. Cette méthode de terrain pourrait aider les cliniciens à détecter un déficit de force musculaire de cheville et à individualiser un programme de renforcement si nécessaire.

Introduction

L'entorse latérale de la cheville (ELC) est la principale blessure à la cheville dans les activités sportives^{1,12,13}. Parmi les patients qui subissent une ELC, jusqu'à 40 % d'entre eux peuvent développer des incapacités an après un traumatisme aigu défini comme une instabilité chronique de la cheville (CAI)⁴⁰. Cette chronicité a un impact négatif sur le niveau d'activité physique et la qualité de vie. La CAI peut également augmenter l'arthrose post-traumatique de la cheville et contribuer au taux de récurrence élevé de l'ELC¹⁷³. Les muscles de la cheville (éverseurs, inverseurs, dorsifléchisseurs et fléchisseurs plantaires) sont des stabilisateurs actifs de la cheville²⁸. Par conséquent, en rééducation après une ELC, la force musculaire globale de la cheville est d'une grande importance^{28,174,175}. Dans la pratique quotidienne, l'évaluation de la force musculaire de la cheville après une ELC peut aider à prioriser les paramètres de la rééducation sur lesquels ils doivent se focaliser dans une approche de pratique basée sur la preuve (EBP)^{47,176,177}.

L'évaluation d'une contraction dynamique semble être plus valable sur le plan écologique qu'une contraction statique, car le mécanisme de l'ELC se produit en mouvement, lorsque le pied va au-delà de son amplitude de physiologique d'inversion⁹⁵. De plus, les exercices de renforcement musculaire lors d'une rééducation comprennent souvent des répétitions de contractions dynamiques¹¹⁸. La force dynamique peut être évaluée avec le dynamomètre isocinétique ou la méthode 1-RM. Contrairement au dynamomètre isocinétique, bien adapté aux conditions de laboratoire ou dans des cliniques spécialisées, la méthode à répétition maximale (1-RM) est mieux adaptée aux conditions de terrain^{172,178,179}. La mesure de 1-RM consiste à évaluer la charge maximale qu'un individu peut déplacer dans toute l'amplitude de mouvement tout en maintenant la bonne technique du mouvement¹⁸⁰. La reproductibilité de la méthode 1-RM a été démontrée pour évaluer la force musculaire des articulation du genou, de la hanche ou de l'ensemble du membre inférieur avec un coefficient

de corrélation intraclass (ICC) allant de 0,64 à 0,99¹⁷². De plus, les valeurs obtenues avec la méthode de 1-RM sont fortement corrélées aux valeurs obtenues avec dynamomètre pour évaluer la force d'extension du genou¹⁸¹. Les valeurs de force isotonique obtenues avec la méthode 1-RM peuvent donc aider les cliniciens à quantifier un déficit ou non, puis à planifier un programme de renforcement si nécessaire et enfin à quantifier une amélioration¹⁷⁶.

Les individus avec une CAI présentent des faiblesses musculaires de cheville mesurées avec un dynamomètre isocinétique⁷⁶. Bien que quelques auteurs aient rapporté des valeurs de force de la cheville en utilisant la méthode 1-RM^{182,183}, aucune étude n'a comparé la force de la cheville entre une population avec CAI et une population saine utilisant la méthode 1-RM. De plus, à notre connaissance, la force musculaire des éverseurs et des inverseurs n'a jamais été évaluée avec la méthode 1-RM. Par conséquent, le but de notre étude était d'adapter la méthode 1-RM pour évaluer la force musculaire des éverseurs, des inverseurs et des dorsifléchisseurs. Dans un premier temps, nous avons exploré la reproductibilité de la 1-RM nouvellement adaptée. Nous avons ensuite comparé les résultats entre les volontaires avec une CAI et les volontaires sains pour déterminer la sensibilité de la méthode. Enfin, nous avons estimé les valeurs seuils de force musculaire pour détecter les déficits de force de la cheville en utilisant la méthode 1-RM.

Matériel et méthodes

Trente-deux chevilles instables du groupe CAI ont été comparées à 31 chevilles stables du groupe sain entre janvier 2021 et avril 2022. Les participants volontaires ont été recrutés via les médias sociaux de l'Université et des affiches sur le campus de l'Université. Le protocole de l'étude et la collecte de données ont été menés avec l'approbation du comité d'éthique institutionnel du Centre Hospitalier Universitaire de Liège, et un consentement éclairé écrit a été obtenu pour tous les participants.

Tous les volontaires (CAI et sains) n'avaient aucun antécédent de chirurgie ou de pathologie des membres inférieurs pouvant influencer le contrôle neuromusculaire et aucune blessure trois mois avant l'étude. Les critères d'inclusion du groupe CAI, définis par Gribble et al.³¹ étaient les suivants : (1) des volontaires ayant subi au moins une blessure à la cheville survenue au moins 12 mois avant l'étude (2) des volontaires ayant subi au moins deux épisodes de « lâchage » au cours des six derniers mois précédant l'étude ou des volontaires avec des entorses récurrentes (3) des patients sans blessure dans les trois mois précédant l'étude (4) des patients avec une valeur ≤ 23 points basés sur le Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)^{102,105} ou des patients avec une valeur ≥ 5 points basés sur l'instrument d'instabilité de la cheville (AII)^{103,106}, (5) des patients avec un score en pourcentage sur la mesure de la capacité du pied et de la cheville dans l'activité sportive (FAAM-sport) $< 80\%$ ^{104,184}. Le groupe sain n'avait aucun antécédent de blessure aux membres inférieurs, y compris une entorse de la cheville, au cours des cinq années précédant l'étude.

Les paramètres anthropométriques des volontaires ont été recueillis par des évaluateurs. L'âge, le sexe, la taille, le poids, l'indice de masse corporelle (IMC) ont été rapportés.

Protocole d'évaluation 1-RM

Description du matériel

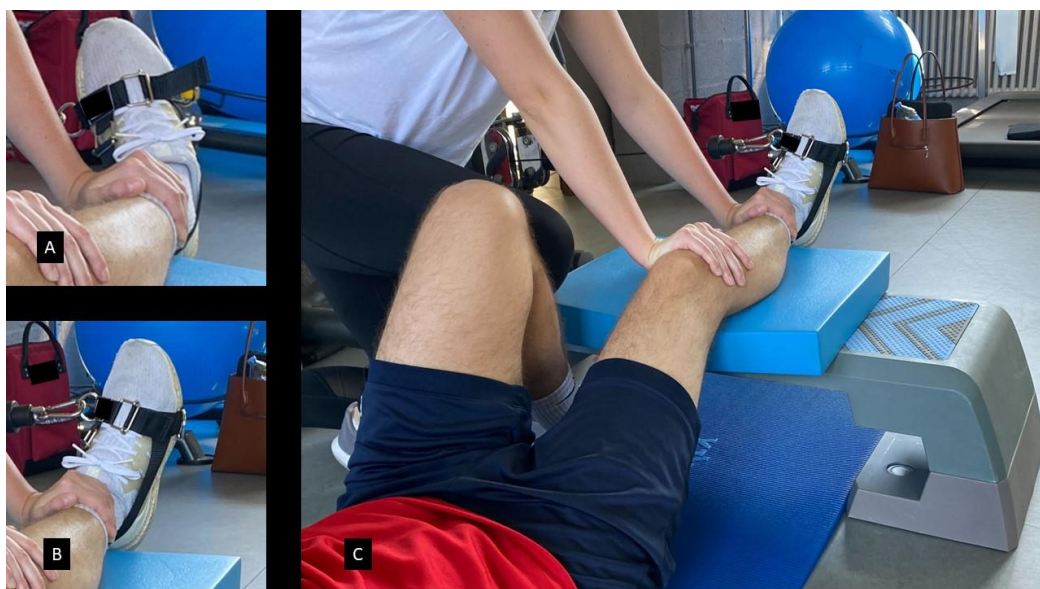
Pour évaluer la force musculaire de la cheville avec la méthode 1-RM, une charge est sélectionnée sur une machine de musculation à tirage verticale classique. La charge est appliquée via un câble accroché à une sangle rigide fixée au pied. Cette sangle rigide à trois anneaux métalliques : un sous la deuxième tête métatarsienne pour les fléchisseurs dorsaux (Figure 15), un à côté de la tête du cinquième métatarsien pour les éverseurs (Figure 16), et un à côté de la tête du premier métatarsien pour les inverseurs (Figure 17) était fixé aux chaussures des volontaires. Cette mesure permet au pied de rester libre de ses mouvements, car les axes

articulaires sous-taliens et les autres axes du pied varient entre la population et les mouvements dynamiques ¹⁸⁵.



Légende : A. position de flexion plantaire du pied, B. position de dorsiflexion du pied, C. position d'évaluation de la dorsiflexion de la cheville

Figure 15. Évaluation de la force dorsifléchisseurs avec la méthode de 1-RM



Légende : A. position d'inversion du pied, B. position d'éversion du pied, C. position d'évaluation de l'éversion de la cheville

Figure 16. Évaluation de la force des éverseurs avec la méthode de 1-RM



Légende : A.position d'éversion du pied, B.position d'inversion du pied, C.position d'évaluation de l'inversion de la cheville

Figure 17. Évaluation de la force des inverseurs avec la méthode de 1-RM



Lien vers une vidéo illustrant la mise en place de la sangle et la réalisation des mouvements

Échauffement et familiarisation

Un échauffement a d'abord été effectué avec les volontaires. Ils ont commencé par des mobilisations actives de la cheville dans toutes les directions, puis ils ont pratiqué de la corde à sauter pendant trois répétitions de 20 secondes chacune. Après cet échauffement général, les volontaires ont commencé par une familiarisation de deux séries de dix répétitions effectuées avec une charge légère. Ensuite, les volontaires ont continué avec deux séries de quatre à six répétitions avec une charge moyenne. Une dernière série d'environ trois répétitions avec une charge élevée a été réalisée. Au cours de la familiarisation, des feedbacks ont été donnés par l'évaluateur afin d'aider les participants à effectuer un mouvement correct (Figure 15, 16 et 17). Une période de repos d'une minute et demie était imposée entre chaque set pour la familiarisation. Une échelle numérique de difficulté allant de zéro à dix a été utilisée avec les volontaires afin de mieux estimer la charge.

Évaluation de la 1-RM

Pour l'estimation de la 1-RM, les volontaires ont effectué les tests avec les encouragements verbaux de l'évaluateur. Le poids a été augmenté ou diminué de 5 à 20 % après chaque tentative¹⁸². Un maximum de cinq tentatives avec trois minutes de repos a été effectué. Le même protocole a été réalisé pour les dorsifléchisseurs, les éverseurs et les inverseurs avec cinq minutes de repos entre les mouvements. L'ordre des mouvements était randomisé. Les instructions pour effectuer la dorsiflexion étaient : « Le dos du pied doit se rapprocher de vous » (Figure 15), pour effectuer l'éversion était : « la plante du pied doit regarder vers l'extérieur » (Figure 16), et pour effectuer l'inversion : « la plante du pied doit regarder vers l'intérieur » (Figure 17).

La charge maximale que les volontaires parvenaient à déplacer sur toute l'amplitude de chaque mouvement a été reportée et elle a été exprimée en Newton. Les valeurs ont été divisées par la masse corporelle pour obtenir des valeurs normalisées en N/kg.

Analyses statistiques

Les analyses de reproductibilité ont été réalisées avec le logiciel R-Studio (RStudio Team 2021) avec le package psych 1.0.12. La reproductibilité test-retest a été déterminée par le coefficient de corrélation intraclasse (ICC) ¹⁸⁶ et le modèle de l'ICC était "ICC_{2,1}". Les valeurs d'ICC inférieur à 0,5 indiquent une pauvre reproductibilité relative, les valeurs comprises entre 0,5 et 0,75 indiquent une reproductibilité relative modérée et les valeurs supérieures à 0,90 indiquent une excellente reproductibilité relative ¹⁶¹. Pour déterminer l'erreur de mesure des scores entre les essais, l'erreur standard de mesure (SEM₉₅) ¹⁸⁷ et le changement minimal détectable (MDC₉₅) ont été calculés. Les valeurs de MDC₉₅ inférieures ou égales à 20 % indiquent une bonne reproductibilité absolue ¹³³, les valeurs comprises entre 20 % et 30 % indiquent une reproductibilité absolue acceptable, les valeurs comprises entre 30 % et 40 % indiquent une faible reproductibilité absolue et les valeurs supérieures à 40 % indiquent une reproductibilité absolue inacceptable ¹⁴⁵.

La normalité de la distribution des données a été évaluée à l'aide du test de Shapiro-Wilk. Des statistiques descriptives ont été rapportées avec les moyennes (\pm SD) ou médianes (IQR 25 %-75 %). L'analyse comprenait des test t de Student, des test du chi carré χ^2 ou des test de Wilcoxon pour évaluer les différences entre les groupes indépendants de l'étude. Les tests statistiques étaient considérés comme significatifs si $p \leq 0,05$. Des valeurs seuils de force musculaire ont été établies en utilisant le percentile 20 de la population saine comme limite. Ces valeurs seuils représentent une indication permettant suspecter la présence d'une faiblesse musculaire dans la population étudiée.

Résultats

Les caractéristiques physiques des 31 patients atteints d'IAC et des 32 témoins sains sont présentées dans le tableau 16. Il n'y avait pas de différence significative entre les groupes pour l'âge, le sexe, la taille, le poids, l'indice de masse corporelle (IMC) et les scores FPI ($p > 0,05$).

Tableau 16. Caractéristiques des volontaires CAI (n=32) et des sains (n=31) pour l'évaluation de 1-RM

	Sains (n=31)	CAI (n=32)	significativité
Âge (années)	23 ± 2.2	24 ± 2.2	t = -1.288, p = 0.203
Sexe (F/H)	18/13	18/14	$\chi^2 = 0.021$, p = 0.884
Taille (cm)	173 ± 8.91	175 ± 11.0	t = -0.462, p = 0.646
Poids (kg)	67.5 ± 10.9	71.7 ± 13.6	t = -1.331, p = 0.188
Indice de masse corporelle (kg/m ²)	22.3 (21.4-23.1)	22.3 (21.3-25.2)	W = 433, p = 0.390
Foot posture index	2.7 (0-5)	2.6 (0-3)	W = 571, p = 0.302

Les caractéristiques physiques paramétriques sont exprimées avec la moyenne ± déviation standard. Les caractéristiques physiques non paramétriques sont exprimées avec la médiane (IQR 25 %- 75 %). t = résultats du t-test de Student, χ^2 = résultat du test du Chi-carré, W = résultat du test de Wilcoxon bivarié

Reproductibilité et erreur de mesure

Le tableau 17 présente la reproductibilité et l'erreur de mesure pour le test 1-RM. La reproductibilité ICC_{2,1} du test 1-RM était bonne (entre 0,76 à 0,88). L'erreur de mesure était bonne pour la force des dorsifléchisseurs (MDC₉₅ 19 %). L'erreur de mesure était faible pour les éverseurs et la force des inverseurs (MDC₉₅ 31 % pour les deux).

Tableau 17. La reproductibilité et l'erreur de mesure de la force musculaire de cheville avec la méthode de 1-RM pour 63 volontaires (31 sains et 32 CAI)

Muscles	ICC _{2,1} (CI 95%)	SEM (N/kg)	MDC ₉₅ (N/kg)
Dorsifléchisseurs	0.88 (0.82-0.92)	0.43 (7%)	1.19 (19%)
Éverseurs	0.76 (0.66-0.84)	0.37 (11%)	1.02 (31%)
Inverseurs	0.83 (0.73-0.89)	0.37 (10%)	1.09 (31%)

ICC: coefficient de corrélation intraclass. CI: interval de confiance. SEM: Erreur standard de mesure. MDC: changement minimal détectable.

Force musculaire dans la population saine et CAI

Les populations CAI développaient une force musculaire des éverseurs et des inverseurs significativement plus faibles que la population saine ($p < 0,01$ et $p < 0,03$, respectivement). La population CAI a également développé des valeurs de force musculaire des dorsifléchisseurs plus faible que la population saine ($p < 0,05$). Cependant, la population CAI avait un ratio de force des éverseurs/inverseurs similaire à celui de la population saine ($p > 0,05$). La comparaison des valeurs de force entre les CAI et les sains est présentée dans le tableau 18.

Tableau 18. Comparaison de la force musculaire de la cheville évaluée avec la 1-RM pour 32 CAI et 31 sains

	Sains (n=31)	CAI (n=32)	Seuil de normalité ^a	significativité
Dorsifléchisseurs (N/kg)	6.5 ± 1.3	5.9 ± 1.0	5.2	t = 2.05, p = 0.045*
Éverseurs (N/kg)	3.5 ± 0.7	3.0 ± 0.7	2.9	t = 2.99, p = 0.004**
Inverseurs (N/kg)	3.7 (3.1-4.4)	2.9 (2.6-3.8)	2.9	W = 659, p = 0.026*
Ratio éverseurs / inverseurs	1.1 ± 0.2	1.1 ± 0.2	/	t = -0.34, p = 0.736

Toutes les valeurs de force musculaire paramétriques sont exprimées en moyenne et ± déviation standard. Toutes les valeurs de force musculaire non paramétriques sont exprimées avec la médiane (IQR 25 %-75 %). t = résultat du t-test de Student. W = Résultat de test de Wilcoxon bivarié.

^a: Le seuil de normalité était basé sur le percentile 20 de la population saine.

*: $p < 0.05$

** : $p < 0.01$

Cinquante-trois pour cent des volontaires CAI pour les éverseurs et 50 % des volontaires CAI pour les inverseurs étaient en dessous des seuils de normalité (2,9 N/kg pour les deux groupes musculaires). Pour les dorsifléchisseurs, seuls 16 % des volontaires CAI étaient en dessous de la valeur seuil de normalité (5,2 N/kg).

Discussion

Alors que la plupart des études précédentes ont mesuré la force musculaire de la cheville en mode isocinétique ou isométrique, notre intention était de valider une mesure de la force musculaire de la cheville en mode isotonique. La force isocinétique de la cheville peut être obtenue avec un dynamomètre de laboratoire coûteux, pas toujours à la disposition des cliniciens. En revanche, la force isotonique de la cheville peut être obtenue avec une machine de musculation à poulie verticale disponible sur le terrain. Notre étude est la première à décrire avec précision une adaptation de la méthode 1-RM pour évaluer la force isotonique des dorsifléchisseurs, des éverseurs et des inverseurs. Une nouvelle méthode de terrain pour évaluer la force dynamique est importante pour le traitement des patients ayant des antécédents d'ELC, car le mécanisme de l'ELC est dynamique. Dans un premier temps, nous avons déterminé la fiabilité pour les trois groupes de force musculaire de la cheville afin de valider cette nouvelle méthode. Ensuite, nous avons comparé la force musculaire isotonique de la cheville entre la population saine et la population CAI afin d'analyser la sensibilité de la méthode en détectant un déficit de force musculaire de la cheville. Enfin, sur la base des résultats de la population saine, nous avons proposé des valeurs de seuil normatives afin d'aider les cliniciens à déterminer un potentiel déficit de force de la cheville chez leurs patients.

La reproductibilité (reproductibilité relative) de la force isotonique des éverseurs, des inverseurs et des dorsifléchisseurs évaluée avec la méthode de 1-RM est bonne (ICC entre 0,76 et 0,88) et l'erreur de mesure (reproductibilité absolue) varie de faible à bonne (MDC entre 19 % et 31 %). Ces résultats ne sont pas aussi bons que la reproductibilité et l'erreur de mesure de la force isométrique de la cheville évaluée avec un dynamomètre isocinétique (ICC entre 0,87 et 0,96 et MDC entre 11 % et 22 %) ¹⁴³. Cependant, nos résultats sont similaires à ceux d'une étude évaluant force isométrique de la cheville avec un HHD (ICC entre 0,74 et 0,88, et MDC entre 21 % et 34 %) ¹⁵⁷. Les mouvements d'inversion et d'éversion ne sont pas

fréquemment réalisés et parfois difficiles à comprendre par les volontaires. Cependant, la méthode de 1-RM permet d'obtenir des mesures aussi reproductible que la méthode avec HHD. Bien que le dynamomètre isocinétique soit la meilleure méthode pour obtenir des valeurs de force reproductible ¹⁴³, l'évaluation avec le HHD ainsi qu'avec la 1-RM est des alternatives de terrain raisonnable pour évaluer la force musculaire de la cheville.

Les valeurs de force isotoniques des éverseurs, des inverseurs et des dorsifléchisseurs évaluées avec la méthode de 1-RM sont plus faibles pour les volontaires CAI que pour les volontaires sains ($p < 0,05$). Nos résultats sont partiellement similaires à ceux d'une revue systématique et d'une méta-analyse récente qui a mis en évidence des déficits de force des éverseurs et des inverseurs, mais pas de déficit de force des dorsifléchisseurs dans les populations CAI ⁷⁶. Cependant, le faible nombre d'études sur la force des dorsifléchisseurs incluses dans la méta-analyse peuvent expliquer l'absence de lien entre les déficits de force des dorsifléchisseurs et la CAI ⁷⁶. De plus, des faiblesses musculaires des dorsifléchisseurs chez une population CAI peuvent être reportées dans la littérature¹⁸⁸ comme dans notre étude. Dans la pratique quotidienne, il est nécessaire de prendre en considération la force musculaire globale de la cheville lors du traitement des patients avec une CAI, car ils permettent la stabilisation active de l'articulation de la cheville ²⁸ et la faiblesse des muscles de la cheville peut compromettre cette stabilité. Le ratio de force des éverseurs/inverseurs obtenu chez les volontaires de notre étude était similaire entre la population saine et la population CAI. De manière similaire à notre étude, Edouard et al. n'a pas trouvé de différences dans le rapport de force des éverseurs/inverseurs entre la population saine et la population CAI ¹⁸⁹. Bien que certains auteurs aient suggéré un écart optimal du ratio de force des éverseurs/inverseurs entre 0,65 et 0,90 ¹²³, d'autres ont décrit que le ratio de force des éverseurs/inverseurs diminue dans la population CAI ¹⁹⁰. La littérature ne semble pas être unanime sur le lien entre le ratio de force des éverseurs/inverseurs et la population CAI. Il a été suggéré que la pratique sportive pourrait

avoir un impact sur le rapport de force des éverseurs/inverseurs¹⁸⁹. Cependant, aucun athlète d'élite n'a participé à notre étude. Par conséquent, le mode de contraction mais aussi la variabilité de la méthode utilisée pour évaluer la force musculaire de la cheville pourrait expliquer la variabilité du ratio de force des éverseurs/inverseurs.

Les fléchisseurs plantaires sont un autre groupe de muscles qu'il est nécessaire de prendre en considération, car les faiblesses de la force musculaire des fléchisseurs plantaires pourraient être un facteur de risque d'ELC⁷¹. Dans notre étude, nous n'avons pas mesuré la force des fléchisseurs plantaires avec la méthode de 1-RM, car certains auteurs ont déjà établi une excellente reproductibilité (ICC entre 0,97 et 0,98) pour cette mesure¹⁸³. Une machine spécifique de « renforcement du triceps sural » a été utilisée pour évaluer la méthode de 1-RM des fléchisseurs plantaires. Une machine équivalente pour les dorsifléchisseurs a probablement été utilisée pour évaluer la 1-RM dans l'étude de Kirk et al¹⁸². Aucune machine équivalente n'était disponible pour l'évaluation des inverseurs et des éverseurs. Cela explique probablement pourquoi la méthode de 1-RM n'a jamais été évaluée pour la force des éverseurs et des inverseurs auparavant dans la littérature.

Actuellement, il est reconnu qu'il est nécessaire d'évaluer la force musculaire de la cheville²⁸. Des valeurs de force normatives sont nécessaires pour interpréter l'évaluation de la force musculaire de la cheville par les cliniciens. Par conséquent, nous avons suggéré des seuils de force isotonique évaluée avec la méthode de 1-RM basée sur la population saine. La valeur seuil était de 2,9 N/kg pour les éverseurs, 2,9 N/kg pour les inverseurs et 5,2 N/kg pour les dorsifléchisseurs. La population CAI a obtenu des valeurs de force inférieures aux valeurs seuils dans 53 % des cas pour les éverseurs, dans 50 % des cas pour les inverseurs et dans seulement 16 % des cas pour les dorsifléchisseurs. Ces résultats suggèrent qu'une plus grande proportion de CAI a un déficit de force des éverseurs et des inverseurs comparativement au déficit de force

des dorsifléchisseurs. Les éverseurs et les inverseurs participent à la stabilité dynamique médio-latérale de la cheville. Par conséquent, ces muscles jouent un rôle important dans le mécanisme d'inversion associé à une ELC⁸⁷. En revanche, les dorsifléchisseurs et les fléchisseurs plantaires sont plus impliqués dans la stabilité dynamique antéro-postérieure de la cheville. Cela expliquerait que la proportion de CAI qui présentaient un déficit des dorsifléchisseurs inférieur aux déficits des éverseurs ou des inverseurs dans notre étude. La force des éverseurs et des inverseurs devrait probablement être privilégiée par rapport aux dorsifléchisseurs lors de la prise en charge de personnes atteintes de CAI. Cependant, l'ensemble des muscles de la cheville (éverseurs, inverseurs, fléchisseurs dorsaux et fléchisseurs plantaires) participent à la stabilisation dynamique de l'articulation de la cheville²⁸. C'est pourquoi l'identification d'un potentiel déficit de force de la cheville est nécessaire dans l'ensemble des muscles de la cheville pour individualiser la prise en charge des patients ayant des antécédents de LAS.

La présente étude a cependant certaines limites. Premièrement, bien que les volontaires aient apporté leurs chaussures de sport classiques, la rigidité de leurs chaussures n'était probablement pas exactement la même entre eux. Par conséquent, la rigidité des chaussures pourrait influencer les valeurs de force musculaire obtenues par les volontaires. Cependant, les volontaires ont été invités à porter les mêmes chaussures lors de la première et de la deuxième session. Ainsi, la reproductibilité n'a pas été impactée. Deuxièmement, la vitesse n'a pas été contrôlée dans notre étude. Cependant, la vitesse est rarement contrôlée pour déterminer le 1-RM et la vitesse autosélectionnée semble être plus pratique, écologiquement valide et confortable pour les participants¹⁹¹. Troisièmement, nous n'avons pas évalué les deux chevilles afin d'éviter la fatigue et de prendre moins de temps, mais des études futures pourraient évaluer les deux chevilles afin d'obtenir des différences de force bilatérales normatives.

Conclusion

La méthode de 1-RM est une méthode de terrain fiable pour évaluer la force isotonique des éverseurs, des inverseurs et des dorsifléchisseurs chez les patients jeunes et actifs. La méthode de laboratoire nous permet d'obtenir une valeur d'erreur de mesure inférieure à la méthode de terrain. L'erreur de mesure de la méthode de 1-RM est actuellement similaire à celle de la méthode avec le HHD, qui est recommandée dans la pratique quotidienne. Bien qu'aucun déséquilibre du rapport de force des éverseurs/inverseurs n'ait été détecté, la méthode 1-RM est capable de détecter un déficit isotonique de la force de la cheville dans la population CAI. Ainsi, la méthode 1-RM aidera les cliniciens à obtenir des valeurs isotoniques de la force de la cheville sur le terrain. Ensuite, les valeurs quantitatives de force musculaire sur le terrain aideront également les cliniciens à décider si un patient doit normaliser sa force ou non, et enfin à individualiser une planification de renforcement si nécessaire.

Étude 5 : Évaluation des capacités de résistance musculaire des éverseurs en charge

Titre

Évaluation de la fatigue musculaire de cheville avec un outil de déstabilisation :
étude comparative entre des sujets sains et des instables chroniques de
cheville

Auteurs

Aude Aguilaniu PT,¹ Jean-Louis Croisier PT, PhD,^{1,2} Jean-François Kaux MD, PhD,² Cédric Schwartz PhD,¹

Affiliations

¹ Université de Liège, LAM – Motion Lab, Liège, Belgium.

² Central University Hospital of Liège, Physical Medicine and Sports Traumatology
Department

Remerciements

Merci à Mme Amand L. et M. Hallais E. pour leur aide dans la collection des données. Les auteurs remercient également la Fédération Wallonie-Brussels et le Centre d'Aide à la Performance Sportive (CAPS) pour leur support.

Article original

Publié sous la référence : Aguilaniu A, Croisier JL, Kaux JF, Schwartz C. Évaluation de la fatigue musculaire de cheville avec un outil de déstabilisation : étude comparative entre des sujets sains et des sujets instables chroniques de cheville. J. de Traumatol. du Sport. 2022;39(3):138-144. doi:10.1016/j.jts.2022.04.001

Résumé

Contexte

L'entorse latérale de cheville est la blessure de cheville la plus fréquente. La fatigue semble jouer un rôle dans ce traumatisme, car c'est également en fin de match (football, rugby ...) que l'entorse de cheville se produit le plus souvent. L'objectif de cette étude est d'évaluer la reproductibilité d'un test de résistance à la fatigue et de comparer les scores entre des sujets sains et des sujets instables chroniques de cheville (CAI).

Méthode

Un total de 19 sujets sains et 11 sujets CAI ont réalisé un test de résistance à la fatigue en appui unipodal avec une sandale de déstabilisation. Les sujets devaient réaliser un nombre maximal de répétitions d'inversion lente et d'éversion rapide. Ce test a été réalisé à deux reprises à une semaine d'intervalle.

Résultats

La reproductibilité relative était très bonne pour les sujets sains (ICC = 0,95) et elle était modérée pour les sujets CAI (ICC = 0,58). L'erreur de mesure reste cependant relativement variable et élevée (SEM = 2,06-4,10 et MDC = 5,70-11,4). Les sujets sains ont été significativement plus résistants à la fatigue que les sujets CAI ($p = 0,02$).

Conclusion

Le test de résistance à la fatigue est reproductible. Toutefois, il est probable que l'arrêt du test puisse être parfois lié à une incapacité motrice sans lien avec la fatigue. Les sujets instables chroniques présentent une résistance à la fatigue significativement plus faible que les sujets sains démontrant l'intérêt du test en pratique clinique. Un seuil \leq à 8 répétitions est proposé comme limite pour identifier un déficit.

Introduction

Certaines études épidémiologiques portant sur plusieurs sports montrent qu'une grande partie des blessures, comme les ELC, surviennent dans la seconde moitié des matchs ¹⁹²⁻¹⁹⁴. La fatigue pourrait alors jouer un rôle dans l'apparition des ELC. De plus, en condition de fatigue les facteurs de risque d'ELC sont impactés négativement ¹⁹⁵. Par exemple, les capacités de contrôle postural ¹⁹⁶, y compris la proprioception locale de la cheville, sont diminuées immédiatement après un protocole de fatigue de la cheville ¹⁹⁷. Elle joue donc un rôle dans l'augmentation du risque d'ELC. La fatigue est définie comme « l'incapacité de continuer à travailler à une intensité d'exercice donné » ¹⁹⁸. Maintenir un exercice à un certain niveau d'intensité permet de déterminer la capacité de résistance à la fatigue. Elle peut donc être évaluée de manière locale comme lors de la réalisation d'un test de performance musculaire répété ciblé, ou plutôt globale comme lors d'exercices prolongés ou d'événements sportifs ¹⁹⁹. Dans un contexte post-entorse de cheville, une méthode de terrain pour évaluer la fatigue locale des éverseurs de cheville a été brièvement décrite avec l'utilisation d'une sandale de déstabilisation ²⁰⁰. Cependant, la reproductibilité de cette méthode n'a pas été évaluée. L'objectif de cette étude est d'évaluer la reproductibilité de cette nouvelle méthode, puis de comparer les scores entre une population CAI et une population saine. Nous avons également observé les liens éventuels entre le score de résistance à la fatigue et des mesures de force musculaire isométrique de cheville.

Matériel et méthodes

Un total de 40 jeunes adultes avec et sans antécédents d'entorse de cheville se sont portés volontaires pour participer à l'étude. Parmi les volontaires, 19 d'entre eux (11 hommes, 8 femmes ; âge $23,1 \pm 2.2$ ans, IMC $23,3 \pm 3,9$ kg/m²) ont été retenus dans le groupe de sujets sains : (1) pas d'antécédent d'entorse de cheville, (2) un score > 23 au Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) ^{102,105} et/ou un nombre de « oui » < 6 au Ankle Instability Instrument

(AII)^{103,106}. Puis toujours parmi ces volontaires, 11 d'entre eux (7 hommes, 4 femmes; âgée de $23,5 \pm 4,1$ ans, IMC $24,0 \pm 2,5$ kg/m²) ont été retenus dans le groupe de sujets CAI : (1) au moins un antécédent d'entorse de cheville, (2) un score ≤ 23 au CAIT et/ou un nombre de « oui » ≥ 6 au AII. Par contre, 10 jeunes adultes ont été exclus de l'étude, car ils avaient soit un antécédent d'entorse avec un score > 23 au CAIT et/ou un nombre de « oui » < 6 au AII, soit ils n'avaient pas d'antécédent d'entorse et présentaient un score ≤ 23 au CAIT et/ou un nombre de « oui » ≥ 6 au AII. Pour l'ensemble des deux groupes retenus (19 sujets sains et 11 sujets CAI) aucun sujet n'avait d'antécédents de chirurgie des membres inférieurs. Ils n'avaient également aucune maladie qui aurait pu influencer le contrôle neuromusculaire ou diminuer leur capacité à effectuer des exercices fonctionnels. L'ensemble des participants ont donné leur consentement écrit et éclairé, et leurs droits étaient protégés. L'étude a été approuvée par le comité d'éthique de l'hôpital Universitaire de Liège (Belgique).

Les participants étaient invités à venir à deux reprises à une semaine d'intervalle et approximativement au même moment de la journée. L'ensemble des évaluations étaient réalisées lors de la première séance et seulement le test de résistance à la fatigue était réalisé lors de la seconde séance pour évaluer la reproductibilité de ce test.

Pour le test de résistance à la fatigue, le participant portait une sandale de déstabilisation (Myolux™ Medik II, CEVRES Santé, France) sur le pied de la jambe testée. Un bloc d'une hauteur de 2,5 cm était placé sous le talon. La sandale de déstabilisation est composée d'un articulateur permettant un mouvement d'inversion et d'éversion avec une inclinaison de 42° dans le plan frontal selon l'axe de Henké²⁰¹. En condition de mise en charge, l'articulateur se déplace automatiquement en inversion. Pour le test, l'articulateur était réglé sur la troisième position permettant un mouvement de -5° à 30° d'inversion. La partie avant du pied était en position instable afin de ne pas adhérer au sol pendant le mouvement.

Avant de réaliser le test de résistance à la fatigue, un échauffement de dix minutes avec des mobilisations, des mouvements lents puis rapides de la cheville, du genou et de la hanche ont été réalisés. La session de familiarisation commençait par deux mouvements d'inversion/éversion guidés par les mains de l'évaluateur afin d'aider le sujet à bien comprendre le mouvement avec la sandale de déstabilisation. Ensuite, de manière autonome, les participants ont réalisé dix répétitions du mouvement d'inversion et d'éversion en position assise, cinq répétitions en position bipodale et trois répétitions en position unipodale. Un temps de repos d'une minute et trente secondes était respecté entre chaque position pour éviter de provoquer de la fatigue. Avant de commencer le test, trois minutes de repos étaient accordées.

Lors du test de résistance à la fatigue, les sujets testés étaient debout sur une jambe face au mur. La position de départ du pied était en éversion maximale (figure 18). Il était demandé au sujet d'enchaîner un mouvement d'inversion lente en deux secondes (travail des éverseurs en excentrique) puis d'éversion rapide en une seconde (travail des éverseurs en concentrique). Afin de standardiser l'enchaînement des mouvements, il était demandé au participant de suivre le rythme imposé par un métronome. Les sujets devaient réaliser un maximum de répétitions sachant qu'une répétition était considérée comme un mouvement d'inversion et un mouvement d'éversion. Il leur était également demandé de garder le genou en extension, de fixer la hanche (pas de rotation) et de garder un léger contact des mains avec le mur pour maintenir l'équilibre. Toutes les deux répétitions l'évaluateur encourageait positivement le participant, mais aucun feedback correctif n'a été donné pendant le test.



Figure 18. Position de départ du test de résistance à la fatigue avec un système de déstabilisation

Nous avons également mesuré la force musculaire isométrique des éverseurs et des dorsifléchisseurs de la cheville à l'aide d'un dynamomètre manuel (MicroFET, Hoggan Health Industries, Draper, UT, USA). La force musculaire isométrique des dorsifléchisseurs et des éverseurs a été évaluée comme décrit une étude précédente¹¹⁸. Le pied du participant était placé en position neutre pour les deux positions. Le participant devait tirer ou pousser contre le dynamomètre manuel de manière progressive pour atteindre la force maximale qu'il était capable de développer dans chaque direction. L'évaluateur contraignait cette force en fixant l'outil avec les deux mains (figure 19). Un essai durait entre trois et cinq secondes. Les valeurs en Newton ont été multipliées par le bras de levier en mètre, puis normalisées par le poids de chaque sujet. La valeur maximale des trois essais a été retenue pour l'analyse.

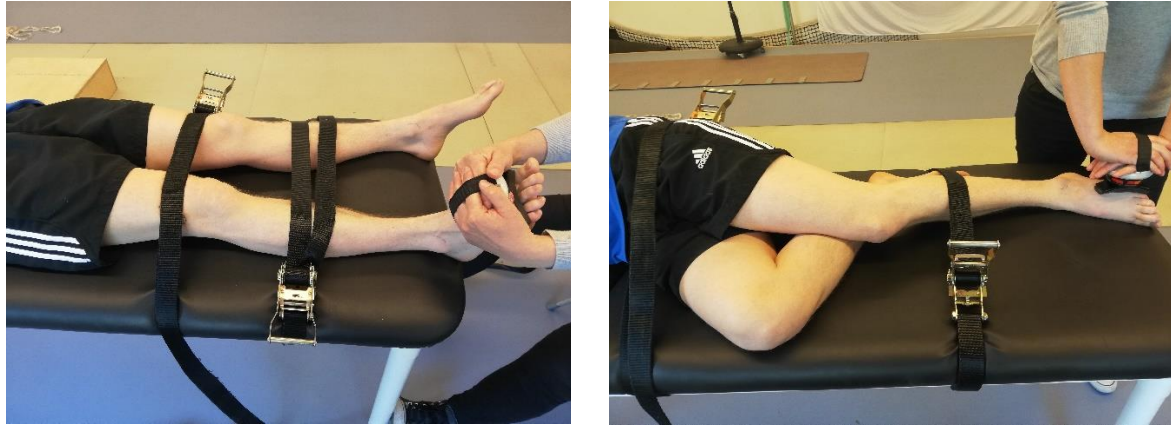


Figure 19. évaluation de la force musculaire avec le dynamomètre manuel pour les dorsifléchisseurs à gauche et pour les éverseurs à droite

Analyses statistiques

Pour l'évaluation de la reproductibilité du test de résistance à la fatigue, un total de 27 sujets a été analysé, car trois sujets sains n'ont pas pu revenir lors de la seconde séance pour des raisons organisationnelles. Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel R (R Core Team 2021) avec le package psych 1.0.12 et le package Rcmdr 1.7-1. Le test de Shapiro-Wilk a permis d'établir la normalité des distributions. Les variables suivant une distribution normale ont été analysées en considérant la moyenne et l'écart-type tandis que celles avec une distribution non normale ont été analysées selon la médiane et l'écart interquartile entre le 1^{er} quartile et le 3^e quartile (Q1 – Q3). Un coefficient de corrélation intraclass (ICC) avec ses limites de confiance inférieure et supérieure à 95 % a été calculé pour comparer les scores entre la première et la seconde session. Le modèle « ICC₂ » a été utilisé. Par convention l'ICC $\geq 0,91$ est considéré comme très bon, entre $0,90 \leq \text{ICC} \leq 0,71$ comme bon, entre $0,70 \leq \text{ICC} \leq 0,51$ comme modéré, entre $0,50 \leq \text{ICC} \leq 0,31$ comme médiocre et très mauvais ou nul si l'ICC $\leq 0,30$ ¹⁶². L'erreur standard de mesure (SEM) et le changement minimal détectable (MDC) ont également été calculés. Pour la comparaison des groupes entre la session 1 et la session 2, un test t de Student apparié ou un test de Wilcoxon apparié a été calculé selon la normalité des distributions des variables. Un test de Mann Whitney a été utilisé pour comparer les scores de fatigue entre les sujets et les sujets instables. Des corrélations de

Spearman ont été utilisées pour mettre en lien la force musculaire et le score au test de résistance à la fatigue.

Résultats

Les deux groupes qui composaient la population étudiée sont décrits dans le tableau 19.

Tableau 19. Description de la population totale (n=30)

	Sains (n=19)	CAI (n=11)	p-valeur
Âge (moy±sd)	23,1±2,2	23,5±4,1	0,747 ^a
Score CAIT /30 (med IQR)	30 (29-30)	19 (18-20)	<0,001 ^b
Score All /9 (med IQR)	0,0 (0-1,5)	6,0 (5-6)	<0,001 ^b
IMC en kg/m ² (moy±sd)	23,3±3,9	24,0±2,5	0,517 ^a
Taille en m (moy±sd)	1,73±0,09	1,75±0,12	0,559 ^a
Sexe (femme)	42%	36%	0,757 ^c
Halasi /10 (med IQR)	6,0 (5-7)	9,0 (5-9)	0,064 ^b
Jambe (dominante)	58%	36%	0,260 ^c

moy±sd : moyenne plus ou moins écart-type

med IQR : médiane et écart interquartile (25%-75%)

m : mètre

^a t de Student non apparié

^b Mann Whitney

^c chi²

Les valeurs de reproductibilité reprises dans le tableau 11 montrent que les ICC du test de résistance à la fatigue sont bons pour la population saine (ICC = 0,95) et modérés (ICC = 0,58) pour la population d'instables chroniques. Le SEM et le MDC est plus faibles chez les sujets que chez les sujets CAI. Pour les deux populations, il n'y a pas de différence significative (p = 0,02) entre les scores de la première session et de la seconde session.

Tableau 20. Reproductibilité et erreur de mesure du test de résistance à la fatigue

population	Session 1 med (IQR)	Session 2 med (IQR)	ICC ₂ (IC95%)	SEM	MDC	p-valeur
Sains (n=16)	14,5 (7,8-17)	14,0 (6,0-21)	0,95 (0,89-0,98)	2,06	5,70	0,74 ^a
CAI (n=11)	6,00 (4,5-8,0)	7,00 (5,0-9,5)	0,58 (0,14-0,84)	4,10	11,4	0,67 ^b
Total (n=27)	8,00 (6,0-16)	8,00 (5,5-17,5)	0,88 (0,78-0,93)	2,99	8,29	0,51 ^b

med IQR : médiane et écart interquartile (25%-75%) du nombre de répétitions

^a t de Student apparié

^b Wilcoxon apparié

Les sujets sains sont significativement meilleurs que les sujets CAI lors du test de résistance à la fatigue ($p < 0,02$) (figure 20).

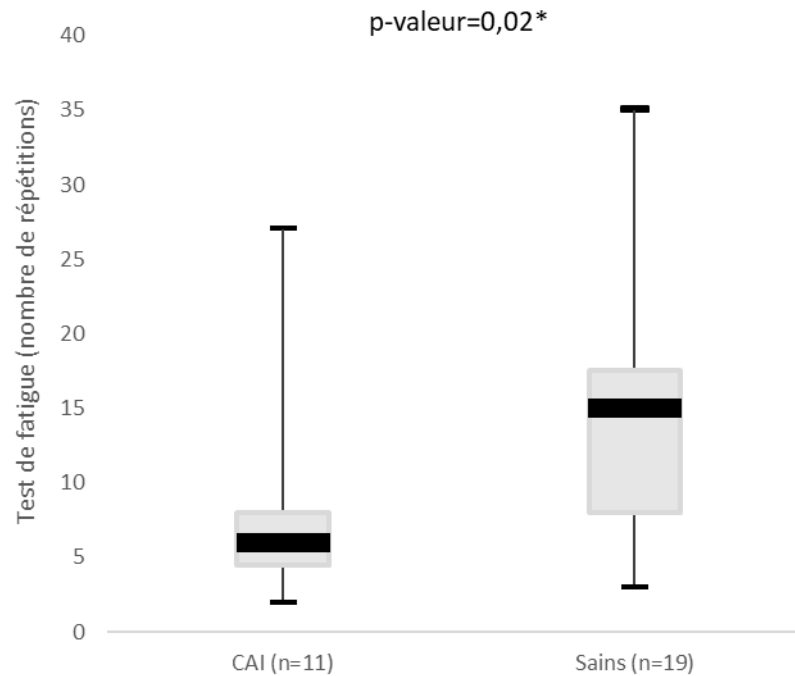


Figure 20. Comparaison des sujets sains vs des sujets instables chroniques de cheville (CAI) au test de résistance à la fatigue

Sur base des résultats obtenus dans la population saine, nous avons déterminé un seuil de normalité quant au score de résistance à la fatigue. Ce seuil a été calculé sur base du percentile 20 et s'élève à 7,6 répétitions.

Le score du test de résistance à la fatigue n'est ni corrélé à la force des dorsifléchisseurs ni à la force des éverseurs pour l'ensemble de la population (figure 21).

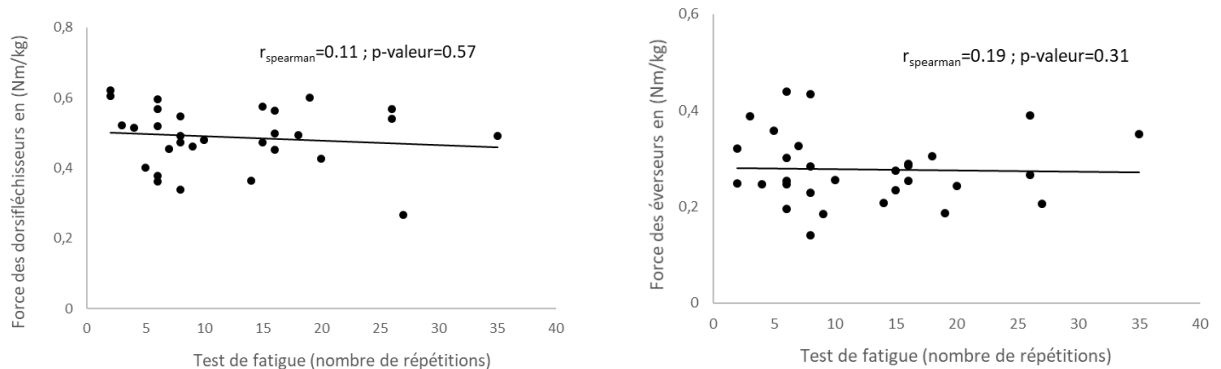


Figure 21. Corrélation entre les tests de force musculaire et le test de résistance à la fatigue ($n=30$)

Discussion

L'objectif de notre étude était de mettre en évidence l'intérêt de l'utilisation d'un test de résistance à la fatigue du mouvement d'éversion et d'inversion en charge pour comparer une population de sujets sains avec une population de sujets CAI. Cette étude est la première à évaluer la reproductibilité de ce test qui est très bonne pour les sujets sains ($ICC = 0,95$) et modérée pour les sujets CAI ($ICC = 0,58$). Nous avons ensuite comparé ces deux populations. Les sujets sains ont un score significativement meilleur ($p = 0,02$) que les sujets CAI. Finalement, nous n'avons pas objectivé de liens entre ce test de résistance à la fatigue et la force isométrique des muscles éverseurs et dorsifléchisseurs.

Bien que ce test ait été brièvement décrit dans un précédent article²⁰⁰, il s'agit de la première étude qui évalue la reproductibilité du test de résistance à la fatigue des muscles de la cheville avec une sandale de déstabilisation. Nous pouvons considérer que ce test est reproductible malgré un résultat modéré pour la population CAI ($ICC = 0,58$). Ce résultat est expliqué par un unique sujet qui présente une différence de score importante entre les deux sessions. Du fait de la taille relativement limitée de la population CAI dans notre étude, l'influence d'un seul score amplifie le résultat global. Ce cas met en évidence que malgré une méthode contrôlée, des variabilités peuvent être liées au patient de manière individuelle. Cependant, aucune différence significative entre les scores de la session 1 et de la session 2 n'a été mise en évidence ($p > 0,05$) indiquant qu'en moyenne, les scores de résistances à la fatigue restent stables en l'absence d'interventions. D'autre part, les sujets CAI présentent également une erreur de mesure plus importante que les sujets sains (respectivement $SEM = 4,10$ et $SEM = 2,06$). Plus le SEM est faible, meilleure est la qualité de la mesure, car cet indice détermine les limites dans lequel se trouve le « vrai » score du sujet¹³⁵. Le MDC est une

extension du SEM, qui nous permet d'interpréter cliniquement la mesure, car il représente le changement minimal nécessaire pour identifier un « réel » changement (une amélioration ou une détérioration)²⁰². Dans notre étude, le MDC est relativement important avec un MDC de 6 répétitions pour les sujets sains et un MDC de 11 répétitions pour les sujets CAI.

Le score du test de résistance à la fatigue avec la sandale de déstabilisation est significativement plus faible chez les sujets CAI qui obtiennent un score médian de 6 répétitions comparé aux sujets sains qui présentent un score médian de 15 répétitions. L'étude précédente ayant utilisé la sandale de déstabilisation a également montré que les sujets CAI présentaient un score plus faible au test de fatigue que les sujets sains²⁰⁰. Ce test a donc un intérêt pour la pratique clinique, car il permettrait de détecter des faiblesses de résistance à la fatigue ou des faiblesses motrices au niveau des muscles éverseurs et dorsifléchisseurs de la cheville. Il permettrait d'affiner le bilan et donc la rééducation après une ELC. Nous avons déterminé qu'une valeur de 8 répétitions devrait être idéalement atteinte chez un sujet sain. L'étude de Terrier et Forestier estime cette valeur seuil à 15 répétitions. Contrairement à Terrier et Forestier, nous avons utilisé un métronome qui a pu rendre le test plus difficile. Le rythme imposé par le métronome a peut-être obligé les sujets à réaliser une phase excentrique plus lente que dans l'étude de Terrier et Forestier. Le temps sous tension des muscles éverseurs et dorsifléchisseurs aurait alors été plus longs dans notre étude et la fatigue serait apparue sur un nombre moins important de répétitions. Par ailleurs, Terrier et Forestier ne donnent pas de précisions quant aux caractéristiques de la population qu'ils ont évaluée.

Lors de la réalisation du test avec la sandale de déstabilisation, les sujets réalisaient entre 2 et 35 répétitions. Or il est établi que le temps nécessaire pour réaliser un test anaérobie est estimé à 30-40 secondes²⁰³. Étant donné qu'une répétition complète durait trois secondes (deux secondes vers l'inversion et une seconde vers l'éversion), les sujets qui n'obtenaient pas un

score minimum de 10 répétitions ne solliciteraient pas cette filière. Dans cette situation, nous pouvons supposer que l'arrêt du test est plus en lien avec une incapacité motrice à la réalisation du mouvement plutôt qu'à une fatigue musculaire. Une proportion considérable (82 %) de sujets CAI n'atteignait pas ce seuil de 10 répétitions. Il est probable que pour ces sujets CAI le test révélait un déficit autre qu'un déficit de résistance à la fatigue. Il semblerait que les déficits musculaires associés aux patients CAI puissent être attribués à des différences d'excitabilités des motoneurons et de recrutement plutôt qu'à des dommages des unités musculotendineuses²⁰⁴. Les faibles scores mettraient alors en évidence l'incapacité de recrutement des éverseurs et des dorsifléchisseurs. D'autre part, lors du test de résistance à la fatigue, la capacité de contrôle postural est relativement sollicitée. Or les patients CAI présentent fréquemment des déficits de contrôle postural²⁰⁴. L'ensemble de ces implications contractiles et stabilisatrices de la cheville mettent en évidence la complexité des symptômes persistants après une ELC qui peuvent mener au développement de CAI⁴⁶.

Finalement, nous n'avons pas observé de lien significatif entre la force isométrique des éverseurs et des dorsifléchisseurs avec le test de résistance à la fatigue. Cependant, lors du test de résistance à la fatigue de cheville, la force des éverseurs et des dorsifléchisseurs était développée selon des modalités excentriques (lors de la descente) et concentriques (lors de la montée). La différence entre les modalités peut expliquer cette absence de corrélation. D'autre part, la force musculaire isométrique, la capacité de résistance à la fatigue ainsi que le pourcentage d'activation musculaire sont autant d'éléments qui relèvent des capacités neuromusculaires, mais qui ne sont pas systématiquement liées les uns avec les autres. Le développement de CAI peut être en partie expliqué par certains déficits neuromusculaires, mais également par des déficits pathomécaniques et sensori-perceptifs, qui sont eux-mêmes influencés par les facteurs personnels et environnementaux⁴⁶. Il semble donc nécessaire d'évaluer les patients de manière complète pour prendre en compte l'ensemble des facteurs

pouvant mener au développement de CAI et au risque de se reblesser. Nous pouvons citer, de manière non exhaustive, d'autres évaluations comme l'évaluation de la douleur, la mesure de la mobilité, le déficit cinématique de l'articulation, le volume du gonflement, l'évaluation du contrôle postural et de la marche qui sont des éléments supplémentaires que la littérature recommande de prendre en considération en pratique clinique ^{47,48}. Plus les informations d'un patient recueillies lors d'un bilan sont complètes et pertinentes, meilleure est l'individualisation de la rééducation. Cette prise en charge individualisée consiste à mettre en place des traitements plus ciblés et d'augmenter l'efficacité de la rééducation.

D'autres tests de la littérature proposent une évaluation de la fatigue de la cheville. Le « heel rise test » est ainsi décrit comme valide et reproductible (ICC = 0,96) dans la littérature ²⁰⁵. Cependant, ce test évalue préférentiellement la fatigue des fléchisseurs plantaires à la différence de notre étude où les éverseurs et les dorsifléchisseurs sont ciblés. Bien qu'une faiblesse au niveau des fléchisseurs plantaires et dorsaux puisse être un facteur de risque d'ELC ⁷¹, le mécanisme lésionnel principal de l'ELC est contrôlé par l'action des muscles éverseurs et des dorsifléchisseurs. Le test avec la sandale de déstabilisation de notre étude semble alors plus proche du mécanisme lésionnel de l'ELC et serait donc plus spécifique pour une population CAI. Le « heel rise test », bien qu'il pourrait être intéressant pour la détection de déficits dans un contexte d'ELC, permet plus fréquemment d'identifier des patients avec des tendinopathies d'Achille ²⁰⁶. D'autres méthodes décrites dans la littérature, contrairement au « heel rise test » et au test de fatigue décrit dans notre étude, ont pour objectif d'induire de la fatigue plutôt que de mesurer spécifiquement une résistance. Ce type de méthodes permet ainsi d'évaluer des tâches fonctionnelles en condition de fatigue. Par exemple, le contrôle postural peut être évalué avec et sans fatigue ²⁰⁷. Ces méthodes d'évaluation considèrent généralement qu'une diminution de plus de 50 % du pic de force sur trois répétitions permet de déterminer qu'une personne est localement fatiguée ^{207,208}. La mesure de force est possible à l'aide d'un

dynamomètre, mais ne l'est pas en utilisant la sandale de déstabilisation utilisée lors de cette étude. L'utilisation d'un dynamomètre est généralement chronophage et coûteuse et est par conséquent plus difficilement accessible en pratique clinique. Au contraire, le test de fatigue avec la sandale de déstabilisation présente un coût modéré et semble plus adapté à une pratique clinique courante.

Limites de l'étude

Nous devons rester vigilants quant à l'interprétation de nos résultats, car la taille de notre échantillon reste limitée.

Conclusion

Le test de résistance à la fatigue musculaire du mouvement d'inversion/éversion avec la sandale de déstabilisation présente une très bonne reproductibilité chez les sujets sains et une reproductibilité modérée chez les sujets CAI. Les résultats doivent cependant être interprétés prudemment, car il semble probable qu'une incapacité motrice à la réalisation du mouvement sans lien avec de la fatigue soit à l'origine de l'arrêt du test chez certains sujets, en particulier dans la population CAI. L'absence de corrélation entre le score de résistance à la fatigue et la force musculaire isométrique des éverseurs et des dorsifléchisseurs met en avant la complexité de l'instabilité chronique de cheville et l'implication d'un ensemble de caractéristiques neuromusculaires.

Le score du test de fatigue reste cependant significativement plus faible chez les sujets CAI que chez les sujets sains mettant en avant l'intérêt d'un tel test pour l'évaluation clinique et la prise en charge courante de patients après une entorse latérale de cheville. Nos résultats ont mis en évidence qu'un score supérieur ou égal à 8 répétitions devait être attendu lors de ce test chez un sujet sain.

Synthèse du chapitre 3

- La méthode de 1-RM permet d'évaluer la force musculaire isotonique des dorsifléchisseurs, des éverseurs et des inverseurs. La reproductibilité relative de cette méthode est bonne (ICC entre 0,76 et 0,88) et la reproductibilité absolue (MDC entre 19 % et 31 %) peut être considérée comme acceptable. La méthode de 1-RM présente une reproductibilité similaire à la mesure de force musculaire avec le dynamomètre manuel (HHD).
- La méthode de 1-RM permet de quantifier un déficit de force musculaire des éverseurs, des inverseurs et des dorsifléchisseurs en mode isotonique chez les personnes avec une CAI versus les personnes saines.
- Le test de résistance musculaire de la cheville présente une bonne reproductibilité pour les personnes saines et une reproductibilité modérée pour les personnes avec une CAI. La reproductibilité absolue est cependant élevée pour l'ensemble de la population (MDC = 8 répétitions)
- Les personnes CAI obtiennent des scores de résistance à la fatigue plus faible que les personnes saines ($p < 0,02$) et nous conseillons un minimum de 8 répétitions pour exclure un déficit. Cependant, ces résultats doivent être interprétés avec prudence, car la validité du test peut être discutée.

SYNTHÈSE GÉNÉRALE

L'objectif global de ce travail consistait à contribuer à la problématique de la force musculaire de cheville dans un contexte d'entorse latérale de cheville (ELC), pouvant mener au développement de la chronicité et au risque de récurrence élevée. Bien que nous observons une émergence de recommandations pour la prise en charge de l'ELC^{47,48,78}, le manque de consensus concernant l'évaluation de la force musculaire de cheville persiste.

Dans les premières études de cette thèse, nous avons mis en évidence que le paramètre de force musculaire ne faisait pas partie des critères les plus considérés par les médecins pour décider un retour au sport (RTS) après une ELC. Bien que les kinésithérapeutes prenaient un peu plus en considération la force musculaire que les médecins, l'ensemble des cliniciens évaluaient principalement ce critère manuellement et peu d'entre eux utilisaient des mesures quantitatives. Cependant la connaissance des recommandations et la formation en médecine sportive participaient à augmenter l'utilisation d'évaluation quantitative de la force musculaire. Le dynamomètre isocinétique et le dynamomètre manuel (HHD) représentent les méthodes principalement décrites pour réaliser cette évaluation.

Bien que l'ensemble des groupes musculaires participent à la stabilisation active de la cheville et doivent être évalués, nous nous sommes concentrés sur l'évaluation de la force musculaire des éverseurs dans le deuxième chapitre. Le groupe musculaire des éverseurs participe à la stabilité médiolatérale de la cheville avec les inverseurs et il est le plus étudié dans un contexte d'ELC. Nous avons réalisé une recherche systématique de la littérature sur la reproductibilité et l'erreur de mesure des méthodes quantitatives d'évaluation de la force musculaire des éverseurs pour aider les chercheurs et les cliniciens à faire des choix parmi les différentes possibilités d'évaluation. Cette revue a confirmé que le dynamomètre isocinétique et le HHD étaient les outils les plus utilisés dans la littérature. Les modalités concentrique et

isométrique sont les plus étudiées, mais il semble que la modalité isométrique soit la plus reproductible actuellement. Ensuite, le type de dynamomètre utilisé n'impacterait pas la reproductibilité de l'évaluation musculaire des éverseurs. Finalement, les encouragements verbaux et le système de stabilisation sont nécessaires pour obtenir des valeurs de force musculaire reproductibles. Dans cette revue systématique, nous n'avons pas trouvé de méthode d'évaluation de force musculaire isotonique ni de méthode d'évaluation en charge.

Dans le chapitre trois de cette thèse, nous avons donc développé et exploré de nouvelles méthodes pour évaluer la force musculaire de la cheville. Nous avons adapté la mesure de 1-RM pour évaluer la force isotonique des dorsifléchisseurs, des éverseurs et des inverseurs. Cette méthode est une alternative de terrain pour l'évaluation dynamique de la force musculaire de cheville. Elle est reproductible et permet d'identifier des déficits chez les individus avec une CAI. La seconde méthode que nous avons étudiée n'évaluait pas directement la force musculaire des éverseurs, mais la capacité de résister à la fatigue musculaire produite par la répétition de mouvement d'inversion et d'éversion. Ce second test de terrain en charge réalisé à l'aide d'une sandale de déstabilisation était reproductible et les CAI obtenaient des scores également plus faibles. Cependant, lorsque le score des volontaires était trop faible, nous ne pouvions pas considérer que la résistance à la fatigue était évaluée, mais cette incapacité nous donnait une indication sur un éventuel déficit neuromusculaire ;

Le tableau 21 présente un résumé des résultats de cette thèse. Il propose les réponses aux questions de recherches établies dans le tableau 5.

Tableau 21. Aperçu des réponses aux questions de recherche des études de la thèse

Chap.1 : La place de l'évaluation de la force musculaire de la cheville après une entorse latérale

→ La force musculaire est prise en considération, mais peu quantifiée par les cliniciens

- Étude 1
- La force musculaire de cheville fait partie des critères utilisés par le médecin pour un RTS avec la douleur, les aptitudes fonctionnelles, la mobilité, la proprioception, l'instabilité mécanique et le gonflement.
 - Les évaluations quantitatives pour mesurer la force musculaire de cheville étaient le dynamomètre isocinétique et/ou le HHD et/ou une sandale de déstabilisation
 - Une faible proportion de médecins considèrent au moins l'une de ces valeurs quantitatives.
- Étude 2
- 38% des médecins et 60% des kinésithérapeutes considèrent la force musculaire comme un critère de RTS.
 - Seulement 9 % des kinésithérapeutes et 7 % des médecins évaluent quantitativement la force musculaire.

Chap. 2 : Modalités d'évaluation de la force musculaire des éverseurs de la cheville

→ L'évaluation isométrique mesurée avec dynamomètre isocinétique ou dynamomètre manuel (HHD) associé à des encouragements et une stabilisation semble être la plus fiable.

- Étude 3
- Le dynamomètre isocinétique et le dynamomètre manuel (HHD) sont les méthodes quantitatives les plus étudiées dans la littérature.
 - Pour évaluer les éverseurs de cheville, le mode isométrique semble être actuellement la mesure la plus reproductible.
 - Les encouragements verbaux et la stabilisation manuelle ou via une sangle sont nécessaires pour obtenir des valeurs de force des éverseurs fiables.

Chap. 3 : Évaluation des muscles de la cheville : approche pratique

→ L'évaluation de la 1-RM et l'évaluation avec une sandale de déstabilisation peuvent être des options supplémentaires fiables.

- Étude 4
- L'évaluation isotonique des éverseurs, inverseurs et dorsifléchisseurs mesurée avec la 1-RM est une méthode de terrain reproductible.
 - Cette méthode permet de détecter des déficits de force musculaire chez des personnes avec une CAI.
- Étude 5
- Le test de résistance à la fatigue avec une orthèse de déstabilisation est relativement reproductible et elle pourrait détecter des déficits neuromusculaires chez les personnes avec une CAI.

DISCUSSION GÉNÉRALE

Importance de l'évaluation dans un contexte d'entorse latérale de cheville

Les concepts actuels de prise en charge en kinésithérapie s'appuient sur la pratique basée sur l'évidence (EBP). L'EBP se fonde sur trois piliers essentiels formés par les attentes du patient, l'expertise clinique et la validation des preuves par les études scientifiques¹⁷⁷. L'approche EBP favorise une prise en charge globale où l'exercice de la kinésithérapie est indissociable du patient et des connaissances sur les pathologies et les soins possibles. Le concept d'évaluation au sens large contribue à fournir des données objectives et quantifiées qui permettent de créer des liens avec le patient, mais également avec les données scientifiques. Dans un contexte d'entorse latérale de cheville (ELC) les recommandations ROAST (2018)⁴⁷ et PAASS (2021)⁷⁸ ont récemment mis en lumière l'importance de l'individualisation au travers de l'évaluation pour les rééducations et prendre la décision d'un retour au sport (RTS). Dans le premier article de cette thèse, nous avons mis en évidence que peu de cliniciens évaluaient quantitativement les potentiels déficits après un ELC pour prendre la décision d'un RTS¹²². La douleur, l'instabilité fonctionnelle, la mobilité, la proprioception, l'instabilité mécanique, le gonflement et la force musculaire étaient bien souvent considérés mais finalement peu quantifiés. Concernant le critère de force musculaire, uniquement 9 % des kinésithérapeutes et 7 % des médecins interrogés utilisaient une méthode de mesure quantitative (dynamomètre manuel et dynamomètre isocinétique) pour décider si leur athlète est apte au RTS (Étude 2)²⁰⁹. Tourillon et al. ont quant à eux mis en évidence que seulement 14% des 426 kinésithérapeutes francophones interrogés utilisaient une méthode quantitative pour évaluer la force musculaire de cheville lors de la prise en charge aiguë de l'ELC ou des patients avec une CAI²¹⁰. Ces études montrent donc que les cliniciens n'utilisent pas suffisamment d'évaluation quantitative que ce soit en phase aiguë, en phase de RTS ou chez des patients avec une CAI. Or, les recommandations sur lesquelles nous nous sommes appuyés

dans le premier chapitre comme dans l'étude de Tourillon et al. sont récentes (2018-2021). Cela pourrait, en partie, expliquer le décalage entre d'une part la pratique de terrain et d'autre part les recommandations décrites dans la littérature. Ensuite, les cliniciens interrogées dans ces sondages ^{122,209,210} étaient francophones et la barrière de la langue limite la compréhension des recommandations rédigées en anglais ²¹¹. Pour contribuer à une amélioration de la compréhension de ces recommandations ROAST et PAASS ^{47,78}, nous les avons traduit en français dans l'introduction de cette thèse (Tableau 3 et 4). Il convient également de comprendre les explications détaillées car cela permet de percevoir les subtilités des évaluations conseillées et parfois les manques auxquels nous sommes confrontés. Finalement, ces recommandations, ne sont pas exhaustives, d'autres articles viennent les compléter, les affiner ^{48,61} et d'autres feront leur apparition dans les années futures.

Les évaluations après une ELC doivent donc être multiples. Une récente revue narrative avec opinion d'experts a identifié les tests fonctionnels et les questionnaires les plus appropriés à utiliser en pratique pour évaluer les déficits sensorimoteurs, les perceptions de l'athlète et la performance fonctionnelle dans un contexte de prise de décision pour un RTS ²¹². Les évaluations décrites comprennent des tests de contrôle postural statique (single leg stance on a firm surface, foot lift test), de contrôle postural dynamique (Y balance test), de sauts (Side hop test, figure of 8 hop test), d'un questionnaire de la fonction en lien avec un déficit à la cheville (FAAM) et d'un questionnaire psychologique (ALR-RSI) ²¹². L'ensemble de ces évaluations a été étudié en termes de reproductibilité et d'erreur de mesure et assure donc aux cliniciens l'emploi justifié selon un haut niveau de confiance des outils et des méthodes d'évaluation. Par ailleurs, ces évaluations ne demandent pas de matériel coûteux et sont donc accessibles en pratique. Enfin, des valeurs seuils sont proposées afin de guider les cliniciens à interpréter concrètement les évaluations dans un contexte de RTS. Dans leur analyse, Picot et al. n'ont cependant pas détaillé l'ensemble des évaluations décrites dans le ROAST ⁴⁷ et le PAASS ⁷⁸,

considérant que lors du stade de la prise de décision du RTS certains déficits étaient probablement normalisés ²¹². Néanmoins, l'importance de l'évaluation de la force musculaire était ici encore évoquée. Paradoxalement, le manque de consensus sur les évaluations à utiliser dans le contexte de RTS semble malgré tout persister, probablement du fait des limites énoncées précédemment, à savoir celles liées à la reproductibilité, la validité et l'interprétation des valeurs. Ce qui nous amène aux objectifs de cette thèse en contribuant à l'évaluation de la force musculaire de cheville dans un contexte d'ELC.

Qualités métrologiques d'une évaluation

La reproductibilité se définit comme le degré d'exactitude d'une mesure, c'est-à-dire sa capacité à être exempte d'erreur ²¹³. Une mesure reproductible est une mesure permettant de donner la même réponse lorsque cette même mesure est répétée dans le temps sans qu'il y ait eu de modifications ou d'interventions. Il est difficile de déterminer la reproductibilité d'une mesure de manière binaire, mais elle peut être estimée sur un spectre continu allant du plus au moins reproductible ²¹³. Dans l'ensemble des études de cette thèse, nous avons toujours pris en considération un index de reproductibilité relative (ICC, *r* Pearson) et un index de reproductibilité absolue (LoA, MDC, SEM, CV). La reproductibilité relative représente les sources de variation qui faussent le plus la mesure, c'est-à-dire la capacité dont un instrument et sa méthode sont capables de distinguer des scores entre les patients, tandis que la reproductibilité absolue aussi appelée erreur de mesure représente la quantité d'erreurs dans les scores de mesure répétés chez un patient stable ¹³⁴. Dans le chapitre deux de cette thèse, nous avons considéré les valeurs de reproductibilité relative suffisante lorsque l'ICC était supérieur ou égal à 0,70 ¹³² qui est la limite nécessaire pour utiliser un instrument de mesure lors d'une comparaison de groupe ²¹⁴. Cependant, le comité consultatif scientifique du Medical Outcome Trust estime qu'un ICC entre 0,90 et 0,95 est nécessaire pour un suivi individuel dans le temps ²¹⁴. En d'autres termes, les méthodes d'évaluation avec un ICC inférieur à 0,90 ne

permettrait théoriquement pas de suivre un patient individuellement et de prendre une décision pour un retour au sport. Concernant la reproductibilité absolue, nous l'avons considérée suffisante lorsque le MDC était inférieur à 20 %^{132,133}. Ces limites nous ont permis d'avoir un aperçu global du niveau de reproductibilité relative et absolue de l'évaluation de la force musculaire des éverseurs de la cheville. Cependant, l'interprétation de la reproductibilité à l'aide de valeurs de référence issue des recommandations ne doit pas remplacer le jugement clinique²¹³. Par exemple, si nous estimons qu'il est possible d'avoir une grande progression de la force musculaire entre un début et une fin de rééducation chez un athlète, une estimation de la force musculaire avec MDC qui s'approche des 30% pourra être considérée comme acceptable. Or, lorsque nous sommes sur une fin de rééducation pour améliorer avec finesse certains paramètres, la sensibilité de la mesure devra être de fait plus précise et une méthode avec un MDC s'élevant à 30 % ne sera plus acceptable. L'interprétation scientifique que nous avons réalisée à travers la revue systématique du deuxième chapitre ne doit donc pas se substituer au jugement clinique, où la part de subjectivité est inévitable.

La validité quant à elle témoigne de la capacité de l'évaluation à refléter fidèlement la mesure qu'elle est sensée évaluer²¹³. Lors d'une évaluation de la force musculaire de manière directe, c'est-à-dire avec l'application d'une résistance que l'on quantifie, il a été suggéré que la validité était relativement simple à apprécier. En d'autres termes, il est plus aisé d'obtenir une mesure valide lorsqu'elle est chiffrée et observable que lorsque la mesure est non observable ou latente comme la douleur ou la qualité de vie beaucoup plus difficile à déterminer²¹³. Ce qui ne veut pas dire que la validité est meilleur pour l'un ou l'autre type de mesure, mais il peut être plus ou moins difficile d'estimer la validité selon le type de mesure. Dans la cinquième étude de cette thèse, nous nous sommes ainsi questionnés sur la validité du test de résistance à la fatigue²¹⁵. Le temps de certains volontaires ne permettait pas de réellement provoquer une fatigue (voir Étude 5). Ce test n'est donc peut-être pas valide pour

évaluer la résistance à la fatigue chez tous les patients. Dans le cadre de notre étude, nous l'avons cependant considéré comme suffisamment valide non pas pour évaluer la fatigue, mais pour évaluer le contrôle neuromusculaire du mouvement d'inversion et d'éversion en appui unipodal^{91,200}. Le contrôle neuromusculaire n'est pas l'atteinte d'un unique paramètre, mais il englobe différents niveaux d'atteintes perceptifs et moteurs ayant des origines locales au niveau de l'articulation, mais également au niveau spinal ou supra spinal moteur²⁰⁴. Dans le modèle d'Hertel & Corbett (voir Figure 6), le concept de neurosignature qui lie les déficits sensori-perceptifs et de comportement moteur illustre cette notion de contrôle neuromusculaire. Des études supplémentaires seraient nécessaires pour confirmer les liens multiples entre la fatigue musculaire, le contrôle neuromusculaire du mouvement et le test proposé dans le cadre de cette thèse.

Modalités d'évaluation de la force musculaire de cheville

Concentrique

Près de 50 % des articles de reproductibilité regroupés dans la revue systématique du chapitre 2 ont évalué la modalité concentrique avec un dynamomètre isocinétique. Toutefois, il semblerait que l'erreur de mesure avec cette modalité soit parfois trop importante. De plus, la vitesse élevée à 120°/s ne serait pas toujours utilisable pour évaluer les éverseurs et les inverseurs, car elle peut parfois provoquer trop de difficultés et d'inconfort¹³¹. Cependant, la modalité concentrique à 30°/s pour les éverseurs et les inverseurs peut être appliquée avec un bon niveau de reproductibilité¹³¹. La méthode de 1-RM que nous avons adaptée dans l'étude 4 évalue également la modalité concentrique, mais de manière isotonique. Contrairement à l'évaluation isocinétique où le praticien règle une vitesse, lors de l'évaluation isotonique le praticien ajuste un poids⁸⁷. L'évaluation isocinétique permet d'obtenir des valeurs de force maximale développées sur la totalité de l'amplitude du mouvement tandis que l'ajustement d'un poids comme nous l'avons réalisé ne permet d'avoir qu'une valeur maximale qui est déplacée

sur la totalité de l'amplitude du mouvement. C'est-à-dire que la réelle force maximale pouvant varier selon le degré d'amplitude ne peut pas être estimée précisément avec l'évaluation isotonique. Or le manque d'accessibilité du dynamomètre isocinétique limite parfois son utilisation en pratique. Donc la mesure de 1-RM est une alternative de terrain pour l'évaluation concentrique jusqu'alors non étudié pour les éverseurs et les inverseurs.

Isométrique

Dans la revue systématique du chapitre 2, nous avons également mis en évidence l'intérêt de l'évaluation isométrique. Bien que l'évaluation de la force musculaire isométrique sur dynamomètre isocinétique reste la méthode la plus reproductible ¹⁴³, le HHD est une bonne alternative pour l'évaluation de la force musculaire isométrique en pratique clinique. C'est d'ailleurs pourquoi elle est conseillée par les recommandations du ROAST ⁴⁷. La principale méthode d'évaluation isométrique avec le HHD décrite dans la littérature est le « make test » ^{119,149,158}. Néanmoins, l'article de McGirr et al. a ont évalué la force musculaire isométrique non seulement avec le « make test », mais également avec le « break test » dans leur étude ¹⁴⁹. Pour la réalisation du « make test », le patient exerce une force maximale contre le HHD maintenu fixe par l'évaluateur alors que pour le « break test » le patient doit résister en maintenant une position fixe contre le HHD sur lequel l'évaluateur exerce une force ^{216,217}. La force résistée du patient est supérieure avec la réalisation du « break test » comparativement à la force développée du patient avec le « make test » ²¹⁶. Bien que la reproductibilité du break test de l'étude de McGirr et al. soit bonne, cette méthode d'évaluation est peu utilisée dans la littérature, car de manière générale le « make test » est considérée comme plus reproductible que le « break test » ²¹⁸. Une difficulté de l'évaluation avec HHD peut également être liée à l'influence de la force musculaire de l'évaluateur sur la reproductibilité ^{119,219}. Dans la réalisation du « break test », nous pouvons émettre l'hypothèse que la force musculaire de l'évaluateur aurait un impact encore plus marqué que dans la réalisation du « make test ».

L'utilisation d'un système de fixation du HHD semble apporter des solutions concrètes pour limiter l'influence de l'évaluateur sur la reproductibilité et les valeurs obtenues ^{149,152,220}.

Excentrique

La modalité excentrique appliquée aux muscles de la cheville quant à elle semble avoir été peu étudiée en termes de reproductibilité (voir chapitre 2). Or l'intérêt de cette modalité apparaît clairement dans la littérature que ce soit pour les fléchisseurs plantaires ²²¹, les dorsifléchisseurs ^{188,222}, les éverseurs ^{212,223-225} et les inverseurs ^{225,226}. Yildiz et al. précise qu'un déficit de force excentrique serait plus important dans la position extrême d'inversion où se produit l'ELC chez les CAI. Il y aurait donc un intérêt à travailler les éverseurs en excentrique dans une amplitude de 15-20° d'inversion ²²⁴. Ils proposent également des ratios fonctionnels des éverseurs en excentrique sur les inverseurs en concentrique ¹²⁶. Bien que ce type de ratio soit décrit pour les articulations du genou dans un contexte de déchirure des ischio-jambiers ²²⁷, nous pouvons nous interroger quant à l'intérêt de ce ratio fonctionnel concernant la cheville. Premièrement, la force excentrique des éverseurs serait importante pour freiner le mouvement d'inversion provoqué par la pesanteur et non par la force concentrique des inverseurs. Le travail avec la sandale de déstabilisation dans le cinquième article de cette thèse illustre d'ailleurs très bien ce mécanisme. Deuxièmement, il est possible d'observer une faiblesse concentrique des inverseurs chez les CAI ⁷⁶. Il semble actuellement difficile de déterminer un ratio optimal de par la variabilité des méthodes d'évaluations et les différentes théories sur l'implication des modalités de force musculaire dans le mécanisme de l'ELC.

Interprétation des valeurs de force musculaire

Dans le premier chapitre de cette thèse, nous avons remarqué qu'une proportion importante de médecins (73 %) et de kinésithérapeutes (86 %) considéraient qu'une différence bilatérale de force musculaire de cheville inférieure à 15 % pouvait être tolérée pour un RTS après une ELC. Cette estimation des cliniciens est en accord avec une étude prospective ayant mis en évidence qu'une asymétrie de force musculaire excentrique supérieure ou égale à 15 % pour les fléchisseurs plantaires et les dorsifléchisseurs pourrait être un potentiel facteur de risque d'ELC chez les joueurs de foot ⁷¹. Ce seuil de 15 % décrit par Fousekis et al. mériterait d'être vérifié dans d'autres populations et avec d'autres modalités de contraction. Cependant, une asymétrie inférieure à 15 % pourrait être une bonne indication pratique pour la normalisation de la force musculaire des dorsifléchisseurs et des fléchisseurs plantaires. Après une entorse ligamentaire du genou, il a également été suggéré qu'une asymétrie de force musculaire, des quadriceps et des ischio-jambiers dans ce cas-ci, devait être normalisée entre 10% et 15% pour décider d'un RTS ²²⁸⁻²³⁰. L'évaluation d'une asymétrie bilatérale est donc un moyen pratique de déterminer si un déficit musculaire persiste et si un sportif est apte à retourner sur le terrain. Cependant, l'asymétrie bilatérale ne semble pas avoir été étudiée pour les muscles inverseurs et les éverseurs. De plus, il faut également considérer qu'un patient qui a déjà subi des épisodes d'ELC bilatéraux ne présentera possiblement pas d'asymétrie, mais il ne sera pas possible d'exclure des déficits musculaires, éventuellement présents aux deux chevilles.

Dans le troisième chapitre de cette thèse, bien que nous n'ayons pas évalué de manière bilatérale les volontaires de nos études, nous avons proposé des valeurs seuils pour les méthodes d'évaluation de la 1-RM et d'évaluation de résistance à la fatigue avec sandale de déstabilisation sur base des résultats des volontaires sains. Nous avons suggéré que des valeurs de force musculaire isotonique inférieures à 2,9 N/kg pour les éverseurs, à 2,9 N/kg pour les inverseurs

et à 5,2 N/kg pour les dorsifléchisseurs pouvaient être un indicateur de déficit après une ELC chez des personnes jeunes et actives. La comparaison de ces valeurs avec la littérature est difficilement possible actuellement, car cette étude constitue la première visant à évaluer les muscles de la cheville de manière isotonique. De plus, les études existantes sur la force musculaire de cheville isocinétique ou isométrique ne normalisent pas systématiquement la force musculaire au poids du volontaire^{169,170,231}. Ceci constitue clairement une limite à l'établissement de normes et in fine à l'interprétation des valeurs. La scoping review de Kejzar et al. regroupe des études pour établir des valeurs normatives de force musculaire isométrique des fléchisseurs plantaires et des dorsifléchisseurs²³². Dans cette étude, les auteurs n'ont considéré que les valeurs normalisées au poids des volontaires. Le faible nombre d'études et la variabilité des méthodes de l'évaluation musculaire des éverseurs et des inverseurs ne leur ont pas permis de déterminer des valeurs normatives pour ces deux derniers groupes musculaires. Cette variabilité se retrouve dans la mesure de la force isométrique avec le HHD où les valeurs s'étendent de 123 N à 338 N pour les éverseurs et les inverseurs^{119,149,158}. Ces résultats s'expliquent en partie par l'intégration de population gériatrique qui développent moins de force musculaire que des volontaires plus jeunes¹⁵⁸. L'influence de la nature des populations étudiées sur le niveau de force musculaire rapporté dans la littérature doit amener le clinicien à rester prudent quant à son application et son interprétation.

Évaluer la force musculaire parmi l'ensemble des déficits de l'entorse latérale en pratique

Évaluation en aiguë

Actuellement le ROAST recommande l'utilisation du HHD comme alternative au dynamomètre isocinétique pour évaluer de manière objective et reproductible la force musculaire de la cheville en pratique clinique ⁴⁷. Dans la quatrième étude de cette thèse, nous avons proposé une autre alternative avec le développement de la mesure de 1-RM adaptée à l'articulation de la cheville. À la différence de l'évaluation isométrique avec le HHD, l'évaluation avec la méthode de 1-RM permet d'obtenir une mesure de la force musculaire en concentrique (Tableau 22). En gardant l'optique d'une prise en charge multifactorielle, un ensemble de paramètres sera évalués dès la phase aiguë comme la douleur, le gonflement ou encore la mobilité (Tableau 3). Il est probable que la force musculaire ne puisse pas être évaluée dès les premières séances à cause d'une douleur trop importante ou d'un gonflement trop volumineux. Il conviendra alors de prioriser ces paramètres pour ensuite prendre en considération la force musculaire en l'évaluant quantitativement lors de la phase subaiguë.

Tableau 22. Évaluation mécanique et sensorimotrice avec contribution pour l'évaluation de la force musculaire

Ce que les cliniciens doivent évaluer	Pourquoi ?	Comment ?
Douleur de la cheville	Guide la progression des exercices de rééducation ...	Échelle numérique de la douleur FADI
Gonflement de la cheville	Le gonflement peut causer une inhibition musculaire ...	Figure de 8
...		
Force musculaire de cheville (+ hanche)	Des déficits compromettent l'intégrité fonctionnelle de l'articulation de la cheville. Des déficits de force musculaire sont souvent identifiés chez les CAI	- Dynamomètre manuel → isométrique accessible terrain - Dynamomètre isocinétique → isométrique (référence) , excentrique, concentrique - Mesure de 1-RM → concentrique accessible terrain - Capacité de mouvements répétés d'éversion / inversion → concentrique et excentrique sous max
...		
La zone colorée représente les contributions de la thèse Le tableau complet est le tableau 3		

Lorsqu'il est possible d'évaluer la force musculaire de la cheville, le choix de l'évaluation doit être suffisamment reproductible pour une situation particulière. Tout d'abord, les aspects de reproductibilité, de validité et de valeurs de référence sont des prérequis pour déterminer la fiabilité métrologique d'une évaluation, que ce soit en recherche ou en clinique. Ensuite, l'accessibilité des outils, le temps de l'évaluation, la compréhension du patient ainsi que la récolte et l'interprétation des valeurs obtenues sont autant de paramètres à prendre en considération ²¹³. Pour avoir une vision d'ensemble des méthodes d'évaluation explorées dans le chapitre 2 et 3 et précédemment discuté, nous avons développé un tableau de synthèse (Tableau 23). Il regroupe les méthodes de mesure de la force musculaire des inverseurs et des éverseurs avec une reproductibilité que nous pouvons considérer comme suffisante. Plus de détails sur ces évaluations sont disponibles dans l'annexe 7.

Tableau 23. Instruments et méthodes d'évaluation de la force musculaire des éverseurs et des inverseurs de la cheville.

Instruments et modalités évalués	Marque de l'instrument	Reproductibilité test-retest relative (ICC) et Erreur de mesure (MDC)	Valeurs
Dynamomètre isocinétique isométrique ¹⁴³	Biodex 4 Pro System	ICC = 0,91 – 0,93 MDC = 5 Nm	29 – 34 Nm
Dynamomètre isocinétique excentrique à 120°/s ¹⁴⁷	Cybex Norm, USA	ICC = 0,86 – 0,88 MDC = 3-5 Nm	25 - 26 Nm
Dynamomètre isocinétique concentrique à 30°/s ¹³¹	IsoMed 2000	ICC = 0,83 - 0,94 MDC = 4-6 Nm	24 - 26 Nm
Dynamomètre manuel isométrique ^{119,158}	Citec, CIT Technics / MicroFET2 (make test)	ICC = 0,74 - 0,90 MDC = 14 - 50 N	123 – 216 N
Dynamomètre manuel isométrique ¹⁴⁹	Power Track II (break test et make test)	ICC = 0,78 - 0,93 LoA = 17% – 27%	222 – 338 N
1-RM (force musculaire isotonique) (Aguilaniu, en soumission)	Poulie verticale et sangle WonderAnkle®	ICC = 0,76 – 0,83 MDC = 1 N/Kg	3,5 – 3,7 N/kg cut off >2,9 N/kg
Capacité de répétitions du mouvement d'éversion/inversion ²¹⁵	Sandale de déstabilisation (Myolux®)	ICC = 0,95 MDC = 6 répétitions	Nombre de répétitions 14 (8-17) cut off >8 répétitions

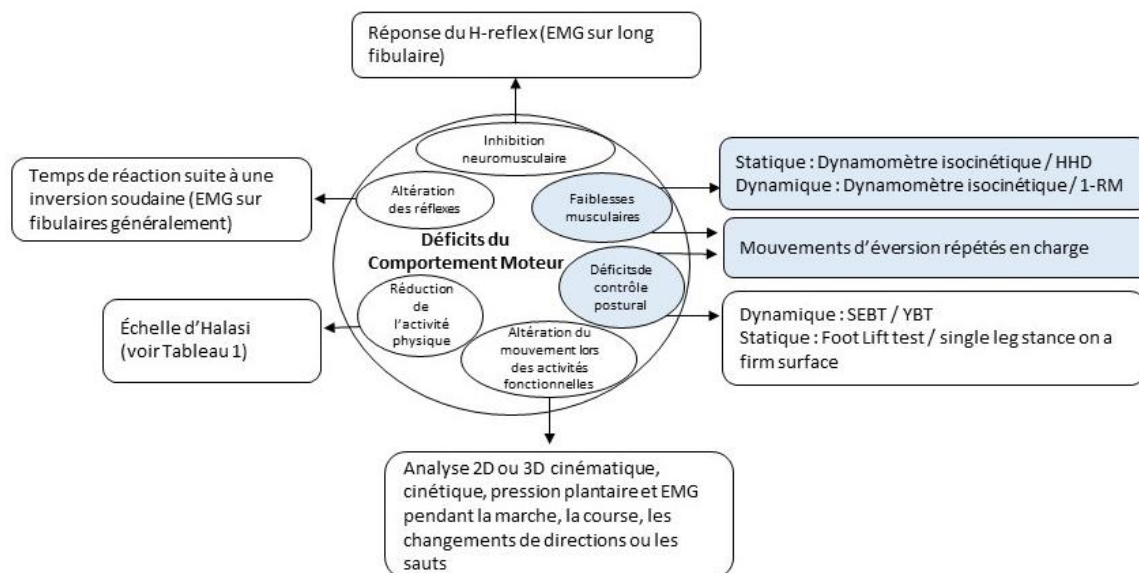
Évaluation lors du retour au sport

Le RTS est un continuum pour lequel il est nécessaire d'évaluer un ensemble de paramètres (douleur, déficits de la cheville, perception de l'athlète, contrôle sensori-moteur, performance sportive/fonctionnelle) décrit dans le PAASS framework (Tableau 4)⁷⁸. L'approche doit être globale tout au long du continuum du RTS avec les risques de se blesser inférieurs à la capacité à les supporter (figure 9)⁸³. Lors d'une évaluation de la force musculaire analytique avec dynamomètre isocinétique, HHD ou mesure de 1-RM comme décrit dans les études 3 et 4 de cette thèse, ce paramètre pourra être considérée comme l'un des signes physiques révélateurs de la santé des tissus (Étape 1 du modèle StaRRt). Lors d'une évaluation musculaire avec une intention de résistance à la fatigue comme nous l'avons réalisé dans la cinquième étude de cette thèse, l'évaluation sera plutôt révélatrice de la capacité des tissus à supporter un stress mécanique répété (Étape 2 du modèle StaRRt).

Comme pour les recommandations du ROAST, les évaluations dans le continuum du RTS permettent de guider la rééducation et de prendre des décisions si un athlète est apte à la reprise de l'activité, de son sport ou à performer. Ce modèle est basé sur le suivi d'athlètes, mais il s'adapte tout à fait à des personnes actives qui ont pour objectif de reprendre leur activité professionnelle et éventuellement l'un ou l'autre sport en loisir.

Évaluation chez les personnes avec une instabilité chronique de cheville

La proportion élevée de personnes qui se retrouvent dans un état de CAI est démontrée dans la littérature ⁶². La prise en charge de ces patients est d'autant plus complexe de par la chronicité des atteintes décrites dans le modèle d'Hertel et Corbett ⁴⁶. Bien que cette thèse s'intéresse principalement aux déficits de force musculaire qui peuvent persister ⁷⁶, des altérations du mouvement lors des activités comme la marche, les réceptions de saut ou les changements de direction peuvent également s'installer ^{233,234}. C'est d'ailleurs pourquoi en pratique il est nécessaire de ne pas uniquement évaluer la force musculaire, mais d'appréhender l'ensemble des déficits du comportement moteur (Figure 22). D'ailleurs, l'évaluation de la cinquième étude de cette n'a pas seulement des implications au niveau des faiblesses musculaires mais un déficit de contrôle postural pourrait également influencer la réussite de ce test de mouvements répétés en charge.



Représentation d'une partie du modèle d'Hertel et Corbett (Figure 6) ⁴⁶
Les zones colorées représentent les contributions de la thèse

Figure 22. Évaluation des déficits du comportement moteur

LIMITATIONS

Certaines limitations doivent être prises en considération pour interpréter les résultats cette thèse. Les recommandations ROAST et PAASS, sur lesquelles nous nous sommes appuyées dans le premier chapitre sont construites avec des études Delphi composées d'experts cliniciens et chercheurs internationaux^{47,78}. Bien que la sélection des experts participants à l'établissement des recommandations soit constituée de scientifiques et cliniciens renommés, ainsi que membre de l'Ankle International Consortium (AIC) pour la plupart, le niveau de preuve d'un article d'opinion d'experts de type Delphi reste d'un niveau de preuve inférieur aux revues systématiques ou aux études prospectives de large cohorte^{235,236}. C'est pourquoi, il est nécessaire de rester prudent face aux recommandations et ne pas se limiter à une application stricte de ces dernières.

La revue systématique que nous avons réalisé s'est limitée au groupe des éverseurs, car ce groupe musculaire est le plus étudié dans la littérature et son action est antagoniste au mécanisme lésionnel de l'ELC. Ensuite, dans notre discussion, nous avons mis l'accent sur les inverseurs de la cheville en plus des éverseurs, car il a été suggéré que l'action excentrique des inverseurs lutte contre le déplacement latéral de la partie inférieure de la jambe en appui ou lors du mouvement. En réalité, l'ensemble des groupes musculaires doit être pris en considération dans la prise en charge de l'ELC²⁸. La stabilité médiolaterale de la cheville est assurée en partie par les éverseurs et les inverseurs, mais la stabilité antéro-postérieure de la cheville est également importante, et elle est en partie assurée par les fléchisseurs plantaires et les dorsifléchisseurs.

Dans le cadre de cette thèse, nous nous sommes limités à l'étude de la force musculaire de la cheville dans un contexte d'ELC. Or, la force musculaire de la hanche est également importante à prendre en considération, car une faiblesse des abducteurs et des extenseurs de

hanche peut représenter un facteur de risque d'avoir une ELC ⁷⁰. Par ailleurs, la littérature suggère l'intérêt de la force musculaire des muscles intrinsèques du pied dans la prise en charge de l'ELC ²³⁷. Nous n'avons pas abordé le rôle et l'évaluation de ces muscles dans cette thèse, mais la musculature proximale et distale participe au mouvement global et il est logique de la prendre également en considération lors d'une prise en charge après une ELC.

Bien que la modalité excentrique semble être intéressante dans un contexte d'ELC, les méthodes d'évaluation proposées dans le chapitre 3 ne permettent pas d'évaluer la force musculaire excentrique maximale. La méthode de 1-RM adaptée à la cheville propose une évaluation concentrique maximale et la méthode d'évaluation du contrôle neuromusculaire avec la sandale de déstabilisation évalue des modalités concentriques et excentriques sous maximales. Or, l'évaluation excentrique maximale requiert l'utilisation d'un dynamomètre isocinétique, même si cet outil reste parfois d'accès compliqué.

PERSPECTIVES DE FUTURES RECHERCHES

L'état des lieux sur les pratiques des médecins et des kinésithérapeutes a été réalisé en 2019 alors que les recommandations sont seulement apparues dans la littérature scientifique en 2018 pour le ROAST⁴⁷ et en 2021 pour le PAASS⁷⁸. Soumettre un sondage similaire dans les prochaines années, nous permettrait d'éventuellement observer une évolution dans l'utilisation d'évaluation quantitative de la force musculaire en pratique.

L'établissement de valeurs normatives, soit en regroupant les données des études publiées comme Kejzar et al. l'ont réalisé pour la force isométrique des fléchisseurs plantaires et des dorsifléchisseurs²³², soit en créant une nouvelle étude sur le modèle de McKay et al. mais en normalisant les valeurs au poids²³¹ serait nécessaire. Ce type d'étude aiderait les chercheurs et les cliniciens à déterminer la présence ou non d'un déficit. La description précise et détaillée de l'évaluation est indispensable, tout comme la considération des valeurs anthropométriques des sujets (poids, taille, âge, sexe, niveau sportif) pour établir des valeurs normatives.

Les nouvelles méthodes d'évaluation étudiées dans le chapitre 3 de cette thèse mériteraient d'être confrontées à d'autres méthodes d'évaluation musculaire. Ces comparaisons permettraient de discuter de la spécificité et les avantages respectifs et d'ainsi aider le clinicien dans le choix de la méthode d'évaluation de la force musculaire de cheville la plus appropriée selon le contexte. Ces méthodes mériteraient également d'être réalisées sur un échantillon beaucoup plus important pour ici encore de faciliter l'établissement de valeurs normatives.

Le peu d'études prospectives existantes sur la force musculaire des éverseurs et des inverseurs n'est pas parvenu à mettre en évidence qu'un déficit de force musculaire était un facteur de risque d'ELC. Nous ne devons cependant pas renoncer à cette hypothèse. En effet,

nous pouvons nous interroger sur la sensibilité des méthodes d'évaluation de la force musculaire de cheville pour détecter un déficit, car ces études ne renseignent pas l'erreur de mesure de la méthode utilisée ^{142,154} ou ne référencent pas la méthode réellement mise en place ⁷². De plus, à notre connaissance aucune étude n'a suivi une large population de cohorte prospectivement où la force musculaire de cheville est évaluée avec la modalité isométrique et/ou isotonique. Étant donné la fiabilité de l'évaluation de ces modalités, il serait intéressant d'intégrer ces mesures pour parvenir à déterminer leur intérêt dans une démarche préventive et d'individualisation de la rééducation sur base d'un profil de force de chaque patient.

Réduire l'écart entre la recherche et la pratique

Dans le premier chapitre, nous avons mis en évidence un écart entre les recommandations de la littérature actuelle et leur application pratique par les médecins ou les kinésithérapeutes. Cet écart entre les connaissances scientifiques et les méthodes adoptées par les médecins ou les kinésithérapeutes en clinique reste un problème actuellement ²³⁸. Certains auteurs estiment que le temps entre l'apparition d'une information dans la littérature et sa réelle application sur le terrain s'élèverait à 17 ans ²³⁹. D'un côté les praticiens manquent de temps pour lire les études scientifiques et les non-anglophones peuvent avoir des difficultés dans la compréhension de la littérature majoritairement anglophone ^{211,240}. D'un autre côté les scientifiques n'ont pas systématiquement le temps pour diffuser leur recherche et la vulgarisation scientifique n'est pas valorisée au même titre qu'une publication dans un parcours académique. Donc le nombre de publications est priorisé face à la vulgarisation de chaque article qui nécessite parfois une analyse complexe, ce qui contribue au manque de lien entre la théorie et la pratique. Dans le cadre de cette thèse, nous avons traduit en français l'ensemble des articles rédigés en anglais initialement, nous avons également traduit des tableaux et des notions sur l'ELC qui était jusqu'ici uniquement disponible en anglais. Les traductions ne sont évidemment pas l'unique solution mais c'est une première étape. Ensuite, la diffusion des informations est importante lors d'échanges entre collègues, lors de la création de cours ou formation mais également via les réseaux sociaux et les podcasts ²⁴⁰.

CONCLUSION

Les résultats de cette thèse apportent une contribution au concept d'évaluation de la force musculaire de la cheville dans un contexte d'ELC. La prise en charge de l'ELC reste multifactorielle et la force musculaire en fait partie intégrante. Dans le cadre d'une pratique EBP, la reproductibilité et la validité de l'évaluation est nécessaire. Le premier chapitre de cette thèse a mis en évidence que les médecins et les kinésithérapeutes évaluaient la force musculaire manuellement alors que le dynamomètre isocinétique ou le dynamomètre manuel étaient recommandés par la littérature scientifique.

Ces évaluations quantitatives permettent de guider la rééducation et de prendre des décisions pour le retour au sport. Leur importance théorique et leur faible utilisation en pratique nous ont amenés à étudier la reproductibilité et l'erreur de mesure de l'ensemble des méthodes actuelles pour évaluer la force musculaire des éverseurs. Bien que nous nous soyons limités aux éverseurs, antagonistes au mouvement lésionnel de l'ELC et le plus étudié dans un contexte d'ELC, l'ensemble des groupes musculaires de la cheville avec les inverseurs, les dorsifléchisseurs et les fléchisseurs plantaires sont importants dans la stabilisation active de l'articulation de la cheville.

Les méthodes existantes ont un niveau de reproductibilité variable et présentent parfois une erreur de mesure importante. Bien que la modalité excentrique semble être intéressante, la modalité isométrique se révèle être aujourd'hui la plus reproductible et accessible pour la pratique. Néanmoins, un manque de valeur normative limite l'interprétation que l'on peut faire des évaluations de la force musculaire de la cheville. Dans le troisième chapitre de la thèse, nous avons adapté la méthode de 1-RM pour évaluer les muscles de la cheville de manière isotonique. Cette mesure offre une alternative de terrain reproductible pour évaluer la modalité concentrique. Finalement, nous avons étudié la reproductibilité d'une méthode pour évaluer la

capacité de réalisation du mouvement d'éversion et d'inversion en charge. Cette dernière méthode manque peut-être de validité pour l'évaluation de la fatigue musculaire, mais elle offre une évaluation impliquant des aspects neuromusculaires et se rapproche du mécanisme de l'entorse latérale de cheville.

L'ensemble des résultats de cette thèse constatent des manques auxquels nous sommes confrontés en recherche et en pratique, mais tentent néanmoins d'apporter des solutions concrètes face à l'évaluation de la force musculaire dans un contexte d'entorse latérale de cheville. Bien que ces travaux ne constituent qu'une petite partie de la prise en charge d'une ELC, ils font partie intégrante de l'ensemble des paramètres et leur interrelations, tels que décrits par Hertel & Corbett (Figure 6). Cet ensemble complexe est encore largement explorable pour améliorer notre compréhension et notre approche de l'entorse latérale de cheville et de l'instabilité chronique qui peut s'en suivre.

BIBLIOGRAPHIE

1. Waterman BR, Owens BD, Davey S, Zacchilli MA, Belmont PJ. The Epidemiology of Ankle Sprains in the United States. *J Bone Jt Surg*. 2010;92(13):2279-2284. doi:10.2106/JBJS.I.01537
2. Bridgman SA. Population based epidemiology of ankle sprains attending accident and emergency units in the West Midlands of England, and a survey of UK practice for severe ankle sprains. *Emerg Med J*. 2003;20(6):508-510. doi:10.1136/emj.20.6.508
3. Holmer P, Søndergaard L, Konradsen L, Nielsen PT, Jørgensen LN. Epidemiology of sprains in the lateral ankle and foot. *Foot Ankle Int*. 1994;15(2):72-74. doi:10.1177/107110079401500204
4. Kemler E, van de Port I, Valkenberg H, Hoes AW, Backx FJG. Ankle injuries in the Netherlands: Trends over 10–25 years. *Scand J Med Sci Sports*. 2015;25(3):331-337. doi:10.1111/sms.12248
5. Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of Collegiate Injuries for 15 Sports: Summary and Recommendations for Injury Prevention Initiatives. *J Athl Train*. 2007;42(2):311-319.
6. Nelson NG, McKenzie LB. Rock Climbing Injuries Treated in Emergency Departments in the U.S., 1990–2007. *Am J Prev Med*. 2009;37(3):195-200. doi:10.1016/j.amepre.2009.04.025
7. Borowski LA, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. The Epidemiology of US High School Basketball Injuries, 2005–2007. *Am J Sports Med*. 2008;36(12):2328-2335. doi:10.1177/0363546508322893
8. Waterman BR, Belmont PJ, Cameron KL, Deberardino TM, Owens BD. Epidemiology of ankle sprain at the United States Military Academy. *Am J Sports Med*. 2010;38(4):797-803. doi:10.1177/0363546509350757
9. Dick R, Ferrara MS, Agel J, et al. Descriptive epidemiology of collegiate men's football injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004. *J Athl Train*. 2007;42(2):221-233.
10. Junge A, Dvorak J. Injury surveillance in the World Football Tournaments 1998–2012. *Br J Sports Med*. 2013;47(12):782-788. doi:10.1136/bjsports-2013-092205
11. Waldén M, Hägglund M, Ekstrand J. Time-trends and circumstances surrounding ankle injuries in men's professional football: an 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. *Br J Sports Med*. 2013;47(12):748-753. doi:10.1136/bjsports-2013-092223

12. Roos KG, Kerr ZY, Mauntel TC, Djoko A, Dompier TP, Wikstrom EA. The Epidemiology of Lateral Ligament Complex Ankle Sprains in National Collegiate Athletic Association Sports. *Am J Sports Med.* 2017;45(1):201-209. doi:10.1177/0363546516660980
13. Fong DTP, Hong Y, Chan LK, Yung PSH, Chan KM. A Systematic Review on Ankle Injury and Ankle Sprain in Sports. *Sports Med.* 2007;37(1):73-94. doi:10.2165/00007256-200737010-00006
14. Nelson AJ, Collins CL, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. Ankle Injuries Among United States High School Sports Athletes, 2005–2006. *J Athl Train.* 2007;42(3):381-387.
15. Orchard JW, Powell JW. Risk of Knee and Ankle Sprains under Various Weather Conditions in American Football. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(7):1118-1123. doi:10.1249/01.MSS.0000074563.61975.9B
16. Gulbrandsen M, Hartigan DE, Patel KA, Makovicka JL, Tummala SV, Chhabra A. Ten-Year Epidemiology of Ankle Injuries in Men’s and Women’s Collegiate Soccer Players. *J Athl Train.* 2019;54(8):881-888. doi:10.4085/1062-6050-144-18
17. Tummala SV, Hartigan DE, Makovicka JL, Patel KA, Chhabra A. 10-Year Epidemiology of Ankle Injuries in Men’s and Women’s Collegiate Basketball. *Orthop J Sports Med.* 2018;6(11). doi:10.1177/2325967118805400
18. Briner WW, Kacmar L. Common Injuries in Volleyball. *Sports Med.* 1997;24(1):65-71. doi:10.2165/00007256-199724010-00006
19. Reeser JC. Volleyball Injury Epidemiology. In: *Handbook of Sports Medicine and Science: Volleyball.* John Wiley & Sons, Ltd; 2003:81-86. doi:10.1002/9780470693902.ch8
20. Halasi T, Kynsburg Á, Tállay A, Berkes I. Development of a new activity score for the evaluation of ankle instability. *Am J Sports Med.* 2004;32(4):899-908. doi:10.1177/0363546503262181
21. Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):364-375.
22. Brockett CL, Chapman GJ. Biomechanics of the ankle. *Orthop Trauma.* 2016;30(3):232-238. doi:10.1016/j.mporth.2016.04.015
23. Kapandji IA. *Anatomie Fonctionnelle II - Membre Inférieur.* 6è. Édition Maloine; 2009.
24. Panchani PN, Chappell TM, Moore GD, et al. Anatomic Study of the Deltoid Ligament of the Ankle. *Foot Ankle Int.* 2014;35(9):916-921. doi:10.1177/1071100714535766
25. Medina McKeon JM, Hoch MC. The Ankle-Joint Complex: A Kinesiologic Approach to Lateral Ankle Sprains. *Journal of Athletic Training.* 2019;54(6):589-602. doi:10.4085/1062-6050-472-17
26. Maestro M. Rappel biomécanique des articulations talo-crurale et sous-talienne. *Foot Medicine and Surgery.* 2004;20(1):6-10. doi:10.1007/s10243-004-0005

27. Rockar PA. The subtalar joint: anatomy and joint motion. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21(6):361-372. doi:10.2519/jospt.1995.21.6.361
28. Liu K, Delaney AN, Kaminski TW. A review of the role of lower-leg strength measurements in ankle sprain and chronic ankle instability populations. *Sports Biomech.* 2022;21(4):562-575. doi:10.1080/14763141.2021.1912165
29. Sangwan S, Green RA, Taylor NF. Characteristics of Stabilizer Muscles: A Systematic Review. *Physiother Can.* 2014;66(4):348-358. doi:10.3138/ptc.2013-51
30. Herzog MM, Kerr ZY, Marshall SW, Wikstrom EA. Epidemiology of Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2019;54(6):603-610. doi:10.4085/1062-6050-447-17
31. Gribble PA, Delahunt E, Bleakley C, et al. Selection Criteria for Patients With Chronic Ankle Instability in Controlled Research: A Position Statement of the International Ankle Consortium. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013;43(8):85-591. doi:10.2519/jospt.2013.0303
32. Delahunt E, Coughlan GF, Caulfield B, Nightingale EJ, Lin CWC, Hiller CE. Inclusion Criteria When Investigating Insufficiencies in Chronic Ankle Instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(11):2106-2121. doi:10.1249/MSS.0b013e3181de7a8a
33. Bahr R, Clarsen B, Ekstrand J. Why we should focus on the burden of injuries and illnesses, not just their incidence. *Br J Sports Med.* 2018;52(16):1018-1021. doi:10.1136/bjsports-2017-098160
34. van Rijn RM, van Os AG, Bernsen RMD, Luijsterburg PA, Koes BW, Bierma-Zeinstra SMA. What is the clinical course of acute ankle sprains? A systematic literature review. *Am J Med.* 2008;121(4):324-331.e6. doi:10.1016/j.amjmed.2007.11.018
35. Anandacoomarasamy A, Barnsley L. Long term outcomes of inversion ankle injuries. *Br J Sports Med.* 2005;39(3):1-4. doi:10.1136/bjism.2004.011676
36. Hiller CE, Nightingale EJ, Lin CWC, Coughlan GF, Caulfield B, Delahunt E. Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2011;45(8):660-672. doi:10.1136/bjism.2010.077404
37. Chan KM, Fu F, Leung L. Sports injuries survey on university students in Hong Kong. *Br J Sports Med.* 1984;18(3):195-202. doi:10.1136/bjism.18.3.195
38. McKay G, Goldie P, Payne W, Oakes B. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sports Med.* 2001;35(2):103-108. doi:10.1136/bjism.35.2.103
39. Zenner Y, De Waha Y. How and when to tape an ankle: different perspectives in basketball and football. Presented at: 9th symposium sportkine.lu. Everything you always wanted to know about ankle injuries but were afraid to ask; November 19, 2022; luxembourg.

40. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Recovery From a First-Time Lateral Ankle Sprain and the Predictors of Chronic Ankle Instability: A Prospective Cohort Analysis. *Am J Sports Med.* 2016;44(4):995-1003. doi:10.1177/0363546516628870
41. Freeman M, Dean M, Hanham I. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Jt Surg.* 1965;47(4):678-685. doi:10.1302/0301-620X.47B4.669
42. Tropp H, Odenrick P, Gillquist J. Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int J Sports Med.* 1985;6(3):180-182. doi:10.1055/s-2008-1025836
43. Tropp H. Pronator Muscle Weakness in Functional Instability of the Ankle Joint. *Int J Sports Med.* 1986;07(05):291-294. doi:10.1055/s-2008-1025777
44. Tropp H, Odenrick P. Postural control in single-limb stance. *J Orthop Res.* 1988;6(6):833-839. doi:10.1002/jor.1100060607
45. Hiller CE, Kilbreath SL, Refshauge KM. Chronic ankle instability: evolution of the model. *J Athl Train.* 2011;46(2):133-141. doi:10.4085/1062-6050-46.2.133
46. Hertel J, Corbett RO. An Updated Model of Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2019;54(6):572-588. doi:10.4085/1062-6050-344-18
47. Delahunt E, Bleakley CM, Bossard DS, et al. Clinical assessment of acute lateral ankle sprain injuries (ROAST): 2019 consensus statement and recommendations of the International Ankle Consortium. *Br J Sports Med.* 2018;52(20):1304-1310. doi:10.1136/bjsports-2017-098885
48. Vuurberg G, Hoorntje A, Wink LM, et al. Diagnosis, treatment and prevention of ankle sprains: update of an evidence-based clinical guideline. *Br J Sports Med.* 2018;52(15):956-956. doi:10.1136/bjsports-2017-098106
49. Bahr R, Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br J Sports Med.* 2005;39(6):324-329. doi:10.1136/bjism.2005.018341
50. Delahunt E, Remus A. Risk Factors for Lateral Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2019;54(6):611-616. doi:10.4085/1062-6050-44-18
51. Panagiotakis E, Mok KM, Fong DTP, Bull AMJ. Biomechanical analysis of ankle ligamentous sprain injury cases from televised basketball games: Understanding when, how and why ligament failure occurs. *J Sci Med Sport.* 2017;20(12):1057-1061. doi:10.1016/j.jsams.2017.05.006
52. Andersen TE, Floerenes TW, Arnason A, Bahr R. Video analysis of the mechanisms for ankle injuries in football. *Am J Sports Med.* 2004;32(1 Suppl):69S-79S. doi:10.1177/0363546503262023
53. Wright IC, Neptune RR, Van Den Bogert AJ, Nigg BM. The influence of foot positioning on ankle sprains. *J Biomech.* 2000;33:513-519. doi:10.1016/S0021-9290(99)00218-3

54. Skazalski C, Kruczynski J, Bahr M, Bere T, Whiteley R, Bahr R. Landing-related ankle injuries do not occur in plantarflexion as once thought: a systematic video analysis of ankle injuries in world-class volleyball. *Br J Sports Med.* 2018;52(2):14-82. doi:10.1136/bjsports-2016-097155
55. Fong DTP, Ha SCW, Mok KM, Chan CWL, Chan KM. Kinematics Analysis of Ankle Inversion Ligamentous Sprain Injuries in Sports: Five Cases From Televised Tennis Competitions. *Am J Sports Med.* 2012;40(11):2627-2632. doi:10.1177/0363546512458259
56. Ferran NA, Maffulli N. Epidemiology of Sprains of the Lateral Ankle Ligament Complex. *Foot Ankle Clin.* 2006;11(3):659-662. doi:10.1016/j.fcl.2006.07.002
57. Fallat L, Grimm DJ, Saracco JA. Sprained ankle syndrome: Prevalence and analysis of 639 acute injuries. *J Foot Ankle Surg.* 1998;37(4):280-285. doi:10.1016/S1067-2516(98)80063-X
58. Hollis JM, Blasler RD, Flahiff CM. Simulated lateral ankle ligamentous injury. Change in ankle stability. *Am J Sports Med.* 1995;23(6):672-677. doi:10.1177/036354659502300606
59. Tohyama H, Beynon BD, Renström PA, Theis MJ, Fleming BC, Pope MH. Biomechanical analysis of the ankle anterior drawer test for anterior talofibular ligament injuries. *J Orthop Res.* 1995;13(4):609-614. doi:10.1002/jor.1100130417
60. Fong DT, Chan YY, Mok KM, Yung PS, Chan KM. Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2009;1:14. doi:10.1186/1758-2555-1-14
61. Martin RL, Davenport TE, Fraser JJ, et al. Ankle Stability and Movement Coordination Impairments: Lateral Ankle Ligament Sprains Revision 2021: Clinical Practice Guidelines Linked to the International Classification of Functioning, Disability and Health From the Academy of Orthopaedic Physical Therapy of the American Physical Therapy Association. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2021;51(4):CPG1-CPG80. doi:10.2519/jospt.2021.0302
62. Doherty C, Delahunt E, Caulfield B, Hertel J, Ryan J, Bleakley C. The Incidence and Prevalence of Ankle Sprain Injury: A Systematic Review and Meta-Analysis of Prospective Epidemiological Studies. *Sports Med.* 2014;44(1):123-140. doi:10.1007/s40279-013-0102-5
63. de Noronha M, Lay EK, Mcphee MR, Mnatzaganian G, Nunes GS. Ankle Sprain Has Higher Occurrence During the Latter Parts of Matches: Systematic Review With Meta-Analysis. *J Sport Rehabil.* 2019;28(4):373-380. doi:10.1123/jsr.2017-0279
64. Wikstrom EA, Cain MS, Chandran A, et al. Lateral ankle sprain increases subsequent ankle sprain risk: a systematic review. *J Athl Train.* 2021;56(6):578-585. doi:10.4085/168-20

65. Noronha M, França LC, Hauptenthal A, Nunes GS. Intrinsic predictive factors for ankle sprain in active university students: A prospective study: Predictive factors of ankle sprain. *Scand J Med Sci Sports*. 2013;23(5):541-547. doi:10.1111/j.1600-0838.2011.01434.x
66. O'Connor SR, Bleakley CM, Tully MA, McDonough SM. Predicting Functional Recovery after Acute Ankle Sprain. *PLoS One*. 2013;8(8):e72124. doi:10.1371/journal.pone.0072124
67. Tyler TF, McHugh MP, Mirabella MR, Mullaney MJ, Nicholas SJ. Risk factors for noncontact ankle sprains in high school football players: the role of previous ankle sprains and body mass index. *Am J Sports Med*. 2006;34(3):471-475. doi:10.1177/0363546505280429
68. Herzog MM, Mack CD, Dreyer NA, et al. Ankle Sprains in the National Basketball Association, 2013-2014 Through 2016-2017. *Am J Sports Med*. 2019;47(11):2651-2658. doi:10.1177/0363546519864678
69. Cherati AS, Dousti M, Younespour S. Association between Foot Posture Index and Ankle Sprain in Indoor Football Players. *Glob J Health Sci*. 2016;8(10):51426. doi:10.5539/gjhs.v8n10p160
70. Powers CM, Ghoddosi N, Straub RK, Khayambashi K. Hip Strength as a Predictor of Ankle Sprains in Male Soccer Players: A Prospective Study. *J Athl Train*. 2017;52(11):1048-1055. doi:10.4085/1062-6050-52.11.18
71. Fousekis K, Tsepis E, Vagenas G. Intrinsic Risk Factors of Noncontact Ankle Sprains in Soccer: A Prospective Study on 100 Professional Players. *Am J Sports Med*. 2012;40(8):1842-1850. doi:10.1177/0363546512449602
72. Pourkazemi F, Hiller CE, Raymond J, Black D, Nightingale EJ, Refshauge KM. Predictors of recurrent sprains after an index lateral ankle sprain: a longitudinal study. *Physiother (United Kingdom)*. 2018;104(4):430-437. doi:10.1016/j.physio.2017.10.004
73. Baumhauer JF, Alosa DM, Renström PAFH, Trevino S, Beynonn B. A Prospective Study of Ankle Injury Risk Factors. *Am J Sports Med*. 1995;23(5):564-570. doi:10.1177/036354659502300508
74. Namazi P, Zarei M, Hovanloo F, Abbasi H. The association between the isokinetic muscle strength and lower extremity injuries in young male football players. *Phys Ther Sport*. 2019;39:76-81. doi:10.1016/j.pts.2019.06.013
75. Payne KA, Berg K, Latin RW. Ankle injuries and ankle strength, flexibility, and proprioception in college basketball players. *J Athl Train*. 1997;32(3):221-225.
76. Khalaj N, Vicenzino B, Heales LJ, Smith MD. Is chronic ankle instability associated with impaired muscle strength? Ankle, knee and hip muscle strength in individuals with chronic ankle instability: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2020;54(14):839-847. doi:10.1136/bjsports-2018-100070

77. Meeuwisse WH, Tyreman H, Hagel B, Emery C. A dynamic model of etiology in sport injury: the recursive nature of risk and causation. *Clin J Sport Med.* 2007;17(3):215-219. doi:10.1097/JSM.0b013e3180592a48
78. Smith MD, Vicenzino B, Bahr R, et al. Return to sport decisions after an acute lateral ankle sprain injury: introducing the PAASS framework—an international multidisciplinary consensus. *Br J Sports Med.* 2021;55(22):1270-1276. doi:10.1136/bjsports-2021-104087
79. Kerin F, Delahunt E. Physiotherapists' Understanding of Functional and Mechanical Insufficiencies Contributing to Chronic Ankle Instability. *Athletic Training & Sports Health Care.* 2011;3(3):125-130. doi:10.3928/19425864-20101029-03
80. International Ankle Consortium. International Ankle Consortium. Published 2004. <https://ankleconsortium.org/>
81. Ardern CL, Glasgow P, Schneiders 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(14):853-864. doi:10.1136/bjsports-2016-096278
82. Creighton DW, Shrier I, Shultz R, Meeuwisse WH, Matheson GO. Return-to-play in sport: a decision-based model. *Clin J Sport Med.* 2010;20(5):379-385. doi:10.1097/JSM.0b013e3181f3c0fe
83. Shrier I. Strategic Assessment of Risk and Risk Tolerance (StARRT) framework for return-to-play decision-making. *Br J Sports Med.* 2015;49(20):1311-1315. doi:10.1136/bjsports-2014-094569
84. Shrier I, Matheson GO, Boudier-Revéret M, Steele RJ. Validating the three-step return-to-play decision model. *Scand J Med Sci Sports.* 2015;25(2):e231-239. doi:10.1111/sms.12306
85. Tassignon B, Verschueren J, Delahunt E, et al. Criteria-Based Return to Sport Decision-Making Following Lateral Ankle Sprain Injury: a Systematic Review and Narrative Synthesis. *Sports Med.* 2019;49(4):601-619. doi:10.1007/s40279-019-01071-3
86. Bonnin J. Injuries to the ligaments of the ankle. *J Bone Jt Surg.* 1965;47B(4):609-611.
87. Kaminski TW, Hartsell HD. Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Strength Perspective. *J Athl Train.* 2002;37(4):394-405.
88. Wilkerson GB, Nitz AJ. Dynamic Ankle Stability: Mechanical and Neuromuscular Interrelationships. *J Sport Rehabil.* 1994;3(1):43-57. doi:10.1123/jsr.3.1.43
89. Fong DTP, Hong Y, Shima Y, Krosshaug T, Yung PSH, Chan KM. Biomechanics of Supination Ankle Sprain: A Case Report of an Accidental Injury Event in the Laboratory. *Am J Sports Med.* 2009;37(4):822-827. doi:10.1177/0363546508328102
90. Konradsen L. Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12(3):199-203. doi:10.1016/S1050-6411(02)00021-4

91. Terrier R, Tourné Y, Picot B, Forestier N. Rehabilitation Options for Chronic Ankle Instability: What Is New? In: Pereira H, Guillo S, Glazebrook M, et al., eds. *Lateral Ankle Instability*. Springer Berlin Heidelberg; 2021:299-312. doi:10.1007/978-3-662-62763-1_35
92. Lentell GL, Katzman LL, Walters MR. The Relationship Between Muscle Function and Ankle Stability. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1990;11(12):605-611. doi:10.2519/jospt.1990.11.12.605
93. Ryan L. Mechanical stability, muscle strength and proprioception in the functionally unstable ankle. *Aust J Physiother*. 1994;40(1):41-47. doi:10.1016/S0004-9514(14)60453-0
94. Bernier JN, Perrin DH, Rijke A. Effect of unilateral functional instability of the ankle on postural sway and inversion and eversion strength. *J Athl Train*. 1997;32(3):226-232.
95. Young KL, Morris B, Herda TJ. The Role of Strength and Conditioning in the Prevention and Treatment of Chronic Lateral Ankle Instability. *Strength Cond J*. 2022;44(2):61-75. doi:10.1519/SSC.0000000000000648
96. Ashton-Miller JA, Ottaviani RA, Hutchinson C, Wojtys EM. What Best Protects the Inverted Weightbearing Ankle Against Further Inversion?: Evertor Muscle Strength Compares Favorably with Shoe Height, Athletic Tape, and Three Orthoses. *Am J Sports Med*. 1996;24(6):800-809. doi:10.1177/036354659602400616
97. D'Hooghe P, Cruz F, Alkhelaifi K. Return to Play After a Lateral Ligament Ankle Sprain. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2020;13(3):281-288. doi:10.1007/s12178-020-09631-1
98. Eysenbach G. Improving the Quality of Web Surveys: The Checklist for Reporting Results of Internet E-Surveys (CHERRIES). *J Med Internet Res*. 2004;6(3):e34. doi:10.2196/jmir.6.3.e34
99. Smith BE, Hendrick P, Smith TO, et al. Should exercises be painful in the management of chronic musculoskeletal pain? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2017;51(23):1679-1687. doi:10.1136/bjsports-2016-097383
100. Wewers ME, Lowe NK. A critical review of visual analogue scales in the measurement of clinical phenomena. *Res Nurs Health*. 1990;13(4):227-236. doi:https://doi.org/10.1002/nur.4770130405
101. Carcia CR, Martin RL, Drouin JM. Validity of the Foot and Ankle Ability Measure in Athletes With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train*. 2008;43(2):179-183. doi:10.4085/1062-6050-43.2.179
102. Hiller CE, Refshauge KM, Bundy AC, Herbert RD, Kilbreath SL. The Cumberland Ankle Instability Tool: A Report of Validity and Reliability Testing. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87(9):1235-1241. doi:10.1016/j.apmr.2006.05.022

103. Docherty CL, Gansneder BM, Arnold BL. Development and Reliability of the Ankle Instability Instrument. *J Athl Train*. 2006;41(2):154-158.
104. Borloz S, Crevoisier X, Deriaz O, Ballabeni P, Martin RL, Luthi F. Evidence for validity and reliability of a french version of the FAAM. *BMC Musculoskelet Disord*. 2011;12(1):40. doi:10.1186/1471-2474-12-40
105. Geerinck A, Beudart C, Salvan Q, et al. French translation and validation of the Cumberland Ankle Instability Tool, an instrument for measuring functional ankle instability. *Foot Ankle Surg*. 2020;26(4):391-397. doi:10.1016/j.fas.2019.05.002
106. Locquet M, Benhotman B, Bornheim S, et al. The “Ankle Instability Instrument”: Cross-cultural adaptation and validation in French. *Foot Ankle Surg*. 2021;27(1):70-76. doi:10.1016/j.fas.2020.02.006
107. Richie DH, Izadi FE. Return to Play After an Ankle Sprain: guidelines for the podiatric physician. *Clin Podiatr Med Surg*. 2015;32(2):195-215. doi:10.1016/j.cpm.2014.11.003
108. Larmer PJ, Mcnair PJ, Smythe L, Williams M. Ankle sprains: patient perceptions of function and performance of physical tasks. A mixed methods approach. *Disabil Rehabil*. 2011;33(22-23):2299-2304. doi:10.3109/09638288.2011.568668
109. Eechaute C, Vaes P, Duquet W. The dynamic postural control is impaired in patient with chronic ankle instability: Reliability and validity of the Multiple Hop Test. *Clin J Sport Med*. 2009;19(2):107-114. doi:10.1097/JSM.0b013e3181948ae8
110. Hoch MC, Staton GS, McKeon PO. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *J Sci Med Sport*. 2011;14(1):90-92. doi:10.1016/j.jsams.2010.08.001
111. Gabriner ML, Houston MN, Kirby JL, Hoch MC. Contributing factors to Star Excursion Balance Test performance in individuals with chronic ankle instability. *Gait Posture*. 2015;41(4):912-916. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.03.013
112. Hadzic V, Sattler T, Topole E, Jarnovic Z, Burger H, Dervisevic E. Risk factors for ankle sprain in volleyball players: A preliminary analysis. *Isokinetics Exerc Sci*. 2009;17(3):155-160. doi:10.3233/IES-2009-0347
113. Loeffen F, Shimozone Y, Kennedy J. Return to play after ankle injury, Chapter 29. In: *Return to Play in Football*. Springer Berlin Heidelberg; 2018:365-386. http://doi.org/10.1007/978-3-662-55713-6_29
114. Hoch MC, McKeon PO. Normative range of weight-bearing lunge test performance asymmetry in healthy adults. *Man Ther*. 2011;16(5):516-519. doi:10.1016/j.math.2011.02.012
115. Kobayashi T, Tanaka M, Shida M. Intrinsic Risk Factors of Lateral Ankle Sprain: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Health*. 2016;8(2):190-193. doi:10.1177/1941738115623775

116. Zambaldi M, Beasley I, Rushton A. Return to play criteria after hamstring muscle injury in professional football: a Delphi consensus study. *Br J Sports Med.* 2017;51(16):1221-1226. doi:10.1136/bjsports-2016-097131
117. Delvaux F, Rochcongar P, Bruyère O, et al. Return-to-play criteria after hamstring injury: Actual medicine practice in professional soccer teams. *J Sports Sci Med.* 2014;13(3):721-723.
118. Hall EA, Docherty CL, Simon J, Kingma JJ, Klossner JC. Strength-Training Protocols to Improve Deficits in Participants With Chronic Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. *J Athl Train.* 2015;50(1):36-44. doi:10.4085/1062-6050-49.3.71
119. Kelln BM, McKeon PO, Gontkof LM, Hertel J. Hand-Held Dynamometry: Reliability of Lower Extremity Muscle Testing in Healthy, Physically Active, Young Adults. *J Sport Rehabil.* 2008;17(2):160-170. doi:10.1123/jsr.17.2.160
120. 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
121. Owoeye OBA. Health-Related Outcomes 3-15 Years Following Ankle Sprain Injury in Youth Sport: What Does the Future Hold? *Foot Ankle Int.* 2022;43(1):21-31. doi:doi.org/10.1177/10711007211033
122. Aguilaniu A, Croisier JL, Schwartz C, et al. Current practice for safe return-to-play after lateral ankle sprain: A survey among French-speaking physicians. *Foot Ankle Surg.* 2022;28(3):307-312. doi:10.1016/j.fas.2021.03.023
123. Cho BK, Park JK, Choi SM, SooHoo NF. The Effect of Peroneal Muscle Strength on Functional Outcomes After the Modified Broström Procedure for Chronic Ankle Instability. *Foot Ankle Int.* 2018;39(1):105-112. doi:10.1177/1071100717735838
124. Burns J, Redmond A, Ouvrier R, Crosbie J. Quantification of Muscle Strength and Imbalance in Neurogenic Pes Cavus, Compared to Health Controls, Using Hand-Held Dynamometry. *Foot Ankle Int.* 2005;26(7):540-544. doi:10.1177/107110070502600708
125. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held Dynamometry Correlation With the Gold Standard Isokinetic Dynamometry: A Systematic Review. *PM R.* 2011;3(5):472-479. doi:10.1016/j.pmrj.2010.10.025
126. Sekir U, Yildiz Y, Hazneci B, Ors F, Aydin T. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15(5):654-664. doi:10.1007/s00167-006-0108-8
127. Yin Y, Yu Z, Wang J, Sun J. Effectiveness of the Rehabilitation Training Combined with Maitland Mobilization for the Treatment of Chronic Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. *Int J Environ Res Public Health.* 2022;19(22):15328. doi:10.3390/ijerph192215328

128. Arnold BL, Linens SW, de la Motte SJ, Ross SE. Concentric Evertor Strength Differences and Functional Ankle Instability: A Meta-Analysis. *J Athl Train*. 2009;44(6):653-662. doi:10.4085/1062-6050-44.6.653
129. Abernethy P, Wilson G, Logan P. Strength and Power Assessment: Issues, Controversies and Challenges. *Sports Med*. 1995;19(6):401-417. doi:10.2165/00007256-199519060-00004
130. Willems T, Witvrouw E, Verstuyft J, Vaes P, Clercq DD. Proprioception and Muscle Strength in Subjects With a History of Ankle Sprains and Chronic Instability. *J Athl Train*. 2002;37(4):487-493.
131. Gonosova Z, Linduska P, Bizovska L, Svoboda Z. Reliability of Ankle–Foot Complex Isokinetic Strength Assessment Using the Isomed 2000 Dynamometer. *Medicina*. 2018;54(3):43. doi:10.3390/medicina54030043
132. Prinsen CAC, Vohra S, Rose MR, et al. How to select outcome measurement instruments for outcomes included in a “Core Outcome Set” – a practical guideline. *Trials*. 2016;17(1):449. doi:10.1186/s13063-016-1555-2
133. Dvir Z. How much is necessary to indicate a real improvement in muscle function? A review of modern methods of reproducibility analysis. *Isokinet Exerc Sci*. 2003;11(1):49-52. doi:10.3233/IES-2003-0109
134. Mokkink LB, Boers M, van der Vleuten CPM, et al. COSMIN Risk of Bias tool to assess the quality of studies on reliability or measurement error of outcome measurement instruments: a Delphi study. *BMC Med Res Methodol*. 2020;20(1):293. doi:10.1186/s12874-020-01179-5
135. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res*. 2005;19(1):231-240.
136. Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, et al. Updating guidance for reporting systematic reviews: development of the PRISMA 2020 statement. *J Clin Epidemiol*. 2021;134:103-112. doi:10.1016/j.jclinepi.2021.02.003
137. Page MJ, Moher D, Bossuyt PM, et al. PRISMA 2020 explanation and elaboration: updated guidance and exemplars for reporting systematic reviews. *BMJ*. Published online March 29, 2021. doi:10.1136/bmj.n160
138. Aromataris E, Munn Z. JBI Manual for Evidence Synthesis. Published online 2020. doi:https://doi.org/10.46658/JBIMES-20-01
139. Schünemann H, Brozek J, Guyatt G, Oxman A. Handbook for grading the quality of evidence and the strength of recommendations using the GRADE approach. Published 2013. <https://gdt.gradeapro.org/app/handbook/handbook.html>
140. Hébert LJ, Remec JF, Saulnier J, Vial C, Puymirat J. The use of muscle strength assessed with handheld dynamometers as a non-invasive biological marker in myotonic

- dystrophy type 1 patients: a multicenter study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2010;11(1):72. doi:10.1186/1471-2474-11-72
141. Rose KJ, Burns J, Ryan MM, Ouvrier RA, North KN. Reliability of quantifying foot and ankle muscle strength in very young children. *Muscle Nerve*. 2008;37(5):626-631. doi:10.1002/mus.20961
142. Amaral De Noronha M, Borges Júnior NG. Lateral ankle sprain: isokinetic test reliability and comparison between invertors and evertors. *Clin Biomech*. 2004;19(8):868-871. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.05.011
143. Tankevicius G, Lankaite D, Krisciunas A. Test-retest reliability of biodex system 4 pro for isometric ankle-eversion and -inversion measurement. *J Sport Rehabil*. 2013;22(3):212-215. doi:10.1123/jsr.22.3.212
144. Schaeffer M, Abbruzzese LD, Tawa Z, et al. Inter- and Intra-Rater Reliability of Handheld Dynamometry for Lower Extremity Strength Testing in Pre-Professional Dancers. *J dance med sci*. 2021;25(2):86-95. doi:10.12678/1089-313X.061521c
145. Hagen M, Lahner M, Winhuysen M, Maiwald C. Reliability of isometric subtalar pronator and supinator strength testing. *J Foot Ankle Res*. 2015;8(1):15. doi:10.1186/s13047-015-0075-8
146. Sekir U, Yildiz Y, Hazneci B, Ors F, Saka T, Aydin T. Reliability of a functional test battery evaluating functionality, proprioception, and strength in recreational athletes with functional ankle instability. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2008;44(4):407-415.
147. Yildiz Y, Sekir U, Hazneci B, Ors F, Saka T, Aydin T. Reliability of a Functional Test Battery Evaluating Functionality, Proprioception and Strength of the Ankle Joint. *Turk J Med Sci*. 2009;39(5):115-123. doi:10.3906/sag-0709-4
148. Leslie M, Zachazewski J, Browne P. Reliability of isokinetic torque values for ankle invertors and evertors. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1990;11(12):612-616. doi:10.2519/jospt.1990.11.12.612
149. McGirr KA, Kennedy T, Mølgaard CM, Rathleff MS. Intra-tester reliability of hand-held dynamometry and strap-mounted dynamometry for assessment of ankle strength. *Int J Athl Ther Train*. 2014;19(2):14-19. doi:10.1123/ijatt.2013-0089
150. Simoneau GG. Isokinetic characteristics of ankle evertors and invertors in female control subjects using the Biodex dynamometer. *Physiother Can*. 1990;42(4):182-187.
151. World Health Organization. *Active Ageing : A Policy Framework.*; 2002. <https://apps.who.int/iris/handle/10665/67215>
152. Alfuth M, Hahm MM. Reliability, comparability, and validity of foot inversion and eversion strength measurements using hand-held dynamometer. *Int J Sports Phys Ther*. 2016;11(1):72-84.

153. Van Cingel R, Van Melick N, Van Doren L, Aufdemkampe G. Intra-examiner reproducibility of ankle Inversion-eversion isokinetic strength in healthy subjects. *Isokinet Exerc Sci*. 2009;17(3):181-188. doi:10.3233/IES-2009-0351
154. Karnofel H, Wilkinson K, Lentell G. Reliability of isokinetic muscle testing at the ankle. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1989;11(4):150-154. doi:10.2519/jospt.1989.11.4.150
155. Kaminski TW, Perrin DH, Mattacola CG, Szczerba JE, Bernier JN. The Reliability and Validity of Ankle Inversion and Everson Torque Measurements from the Kin Com II Isokinetic Dynamometer. *J Sport Rehabil*. 1995;4(3):210-218. doi:10.1123/jsr.4.3.210
156. Kaminski TW, Dover GC. Reliability of Inversion and Eversion Peak- and Average-Torque Measurements from the Biodex System 3 Dynamometer. *J Sport Rehabil*. 2001;10(3):205-220. doi:10.1123/jsr.10.3.205
157. Fraser JJ, Koldenhoven RM, Saliba SA, Hertel J. Reliability of ankle-foot morphology, mobility, strength, and motor performance measures. *Intl J Sports Phys Ther*. 2017;12(7):1134-1149. doi:10.26603/ijspt20171134
158. Spink MJ, Fotoohabadi MR, Menz HB. Foot and ankle strength assessment using hand-held dynamometry: reliability and age-related differences. *Gerontology*. 2010;56(6):525-532. doi:10.1159/000264655
159. Aydog E, Aydog ST, Cakci A, Doral MN. Reliability of isokinetic ankle inversion- and eversion-strength measurement in neutral foot position, using the Biodex dynamometer. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2004;12(5):478-481. doi:10.1007/s00167-004-0530-8
160. Balk EM, Gazula A, Markozannes G, et al. Psychometric Properties of Functional, Ambulatory, and Quality of Life Instruments in Lower Limb Amputees: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil*. 2019;100(12):2354-2370. doi:10.1016/j.apmr.2019.02.015
161. 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
162. Fermanian J. Validation des échelles d'évaluation en médecine physique et de réadaptation : comment apprécier correctement leurs qualités psychométriques. *Ann Med Phys (Lille)*. 2005;48(6):281-287. doi:10.1016/j.annrmp.2005.04.004
163. Cho BK, Park JK, Choi SM, Kang SW, SooHoo NF. The peroneal strength deficits in patients with chronic ankle instability compared to ankle sprain copers and normal individuals. *Foot Ankle Surg*. 2019;25(2):231-236. doi:10.1016/j.fas.2017.10.017
164. Fourchet F. Isocinétisme et cheville : bilans, rééducation et prévention en traumatologie. *Mov Sport Sci - Sci Mot*. 2014;3(85):65-76. doi:10.1051/sm/2013090

165. Keating JL, Matyas TA. The Influence of Subject and Test Design on Dynamometric Measurements of Extremity Muscles. *Phys Ther.* 1996;76(8):866-889. doi:10.1093/ptj/76.8.866a
166. Nugent EP, Snodgrass SJ, Callister R. The effect of velocity and familiarisation on the reproducibility of isokinetic dynamometry. *Isokinet Exerc Sci.* 2015;23(3):205-214. doi:10.3233/IES-150582
167. Engel FA, Faude O, Kölling S, Kellmann M, Donath L. Verbal Encouragement and Between-Day Reliability During High-Intensity Functional Strength and Endurance Performance Testing. *Front Physiol.* 2019;10:460. doi:10.3389/fphys.2019.00460
168. Amagliani RM, Petrella JK, Jung AP. Type of Encouragement Influences Peak Muscle Force in College-Age Women. *Int J Exerc Sci.* 2010;3(4):165-173.
169. Nickson W. Normative Isokinetic Data on the Ankle Invertors and Evertors. *Aust J Physiother.* 1987;33(2):85-90. doi:10.1016/S0004-9514(14)60586-9
170. Wong DLK, Glasheen-Wray M, Andrews LF. Isokinetic Evaluation of the Ankle Invertors and Evertors. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1984;5(5):246-252. doi:10.2519/jospt.1984.5.5.246
171. Croisier JL, Camus G, Forthomme B, Maquet D, Vanderthommen M, Crielaard JM. Delayed onset muscle soreness induced by eccentric isokinetic exercise. *Isokinet Exerc Sci.* 2003;11(1):21-29. doi:10.3233/IES-2003-0130
172. Grgic J, Lazinica B, Schoenfeld BJ, Pedisic Z. Test–Retest Reliability of the One-Repetition Maximum (1RM) Strength Assessment: a Systematic Review. *Sports Med - Open.* 2020;6(1):31. doi:10.1186/s40798-020-00260-z
173. Gribble PA, Bleakley CM, Caulfield BM, et al. Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *Br J Sports Med.* 2016;50(24):1496-1505. doi:10.1136/bjsports-2016-096189
174. DiGiovanni CW, Brodsky A. Current Concepts: Lateral Ankle Instability. *Foot Ankle Int.* 2006;27(10):854-866. doi:10.1177/107110070602701019
175. Pearce CJ, Tourné Y, Zellers J, et al. Rehabilitation after anatomical ankle ligament repair or reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2016;24(4):1130-1139. doi:10.1007/s00167-016-4051-z
176. American College of Sports Medicine. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(3):687-708. doi:10.1249/MSS.0b013e3181915670
177. Flaherty H. Bridging the Gap between Research and Practice: A Discussion about How to Integrate Evidence-Based Interventions in Clinical Practice Through Education. *J Pract Teach.* 2020;17(2):25-41. doi:10.1921/jpts.v17i2.1302

178. Levinger I, Goodman C, Hare DL, Jerums G, Toia D, Selig S. The reliability of the 1RM strength test for untrained middle-aged individuals. *J Sci Med Sport*. 2009;12(2):310-316. doi:10.1016/j.jsams.2007.10.007
179. Seo D il, Kim E, Fahs CA, et al. Reliability of the One-Repetition Maximum Test Based on Muscle Group and Gender. *J Sports Sci Med*. 2012;11(2):221-225.
180. Niewiadomski W, Laskowska D, Gąsiorowska A, Cybulski G, Strasz A, Langfort J. Determination and Prediction of One Repetition Maximum (1RM): Safety Considerations. *J Hum Kinet*. 2008;19(2008):109-120. doi:10.2478/v10078-008-0008-8
181. Verdijk LB, van Loon L, Meijer K, Savelberg HHCM. One-repetition maximum strength test represents a valid means to assess leg strength *in vivo* in humans. *Journal of Sports Sciences*. 2009;27(1):59-68. doi:10.1080/02640410802428089
182. Kirk H, Geertsen SS, Lorentzen J, Krarup KB, Bandholm T, Nielsen JB. Explosive Resistance Training Increases Rate of Force Development in Ankle Dorsiflexors and Gait Function in Adults With Cerebral Palsy. *J Strength Cond Res*. 2016;30(10):2749-2760. doi:10.1519/JSC.0000000000001376
183. Salem GJ, Wang MY, Sigward S. Measuring lower extremity strength in older adults: The stability of isokinetic versus 1RM measures. *J Aging Phys Act*. 2002;10(4):489-503. doi:10.1123/japa.10.4.489
184. Martin RL, Irrgang JJ, Burdett RG, Conti SF, Swearingen JMV. Evidence of Validity for the Foot and Ankle Ability Measure (FAAM). *Foot Ankle Int*. 2005;26(11):968-983. doi:10.1177/107110070502601113
185. Kirby KA. Subtalar Joint Axis Location and Rotational Equilibrium Theory of Foot Function. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2001;91(9):465-487. doi:10.7547/87507315-91-9-465
186. Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med*. 2000;30(1):1-15. doi:10.2165/00007256-200030010-00001
187. Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med*. 1998;26(4):217-238. doi:10.2165/00007256-199826040-00002
188. Negahban H, Moradi-Bousari A, Naghibi S, et al. The Eccentric Torque Production Capacity of the Ankle, Knee, and Hip Muscle Groups in Patients with Unilateral Chronic Ankle Instability. *Asian J Sports Med*. 2013;4(2):144-152.
189. Edouard P, Chatard JC, Fourchet F, et al. Invertor and evertor strength in track and field athletes with functional ankle instability. *Isokinet Exerc Sci*. 2011;19(2):91-96. doi:10.3233/IES-2011-0402

190. Pontaga I. Ankle joint evertor–invertor muscle torque ratio decrease due to recurrent lateral ligament sprains. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004;19(7):760-762. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.05.003
191. Lee S, Cone SM, Kim S. A biomechanical comparison of self-selected and experimentally controlled speeds and grip widths during the bench press exercise. *Sports Biomech*. 2020;0(0):1-13. doi:10.1080/14763141.2020.1772357
192. Gabbett TJ. Incidence, site, and nature of injuries in amateur rugby league over three consecutive seasons. *Br J Sports Med*. 2000;34(2):98-103. doi:10.1136/bjsm.34.2.98
193. Woods C. The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains. *Br J Sports Med*. 2003;37(>3):233-238. doi:10.1136/bjsm.37.3.233
194. Golditz T, Steib S, Pfeifer K, et al. Functional ankle instability as a risk factor for osteoarthritis: using T2-mapping to analyze early cartilage degeneration in the ankle joint of young athletes. *Osteoarthr Cartil*. 2014;22(10):1377-1385. doi:10.1016/j.joca.2014.04.029
195. Verschueren J, Tassignon B, De Pauw K, et al. Does Acute Fatigue Negatively Affect Intrinsic Risk Factors of the Lower Extremity Injury Risk Profile? A Systematic and Critical Review. *Sports Med*. 2019;50(4):767-784. doi:10.1007/s40279-019-01235-1
196. Johnston RB, Howard ME, Cawley PW, Losse GM. Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance: *Med Sci Sports Exerc*. 1998;30(12):1703-1707. doi:10.1097/00005768-199812000-00008
197. Mohammadi F, Roozdar A. Effects of Fatigue Due to Contraction of Evertor Muscles on the Ankle Joint Position Sense in Male Soccer Players. *Am J Sports Med*. 2010;38(4):824-828. doi:10.1177/0363546509354056
198. Booth FW, Thomason DB. Molecular and cellular adaptation of muscle in response to exercise: perspectives of various models. *Physiol Rev*. 1991;71(2):541-585. doi:10.1152/physrev.1991.71.2.541
199. Knicker AJ, Renshaw I, Oldham ARH, Cairns SP. Interactive Processes Link the Multiple Symptoms of Fatigue in Sport Competition. *Sports Med*. 2011;41(4):22. doi:10.2165/11586070-000000000-00000
200. Terrier R, Forestier N. Quels tests en pratique clinique quotidienne pour diagnostiquer les déficits fonctionnels associés à l'instabilité chronique de cheville ? Intérêts du dispositif Myolux™. *Mains Libres*. 2015;(7):275-279.
201. Forestier N, Terrier R. Peroneal reaction time measurement in unipodal stance for two different destabilization axes. *Clin Biomech*. 2011;26(7):766-771. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.02.009

202. Riemann BL, Lininger MR. Statistical Primer for Athletic Trainers: The Essentials of Understanding Measures of Reliability and Minimal Important Change. *J Athl Train*. 2018;53(1):98-103. doi:10.4085/1062-6050-503-16
203. Green S. Measurement of Anaerobic Work Capacities in Humans: *Sports Med*. 1995;19(1):32-42. doi:10.2165/00007256-199519010-00003
204. Hertel J. Sensorimotor Deficits with Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Clin Sports Med*. 2008;27(3):353-370. doi:10.1016/j.csm.2008.03.006
205. Hébert-Losier K, Wessman C, Alricsson M, Svantesson U. Updated reliability and normative values for the standing heel-rise test in healthy adults. *Physiotherapy*. 2017;103(4):446-452. doi:10.1016/j.physio.2017.03.002
206. Silbernagel KG, Nilsson-Helander K, Thomeé R, Eriksson BI, Karlsson J. A new measurement of heel-rise endurance with the ability to detect functional deficits in patients with Achilles tendon rupture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2010;18(2):258-264. doi:10.1007/s00167-009-0889-7
207. Gribble PA, Hertel J. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(4):589-592. doi:10.1016/j.apmr.2003.06.031
208. Gutierrez GM, Jackson ND, Dorr KA, Margiotta SE, Kaminski TW. Effect of Fatigue on Neuromuscular Function at the Ankle. *J Sport Rehabil*. 2007;16(4):295-306. doi:10.1123/jsr.16.4.295
209. Aguilaniu A, Delvaux F, Schwartz C, et al. Survey of physicians' and physiotherapists' ankle muscle strength assessment practices for safe return to sports after lateral ankle sprain: A short report. *Physiother Res Int*. n/a(n/a):e2008. doi:10.1002/pri.2008
210. Tourillon R, Delahunt E, Fourchet F, Picot B, M'Baye M. Sommes-nous prêts à l'accès direct sur l'entorse de cheville ? Un questionnaire international sur 426 physiothérapeutes francophones. *Kinésithérapie, la Revue*. 2023;23(255):28-29. doi:10.1016/j.kine.2022.12.050
211. Fung IC. Open access for the non-English-speaking world: overcoming the language barrier. *Emerg Themes Epidemiol*. 2008;5(1):1, 1742-7622-5-1. doi:10.1186/1742-7622-5-1
212. Picot B, Hardy A, Terrier R, Tassignon B, Lopes R, Fourchet F. Which Functional Tests and Self-Reported Questionnaires Can Help Clinicians Make Valid Return to Sport Decisions in Patients With Chronic Ankle Instability? A Narrative Review and Expert Opinion. *Front Sports Act Living*. 2022;4:902886. doi:10.3389/fspor.2022.902886
213. Kamper SJ. Reliability and Validity: Linking Evidence to Practice. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2019;49(4):286-287. doi:10.2519/jospt.2019.0702

214. Aaronson N, Alonso J, Burnam A, et al. Assessing health status and quality-of-life instruments: attributes and review criteria. *Qual Life Res.* 2002;11(3):193-205. doi:10.1023/a:1015291021312
215. Aguilaniu A, Croisier JL, Kaux JF, Schwartz C. Évaluation de la fatigue musculaire de cheville avec un outil de déstabilisation : étude comparative entre des sujets sains et des sujets instables chroniques de cheville. *J de Traumatol du Sport.* 2022;39(3):138-144. doi:10.1016/j.jts.2022.04.001
216. Stratford PW, Balsor BE. A Comparison of Make and Break Tests Using a Hand-Held Dynamometer and the Kin-Com. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;19(1):28-32. doi:10.2519/jospt.1994.19.1.28
217. Bohannon RW, Andrews AW. Interrater Reliability of Hand-Held Dynamometry. *Phys Ther.* 1987;67(6):931-933. doi:10.1093/ptj/67.6.931
218. Kolber MJ, Cleland JA. Strength testing using hand-held dynamometry. *Phys Ther Rev.* 2005;10(2):99-112. doi:10.1179/108331905X55730
219. Wikholm JB, Bohannon RW. Hand-held Dynamometer Measurements: Tester Strength Makes a Difference. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1991;13(4):191-198. doi:10.2519/jospt.1991.13.4.191
220. Ishøi L, Hölmich P, Thorborg K. Measures of hip muscle strength and rate of force development using a fixated hand held dynamometer: Intra-tester intra-day reliability of clinical set-up. *Intl J Sports Phys Ther.* 2019;14(5):715-723. doi:10.26603/ijsp20190715
221. Fox J, Docherty CL, Schrader J, Applegate T. Eccentric plantar-flexor torque deficits in participants with functional ankle instability. *J Athl Train.* 2008;43(1):51-54. doi:10.4085/1062-6050-43.1.51
222. Naicker M, McLean M, Esterhuizen TM, Peters-Futre EM. Poor peak dorsiflexor torque associated with incidence of ankle injury in elite field female hockey players. *J Sci Med Sport.* 2007;10(6):363-371. doi:10.1016/j.jsams.2006.11.007
223. Collado H, Coudreuse JM, Graziani F, Bensoussan L, Viton JM, Delarque A. Eccentric reinforcement of the ankle evertor muscles after lateral ankle sprain: A new rehabilitation care for ankle sprain. *Scand J Med Sci Sports.* 2009;20(2):241-246. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00882.x
224. Yildiz Y, Aydin T, Sekir U, Hazneci B, Komurcu M, Kalyon TA. Peak and end range eccentric evertor/concentric invertor muscle strength ratios in chronically unstable ankles: comparison with healthy individuals. *J Sports Sci Med.* 2003;2(3):70-76.
225. Abdel-aziem AA, Draz AH. Chronic ankle instability alters eccentric eversion/inversion and dorsiflexion/plantarflexion ratio. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2014;27(1):47-53. doi:10.3233/BMR-130418

226. Munn J, Beard DJ, Refshauge KM, Lee RYW. Eccentric muscle strength in functional ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(2):245-250. doi:10.1249/01.MSS.0000048724.74659.9F
227. Croisier JL, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret JM. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2008;36(8):1469-1475. doi:10.1177/0363546508316764
228. 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.* 2017;47(8):1487-1500. doi:10.1007/s40279-017-0674-6
229. 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
230. østerås H, Augestad LB, Tøndel S. Isokinetic muscle strength after anterior cruciate ligament reconstruction. *Scand J Med Sci Sports.* 1998;8(5):279-282. doi:10.1111/j.1600-0838.1998.tb00483.x
231. McKay MJ, Baldwin JN, Ferreira P, et al. Normative reference values for strength and flexibility of 1,000 children and adults. *Neurology.* 2017;88(1):36-43. doi:10.1212/WNL.0000000000003466
232. Kejžar L, Kozinc Ž, Smajla D, Šarabon N. Reference Values for Isometric Ankle Strength: A Scoping Literature Review and Comparison with Novel Data from 683 Athletes. *Crit Rev Phys Rehabil.* 2023;35(1):13-28. doi:10.1615/CritRevPhysRehabilMed.2022045289
233. Kim H, Son SJ, Seeley MK, Hopkins JT. Altered Movement Biomechanics in Chronic Ankle Instability, Coper, and Control Groups: Energy Absorption and Distribution Implications. *J Athl Train.* 2019;54(6):708-717. doi:10.4085/1062-6050-483-17
234. Son SJ, Kim H, Seeley MK, Hopkins JT. Altered Walking Neuromechanics in Patients With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2019;54(6):684-697. doi:10.4085/1062-6050-478-17
235. Howik J, Chalmers I, Glasziou P, et al. The 2011 Oxford CEBM Levels of Evidence (Introductory Document). Trans. Durieux N, Pasleau F, Howik J. *Oxford Center for Evidence-Based Medicine.* <http://www.cebm.net/index.aspx?o=5653>
236. Marx RG, Wilson SM, Swiontkowski MF. Updating the Assignment of Levels of Evidence. *J Bone Jt Surg.* 2015;97(1):1-2. doi:10.2106/JBJS.N.01112
237. Lee DR, Choi YE. Effects of a 6-week intrinsic foot muscle exercise program on the functions of intrinsic foot muscle and dynamic balance in patients with chronic ankle instability. *J Exerc Rehabil.* 2019;15(5):709-714. doi:10.12965/jer.1938488.244

238. Buchheit M. Houston, We Still Have a Problem. *Int J Sports Physiol Perform.* 2017;12(8):1111-1114. doi:10.1123/ijspp.2017-0422
239. Morris ZS, Wooding S, Grant J. The answer is 17 years, what is the question: understanding time lags in translational research. *J R Soc Med.* 2011;104(12):510-520. doi:10.1258/jrsm.2011.110180
240. Whiteley R, Napier C, Dyk N van, et al. Clinicians use courses and conversations to change practice, not journal articles: is it time for journals to peer-review courses to stay relevant? *Br J Sports Med.* 2021;55(12):651-652. doi:10.1136/bjsports-2020-102736

ANNEXES

Annexe 1. Sondage diffusé aux médecins et aux kinésithérapeutes sur les critères de RTS après une ELC.....	178
Annexe 2. Stratégie de recherche des instruments et méthodes de l'évaluation de la force musculaire des éverseurs.....	183
Annexe 3. Détail des instruments utilisés pour évaluer la force musculaire des éverseurs de la cheville.....	187
Annexe 4. Valeurs de reproductibilité (ICC ou r) des évaluation de la force musculaire des éverseurs.....	188
Annexe 5. Valeurs de l'erreur de mesure de l'évaluation de la force musculaire des éverseurs	191
Annexe 6. Valeurs de force musculaire des éverseurs.....	193
Annexe 7. Évaluation des éverseurs et inverseurs détaillée.....	196

<p>Titre du sondage: Critères de retour à la compétition après entorse externe de cheville non-opérée</p> <p>Chers confrères, chères consœurs,</p> <p>Le Laboratoire d'Analyse du Mouvement Humain de l'université de Liège ainsi que le CHU de Liège - FIFA Medical Centre of Excellence, souhaiteraient faire un constat des critères utilisés par les médecins en pratique quotidienne pour déterminer si un sportif est apte ou non à recommencer la compétition, après une entorse du ligament collatéral latéral de la cheville non-opérée. Ce constat se réalise au moyen d'un questionnaire en ligne adressé à des médecins pratiquant dans le domaine du sport.</p> <p>Il est important que vos réponses correspondent à la réalité de ce que vous rencontrez dans votre pratique courante et non pas à des connaissances théoriques de ce qu'il est recommandé de faire. Je vous remercie donc tous de bien vouloir compléter ce sondage dans son entièreté en étant le plus honnête possible afin de nous permettre de faire avancer le problème de la prise en charge de l'entorse de cheville dans le monde du sport.</p> <p>Lorsque l'ensemble de vos réponses auront été collectés, celles-ci seront analysées de manière confidentielle et parfaitement anonyme. Une fois les analyses terminées, nous nous engageons à vous envoyer les résultats de ce sondage. Si vous désirez recevoir les résultats de ce sondage avant leur publication, envoyer un mail à l'adresse de contact qui se trouve à la fin du questionnaire.</p> <p>Merci de votre collaboration</p>	
<p>À retenir,</p> <p>Veillez remplir le questionnaire en fonction de <u>vosre pratique courante</u>, et non en fonction de vos connaissances théoriques. Gardez à l'esprit qu'on parle ici d'une entorse du <u>ligament collatéral latéral non opéré</u> chez des <u>patients sportifs</u>.</p> <p>Merci,</p>	
<p>Partie 1 : les critères</p>	
<p>Dans votre pratique médicale quotidienne, de quels paramètres tenez-vous compte pour déterminer si un patient est apte à reprendre la compétition sportive après une entorse externe de cheville non-opérée?</p> <p>(Sélectionnez maximum 5 critères)</p> <p><i># La proprioception fait référence à la capacité du sujet à ressentir le mouvement ainsi que la position articulaire de manière précise.</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> • La douleur • L'oedème • La mobilité de la cheville • Les sensations subjectives d'instabilité du patient (instabilité, insécurité, anxiété) • La fonction musculaire de la cheville (force, endurance, puissance) • La sensibilité profonde/proprioception de la cheville # • La laxité articulaire de la cheville • L'aptitude à réaliser des tâches fonctionnelles (équilibre, sauts, course, changement de directions...) <p style="text-align: right;">Autre critère</p>
<p>Partie 2 : l'évaluation des critères</p>	
<p>La douleur</p>	
<p>Utilisez-vous une échelle d'évaluation de la douleur ?</p>	<p><input type="radio"/> Oui</p> <p><input type="radio"/> Non</p>
<p>L'oedème</p>	

Évaluez-vous l'œdème:	<input type="checkbox"/> De manière subjective (visuelle) <input type="checkbox"/> De manière objective (mesure)
La mobilité de cheville	
Quelle(s) méthode(s) vous permet de quantifier la mobilité de la cheville dans les différents mouvements réalisés?	<input type="checkbox"/> Une évaluation subjective (visuelle) <input type="checkbox"/> Une évaluation objective (outils de mesure)
Avec quel(s) outil(s) évaluez-vous de manière objective la mobilité de la cheville?	<input type="checkbox"/> Inclinomètre <input type="checkbox"/> Mètre ruban <input type="checkbox"/> Goniomètre <input type="checkbox"/> Autre
Sensation subjectives (d'instabilité, d'insécurité, d'anxiété)	
De quelle(s) manière(s) évaluez-vous les sensations subjectives du patient (instabilité, insécurité, anxiété)?	<input type="checkbox"/> Au moyen de questionnaires validés <input type="checkbox"/> Verbalement, lors de la consultation <input type="checkbox"/> Au moyen d'un questionnaire non validé <input type="checkbox"/> Autre
Les muscles de la cheville	
De quelle(s) manière(s) évaluez-vous la fonction musculaire de la cheville?	<input type="checkbox"/> Manuellement <input type="checkbox"/> Avec un dynamomètre isocinétique <input type="checkbox"/> Avec dynamomètre manuel <input type="checkbox"/> Avec une sandale de déstabilisation (Myolux) <input type="checkbox"/> Autre
Quel(s) muscle(s)/groupe(s) musculaire(s) évaluez-vous	<input type="checkbox"/> Éverseurs (péroniers latéraux) <input type="checkbox"/> Fléchisseurs dorsaux de la cheville (jambier antérieur) <input type="checkbox"/> Inverseurs (jambier postérieur) <input type="checkbox"/> Fléchisseurs plantaires de la cheville (triceps sural) <input type="checkbox"/> Autre
Selon quel(s) mode(s) de contraction évaluez-vous la force maximale	<input type="checkbox"/> Isométrique <input type="checkbox"/> Concentrique <input type="checkbox"/> Excentrique
Sur quel(s) élément(s) vous basez-vous pour déterminer si la fonction musculaire est suffisante ?	<input type="checkbox"/> Comparaison bilatérale <input type="checkbox"/> Comparaison à des valeurs d'avant blessure

	<input type="checkbox"/> Comparaison à des valeurs de référence <input type="checkbox"/> Évaluation subjective <input type="checkbox"/> Pas d'avis <input type="checkbox"/> Autre
Quelle différence bilatérale tolérez-vous ?	<input type="checkbox"/> Moins de 10 % <input type="checkbox"/> 10%-15% <input type="checkbox"/> 16%-20% <input type="checkbox"/> 21%-25% <input type="checkbox"/> 26%-30% <input type="checkbox"/> 31%-35% <input type="checkbox"/> 36%-40% <input type="checkbox"/> >40%
La proprioception de la cheville	
<i># La proprioception fait référence à la capacité du sujet à ressentir le mouvement ainsi que la position articulaire de manière précise.</i>	
Avec quel(s) outil(s) évaluez-vous la proprioception de la cheville?	<input type="checkbox"/> Avec un arthromoteur (appareil d'isocinétisme ou autre) <input type="checkbox"/> Avec une sandale de déstabilisation (Myolux) <input type="checkbox"/> Avec un goniomètre <input type="checkbox"/> Sans outils de mesure, j'évalue la proprioception de la cheville du patient lors d'une tâche de stabilisation simple (équilibre unipodal par exemple) <input type="checkbox"/> Autre
La laxité articulaire	
Comment évaluez-vous le degré de laxité articulaire de la cheville?	<input type="checkbox"/> Par des tests cliniques manuels <input type="checkbox"/> Par des mesures instrumentales <input type="checkbox"/> Autre
Quel(s) test(s) manuel(s) utilisez-vous?	<input type="checkbox"/> Test du tiroir antérieur <input type="checkbox"/> Talar tilt test <input type="checkbox"/> Test du tiroir antérieur avec une mesure précise du déplacement antéro-postérieur (cf. image "Tiroir antérieur") <input type="checkbox"/> Talar tilt test avec une mesure précise de l'angle atteint en varus (cf. image "Varus de l'arrière pied")

	<input type="checkbox"/> Autre
Quelle évaluation instrumentale de la laxité utilisez-vous?	<input type="checkbox"/> Radio de stress <input type="checkbox"/> Ultrason en condition de stress <input type="checkbox"/> Utilisation d'un arthromètre <input type="checkbox"/> Autre
Les aptitudes fonctionnelles	
De quelle(s) aptitude(s)/performance(s) tenez-vous compte?	<input type="checkbox"/> Analyse de la marche <input type="checkbox"/> Hop test <input type="checkbox"/> Analyse de gestes fonctionnels propres à la discipline du sujet (drible, slalom, ...) Analyse de la qualité des sauts et réceptions de sauts <input type="checkbox"/> Star excursion balance test (SEBT) <input type="checkbox"/> Analyse de la course <input type="checkbox"/> Équilibre bipodale (surface stable/instable) <input type="checkbox"/> Y balance test (YBT) <input type="checkbox"/> Équilibre unipodal (surface stable/instable) <input type="checkbox"/> Autre
De quelle(s) manière(s) évaluez vous la capacité du patient à réaliser ces tâches fonctionnelles?	<input type="checkbox"/> Comparaison à des valeurs d'avant blessure <input type="checkbox"/> Comparaison à des valeurs de référence <input type="checkbox"/> Évaluation subjective (observation et analyse visuelle) <input type="checkbox"/> Pas d'avis <input type="checkbox"/> Autre
Partie 3 : Les caractéristiques de la population	

<p>Parmi l'ensemble de votre patientèle, quel pourcentage représentent les patients sportifs, toutes lésions confondues?</p> <p><i>* Il s'agit ici d'une estimation</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> <input type="radio"/> Moins de 10% <input type="radio"/> 10%-20% <input type="radio"/> 21%-30% <input type="radio"/> 31%-40% <input type="radio"/> 41%-50% <input type="radio"/> 51%-60% <input type="radio"/> 61%-70% <input type="radio"/> 71%-80% <input type="radio"/> 81%-90% <input type="radio"/> 91%-100%
<p>Quel est votre spécialisation? (version médecin)</p>	<ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Médecine physique et réadaptation <input type="checkbox"/> Médecine du sport <input type="checkbox"/> Médecine générale <input type="checkbox"/> Chirurgie orthopédique <input type="checkbox"/> Autre
<p>Quel est votre spécialisation? (version kinésithérapeute)</p>	<ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Sport <input type="checkbox"/> Ostéopathie <input type="checkbox"/> Thérapie manuelle <input type="checkbox"/> Pas de spécialisation <input type="checkbox"/> Autre
<p>Combien d'années d'expérience avec vous dans la prise en charge de patients sportifs?</p>	<ul style="list-style-type: none"> <input type="radio"/> 0-2 ans <input type="radio"/> 3-5 ans <input type="radio"/> 6-8 ans <input type="radio"/> 9-11 ans <input type="radio"/> 12-14 ans <input type="radio"/> 15-17 ans <input type="radio"/> 18-20 ans <input type="radio"/> 21-23 ans <input type="radio"/> 24-26 ans <input type="radio"/> 27-29 ans <input type="radio"/> 30 ans ou plus
<p>Avez-vous des remarques ?</p>	<p>...</p>

Annexe 2. Stratégie de recherche des instruments et méthodes de l'évaluation de la force musculaire des éverseurs

Database: Ovid MEDLINE(R) ALL <1946 to May 27, 2022> Search Strategy:

- 1 Ankle/ (11398)
 - 2 ankle*.ti,ab,kf. (69124)
 - 3 evertor*.ti,ab,kf. (191)
 - 4 eversion*.ti,ab,kf. (3542)
 - 5 perone*.ti,ab,kf. (12486)
 - 6 fibularis.ti,ab,kf. (271)
 - 7 (subtalar adj3 pronat*).ti,ab,kf. (79)
 - 8 1 or 2 or 3 or 4 or 5 or 6 or 7 (83515) 9 Muscle Strength/ (24556)
 - 10 (musc* adj3 (strength* or force* or power* or torque*)).ti,ab,kf. (53170)
 - 11 9 or 10 (64427)
 - 12 8 and 11 (3417)
 - 13 ((ankle* or evertor* or eversion* or fibularis or perone* or (subtalar adj3 pronat*)) adj5 (strength* or force* or power* or torque*)).ti,ab,kf. (4101)
 - 14 12 or 13 (6181)
 - 15 exp "Reproducibility of Results"/ (448184) 16 reliab*.ti,ab,kf. (558035)
 - 17 valid*.ti,ab,kf. (895608)
 - 18 reproducib*.ti,ab,kf. (181436)
 - 19 repeatab*.ti,ab,kf. (41228)
 - 20 replicab*.ti,ab,kf. (5366)
 - 21 interpretab*.ti,ab,kf. (13437)
 - 22 responsiveness.ti,ab,kf. (109981)
 - 23 (data adj3 (qualit* or accura*)).ti,ab,kf. (85484)
 - 24 ((error* or mistake*) adj3 (experimental* or research* or scientific*)).ti,ab,kf. (4990)
 - 25 ((measur* or clinimetric*) adj3 (accura* or mistake* or error* or propert*)).ti,ab,kf. (85423)
 - 26 (("intra observer" or "intra rater" or "intra tester" or "intra examiner" or "intra technician" or intraobserver or intrarater or intratester or intraexaminer or intratechnician or "inter observer" or "inter rater" or "inter tester" or "inter examiner" or "inter technician" or interobserver or interrater or intertester or interexaminer or intertechnician) adj3 (agreement or concordance)).ti,ab,kf. (18512)
 - 27 15 or 16 or 17 or 18 or 19 or 20 or 21 or 22 or 23 or 24 or 25 or 26 (1930440)
 - 28 14 and 27 (674)
- *****

Database : EMBASE (Elsevier) May 30, 2022

No.	Query	Results
#1	'ankle'/de	40095
#2	'ankle*':ti,ab,kw	94444
#3	'evertor*':ti,ab,kw	232
#4	'eversion*':ti,ab,kw	4503
#5	'perone*':ti,ab,kw	16741
#6	'fibularis':ti,ab,kw	317
#7	(subtalar NEAR/3 pronat*):ti,ab,kw	100
#8	#1 OR #2 OR #3 OR #4 OR #5 OR #6 OR #7	116331
#9	'muscle strength'/de	83153
#10	(musc* NEAR/3 (strength* OR force* OR power* OR torque*)):ti,ab,kw	72467
#11	#9 OR #10	110768
#12	#8 AND #11	5730
#13	((subtalar NEAR/3 pronat*):ti,ab,kw) AND (strength*:ti,ab,kw OR force*:ti,ab,kw OR power*:ti,ab,kw OR torque*:ti,ab,kw)	31
#14	((ankle* OR evertor* OR eversion* OR fibularis OR perone*) NEAR/5 (strength* OR force* OR power* OR torque*)):ti,ab,kw	5077
#15	#13 OR #14	5103
#16	'reproducibility'/de	241579
#17	'data accuracy'/exp	52846
#18	'experimental error'/de	393
#19	'reliability'/de	154413
#20	'intermethod reliability'/de	184

#21 'interrater reliability'/de 23716
 #22 'intrarater reliability'/de 7474
 #23 'test retest reliability'/de 20741
 #24 'validity'/de 67401
 #25 'criterion related validity'/de 2962
 #26 'construct validity'/de 17508
 #27 reliab*:ti,ab,kw 705214
 #28 (('intra observer' OR 'intra rater' OR 'intra tester' OR 'intra examiner' OR 'intra technician' OR intraobserver OR intrarater OR intratester OR intraexaminer OR intratechnician OR 'inter observer' OR 'inter rater' OR 'inter tester' OR 'inter examiner' OR 'inter technician' OR interobserver OR interrater OR intertester OR interexaminer OR intertechnician)
 NEAR/3 (agreement OR concordance)):ti,ab,kw 24835
 #29 valid*:ti,ab,kw 1240760
 #30 reproducib*:ti,ab,kw 232984
 #31 repeatab*:ti,ab,kw 50546
 #32 replicab*:ti,ab,kw 6365
 #33 interpretab*:ti,ab,kw 16344
 #34 responsiveness:ti,ab,kw 137533
 #35 (data NEAR/3 (qualit* OR accur*))):ti,ab,kw 111638
 #36 ((error* OR mistake*) NEAR/3 (experimental* OR research* OR scientific*)):ti,ab,kw 5369
 #37 ((measur* OR clinimetric*) NEAR/3 (accura* OR mistake* OR error* OR propert*)):ti,ab,kw 100668
 #38 #16 OR #17 OR #18 OR #19 OR #20 OR #21 OR #22 OR #23 OR #24 OR #25 OR #26 OR #27 OR #28 OR #29 OR #30 OR #31 OR #32 OR #33 OR #34 OR #35 OR #36 OR #37 2427366
 #39 (#12 OR #15) AND #38 956

Database : SCOPUS (Elsevier) May 30, 2022

((TITLE-ABS-

KEY ((ankle OR evertor OR eversion OR fibularis OR peroneus OR (subtalar W/3 pronat*)) W/5 (strength* ORforce OR power* OR torque)) OR (((TITLE-ABS-KEY (ankle)) OR (TITLE-ABS-KEY (evertor)) OR (TITLE- ABS-KEY (eversion)) OR (TITLE-ABS-KEY (peroneus)) OR (TITLE-ABS-KEY (fibularis)) OR (TITLE-ABS-KEY (subtalar W/3 pronat*))) AND (TITLE-ABS-KEY (musc* W/3 (strength* OR force OR power* OR torque)))) AND ((TITLE-ABS-KEY (reliab*)) OR (TITLE-ABS-KEY (valid*)) OR (TITLE-ABS-KEY (reproducib*)) OR (TITLE-ABS-KEY (repeatab*)) OR (TITLE-ABS-KEY (replicab*)) OR (TITLE-ABS-KEY (interpretab*)) OR (TITLE-ABS-KEY (responsiveness)) OR (TITLE-ABS-KEY (data W/3 (quality OR accur*)))) OR (TITLE-ABS-KEY ((error OR mistake) W/3 (experimental OR research OR scientific))) OR (TITLE-ABS-KEY ((measur* OR clinimetric) W/3 (accur* OR mistake OR error OR property))) OR (TITLE-ABS-KEY (("intraobserver" OR "intra rater" OR "intra tester" OR "intra examiner" OR "intra technician" OR intraobserver OR intrarater OR intratester OR intraexaminer OR intratechnician OR "interobserver" OR "inter rater" OR "inter tester" OR "inter examiner" OR "inter technician" OR interobserver OR interrater OR intertester OR interexaminer OR intertechnician) W/3 (agreement OR concordance)))



24	((TITLE-ABS-KEY((ankle OR evertor OR eversion OR fibularis OR peroneus OR (subtalar W/3 pronat*)) W/5 (strength* OR force OR power* OR torque))) OR (((TITLE-ABS-KEY(ankle)) OR (TITLE-ABS-KEY(evertor)) OR (TITLE-ABS-KEY(eversion)) OR (TITLE-ABS-KEY(peroneus)) OR (TITLE-ABS-KEY(fibularis)) OR (TITLE-ABS-KEY(subtalar W/3 pronat*))) AND (TITLE-ABS-KEY(musc* W/3 (strength* OR force OR power* OR torque)))))) AND ((TITLE-ABS-KEY(reliab*)) OR (TITLE-ABS-KEY(valid*)) OR (TITLE-ABS-KEY(reproducib*))) <-- View More	1,199 document results			
23	(TITLE-ABS-KEY(reliab*)) OR (TITLE-ABS-KEY(valid*)) OR (TITLE-ABS-KEY(reproducib*)) OR (TITLE-ABS-KEY(repeatab*)) OR (TITLE-ABS-KEY(replicab*)) OR (TITLE-ABS-KEY(interpretab*)) OR (TITLE-ABS-KEY(responsiveness)) OR (TITLE-ABS-KEY(data W/3 (quality OR accura*))) OR (TITLE-ABS-KEY((error OR mistake) W/3 (experimental OR research OR scientific))) OR (TITLE-ABS-KEY((measur* OR clinimetric) W/3 (accura* OR mistake OR error OR property))) OR (TITLE-ABS-KEY(("intra observer" OR "intra rater" OR "intra tester" OR "intra examiner on intra technician" OR "intraobserver OR intrarater OR intratester OR intraexaminer OR intratechnician OR "inter observer" OR "inter rater" OR "inter tester" OR "inter examiner" OR "inter technician" OR "interobserver OR interrater OR intertester OR interexaminer OR intertechnician) W/3 (agreement OR concordance)))	5,560,802 document results			
22	TITLE-ABS-KEY(("intra observer" OR "intra rater" OR "intra tester" OR "intra examiner on intra technician" OR "intraobserver OR intrarater OR intratester OR intraexaminer OR intratechnician OR "inter observer" OR "inter rater" OR "inter tester" OR "inter examiner" OR "inter technician" OR "interobserver OR interrater OR intertester OR interexaminer OR intertechnician) W/3 (agreement OR concordance))	21,647 document results			
21	TITLE-ABS-KEY((measur* OR clinimetric) W/3 (accura* OR mistake OR error OR property))	499,987 document results			
20	TITLE-ABS-KEY((error OR mistake) W/3 (experimental OR research OR scientific))	38,193 document results			
19	TITLE-ABS-KEY(data W/3 (quality OR accura*))	254,986 document results			
18	TITLE-ABS-KEY(responsiveness)	150,659 document results			
17	TITLE-ABS-KEY(interpretab*)	40,707 document results			
16	TITLE-ABS-KEY(replicab*)	11,771 document results			
15	TITLE-ABS-KEY(repeatab*)	120,111 document results			
14	TITLE-ABS-KEY(reproducib*)	688,390 document results			
13	TITLE-ABS-KEY(valid*)	2,659,519 document results			
12	TITLE-ABS-KEY(reliab*)	1,905,365 document results			
11	((TITLE-ABS-KEY((ankle OR evertor OR eversion OR fibularis OR peroneus OR (subtalar W/3 pronat*)) W/5 (strength* OR force OR power* OR torque))) OR (((TITLE-ABS-KEY(ankle)) OR (TITLE-ABS-KEY(evertor)) OR (TITLE-ABS-KEY(eversion)) OR (TITLE-ABS-KEY(peroneus)) OR (TITLE-ABS-KEY(fibularis)) OR (TITLE-ABS-KEY(subtalar W/3 pronat*))) AND (TITLE-ABS-KEY(musc* W/3 (strength* OR force OR power* OR torque))))))	10,004 document results			
10	((TITLE-ABS-KEY(ankle)) OR (TITLE-ABS-KEY(evertor)) OR (TITLE-ABS-KEY(eversion)) OR (TITLE-ABS-KEY(peroneus)) OR (TITLE-ABS-KEY(fibularis)) OR (TITLE-ABS-KEY(subtalar W/3 pronat*))) AND (TITLE-ABS-KEY(musc* W/3 (strength* OR force OR power* OR torque)))	6,309 document results			
9	TITLE-ABS-KEY((ankle OR evertor OR eversion OR fibularis OR peroneus OR (subtalar W/3 pronat*)) W/5 (strength* OR force OR power* OR torque))	5,980 document results			
8	TITLE-ABS-KEY(musc* W/3 (strength* OR force OR power* OR torque))	118,356 document results			
7	(TITLE-ABS-KEY(ankle)) OR (TITLE-ABS-KEY(evertor)) OR (TITLE-ABS-KEY(eversion)) OR (TITLE-ABS-KEY(peroneus)) OR (TITLE-ABS-KEY(fibularis)) OR (TITLE-ABS-KEY(subtalar W/3 pronat*))	123,461 document results			
6	TITLE-ABS-KEY(subtalar W/3 pronat*)	117 document results			
5	TITLE-ABS-KEY(fibularis)	366 document results			
4	TITLE-ABS-KEY(peroneus)	12,440 document results			
3	TITLE-ABS-KEY(eversion)	4,698 document results			
2	TITLE-ABS-KEY(evertor)	243 document results			
1	TITLE-ABS-KEY(ankle)	110,541 document results			

Annexe 3. Détail des instruments utilisés pour évaluer la force musculaire des éverseurs de la cheville

instrument	model	Author, date
ID	Biodex Medical Systems Inc. Shirley NY USA	Aydog 2004
ID (validation)	Cybox II®, USA and recorded by the corresponding software HUMAC® 2008v8.5.3 Norm™, CSMi Medical Solutions, Tosca Drive, Stoughton, MA	Alfuth 2016 (validation)
ID	Kinetic-Communicator, model AP/MP, Chattanooga Group Inc. Hixson USA including the inversion/eversion apparatus	De Noronha 2004
ID	IsoMed 2000D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany	Gonosova 2018
ID	Biodex System 3, Biodex Medical Systems, Inc, Shirley, NY	Kaminski 2001
ID	The Kin Com II, Chattanooga Group, Hixson, TN	Kaminski 1995
ID	Cybox II, Division of Lumex Inc., Ronkonkoma, NY 11779	Karnofel 1989, Leslie 1990
ID	Cybox Norm, USA	Sekir 2008, Yildiz 2009
ID	Biodex Corporation, P.O. Box S, Shirley, NY 11967	Simoneau 1990
ID	Biodex System 4 Pro dynamometer and Biodex Advantage software package (Biodex Medical Systems Inc, Shirley, NY)	Tankevicius 2013
ID	Humac Norm (CSMi, Stoughton, MA)	VanCingel 2009
HHD (push)	Muscle Tester JTECH Medical Salt Lake City USA	Alfuth 2016
HHD (push)	MicroFET2 digital, Hoggan Health Industries, West Jordan, UT	Fraser 2017 ; Kelln 2008
HHD (push)	Lafayette HHD (Model 01163, Lafayette, Indiana, USA)	Schaeffer 2021
HHD (push)	Chatillon push-pull hand-held dynamometer (FCE-500, Ametek TCI Division, Chatillon Force Measurement Systems, Florida, USA)	Hébert 2010
HHD (push)	Power Track II Commander, JTech Medical, Salt Lake City, UT	McGirr 2014
HHD (pull)	Mecmesin AFG2500, Mecmesin Co., Nottingham, UK	McGirr 2014
HHD (push)	Citec, CIT Technics, Haren, The Netherlands	Spink 2010
HHD (push)	Citec, CIT Technics, Groningen, The Netherlands	Rose 2008
other	specific foot apparatus adjustable in all three dimensions was constructed to perform pronator and supinator MVIC testing. The foot apparatus was connected via a cardan driveshaft and a pull rope to the adjustable weight block and could also be used as a training machine	Hagen 2015

Annexe 4. Valeurs de reproductibilité (ICC ou r) des évaluation de la force musculaire des éverseurs

Author date	Instrument	mode	speed	model	ICC or r	test	details reliability
Alfuth 2016	HHD	isom	0	ICC2,k	0,829	inter rater	supine - day 1
Alfuth 2016	HHD	isom	0	ICC2,k	0,773	inter rater	supine - day 2
Alfuth 2016	HHD	isom	0	ICC2,k	0,822	inter rater	sitting - day 1
Alfuth 2016	HHD	isom	0	ICC2,k	0,794	inter rater	sitting - day 2
Alfuth 2016	HHD	isom	0	ICC2,k	0,858	inter rater	side-lying - day 1
Alfuth 2016	HHD	isom	0	ICC2,k	0,86	inter rater	side lying - day 2
Aydog 2004	ID	conc	180	ICC	0,95	inter rater	
Aydog 2004	ID	conc	60	ICC	0,96	inter rater	
Fraser 2017	HHD	isom	0	ICC2,k	0,74	inter rater	right leg session 1
Fraser 2017	HHD	isom	0	ICC2,k	0,71	inter rater	right leg session 2
Karnofel 1989	ID	conc	60	R Pearson	0,82	inter rater	
Karnofel 1989	ID	conc	120	R Pearson	0,84	inter rater	
Kelln 2008	HHD	isom	0	ICC2,1	0,84	inter rater	
Rose 2008	HHD	isom	0	ICC2,1	0,85	inter rater	cautious all muscles
Schaffer 2021	HHD	isom	0	ICC2,1	0,62	inter rater	day1
Schaffer 2021	HHD	isom	0	ICC2,1	0,54	inter rater	day2
Spink 2010	HHD	isom	0	ICC	0,77	inter rater	session 1
Spink 2010	HHD	isom	0	ICC	0,86	inter rater	session 2
Alfuth 2016	HHD	isom	0	ICC2,k	0,828	test retest	side-lying - rater 1
Alfuth 2016	HHD	isom	0	ICC2,k	0,598	test retest	side-lying - rater 2
Alfuth 2016	HHD	isom	0	ICC2,k	0,645	test retest	sitting - rater 1
Alfuth 2016	HHD	isom	0	ICC2,k	0,819	test retest	sitting - rater 2
Alfuth 2016	HHD	isom	0	ICC2,k	0,625	test retest	supine - rater 1
Alfuth 2016	HHD	isom	0	ICC2,k	0,813	test retest	supine - rater 2
Amaral de Noronha 2004	ID	conc	120	ICC	0,89	test retest	injured ankle
Amaral de Noronha 2004	ID	conc	120	ICC	0,92	test retest	Noninjured ankle
Amaral de Noronha 2004	ID	conc	30	ICC	0,71	test retest	injured ankle
Amaral de Noronha 2004	ID	conc	30	ICC	0,9	test retest	Noninjured ankle
Aydog 2004	ID	conc	180	ICC	0,88	test retest	rater 1
Aydog 2004	ID	conc	180	ICC	0,87	test retest	rater 2
Aydog 2004	ID	conc	60	ICC	0,94	test retest	rater 1
Aydog 2004	ID	conc	60	ICC	0,94	test retest	rater 2
Fraser 2017	HHD	isom	0	ICC2,k	0,85	test retest	right leg rater 1
Fraser 2017	HHD	isom	0	ICC2,k	0,79	test retest	left leg rater 1
Fraser 2017	HHD	isom	0	ICC2,k	0,78	test retest	right leg rater 2
Fraser 2017	HHD	isom	0	ICC2,k	0,74	test retest	left leg rater 2

Fraser 2017	HHD	isom	0	ICC2,k	0,65	test retest	left leg session 2
Gonosova 2018	ID	conc	30	ICC2,1	0,92	test retest	prefered limb PT
Gonosova 2018	ID	conc	30	ICC2,1	0,9	test retest	nonprefered limb PT
Gonosova 2018	ID	conc	30	ICC2,1	0,94	test retest	mean
Hébert 2010	HHD	isom	0	r2	0,89	test retest	lyon
Hébert 2010	HHD	isom	0	r2	0,94	test retest	quebec
Kaminski 2001	ID	conc	30	ICC	0,54	test retest	right leg PT
Kaminski 2001	ID	conc	30	ICC	0,76	test retest	left leg PT
Kaminski 2001	ID	conc	120	ICC	0,68	test retest	right leg PT
Kaminski 2001	ID	conc	120	ICC	0,77	test retest	left leg PT
Kaminski 2001	ID	conc	30	ICC	0,55	test retest	right leg mean
Kaminski 2001	ID	conc	30	ICC	0,66	test retest	left leg mean
Kaminski 2001	ID	conc	120	ICC	0,73	test retest	right leg mean
Kaminski 2001	ID	conc	120	ICC	0,73	test retest	left leg mean
Kaminski 1995	ID	conc	90	ICC	0,69	test retest	right leg
Kaminski 1995	ID	conc	90	ICC	0,75	test retest	left leg
Kaminski 1995	ID	ecc	90	ICC	0,86	test retest	right leg
Kaminski 1995	ID	ecc	90	ICC	0,89	test retest	left leg
Karnofel 1989	ID	conc	60	R Pearson	0,78	test retest	
Karnofel 1989	ID	conc	120	R Pearson	0,89	test retest	
Kelln 2008	HHD	isom	0	ICC2,1	0,86	test retest	rater 1
Kelln 2008	HHD	isom	0	ICC2,1	0,88	test retest	rater 2
Kelln 2008	HHD	isom	0	ICC2,1	0,92	test retest	rater 3
McGirr 2014	HHD	isom	0	ICC2,1	0,84	test retest	break -belt
McGirr 2014	HHD	isom	0	ICC2,1	0,73	test retest	break -manual
McGirr 2014	HHD	isom	0	ICC2,1	0,85	test retest	make -belt
McGirr 2014	HHD	isom	0	ICC2,1	0,86	test retest	make -manual
Rose 2008	HHD	isom	0	ICC2,1	0,9	test retest	rater 1 cautious all muscles
Rose 2008	HHD	isom	0	ICC2,1	0,88	test retest	rater 2 cautious all muscles
Schaffer 2021	HHD	isom	0	ICC3,1	0,23	test retest	
Sekir	ID	conc	120	ICC1	0,96	test retest	
Sekir	ID	ecc	120	ICC1	0,89	test retest	
Simoneau 1990	ID	conc	120	ICC1,1	0,83	test retest	
Simoneau 1990	ID	conc	60	ICC1,1	0,87	test retest	
Spink 2010	HHD	isom	0	ICC	0,88	test retest	rater 1
Spink 2010	HHD	isom	0	ICC	0,78	test retest	rater 2
Tankevicius 2013	ID	isom	0	ICC2,1	0,869	test retest	position 0°
Tankevicius 2013	ID	isom	0	ICC2,1	0,926	test retest	position 7°
Tankevicius 2013	ID	isom	0	ICC2,1	0,952	test retest	position 14°

Van Cingel 2009	ID	conc	30	ICC	0,61	test retest	men - dominant leg
Van Cingel 2009	ID	conc	30	ICC	0,67	test retest	men - non dominant leg
Van Cingel 2009	ID	conc	120	ICC	0,82	test retest	men - dominant leg
Van Cingel 2009	ID	conc	120	ICC	0,53	test retest	men - non dominant leg
Van Cingel 2009	ID	conc	30	ICC	0,94	test retest	women - dominant leg
Van Cingel 2009	ID	conc	30	ICC	0,91	test retest	women - non dominant leg
Van Cingel 2009	ID	conc	120	ICC	0,83	test retest	women - dominant leg
Van Cingel 2009	ID	conc	120	ICC	0,85	test retest	women - non dominant leg
Yildiz 2009	ID	conc	120	ICC	0,89	test retest	
Yildiz 2009	ID	ecc	120	ICC	0,86	test retest	
Fraser 2017	HHD	isom	0	ICC2,k	0,79	test retest	left leg session 1

Annexe 5. Valeurs de l'erreur de mesure de l'évaluation de la force musculaire des éverseurs

Author date	instrument	mode	speed	baseline value	SEM	MDC	SEM%	MDC%	LoA%	test	details
Kelln 2008	HHD	isom	0	21,23	0,52	1,44	2%	7%		inter rater	inter-rater
Schaeffer 2021	HHD	isom	0	13,25	0,54	1,50	4%	11%		inter rater	inter-rater day1
Schaeffer 2021	HHD	isom	0	13,25	0,76	2,11	6%	16%		inter rater	inter-rater day2
spink 2010	HHD	isom	0	157,30	18,07	50,10	11%	32%		inter rater	inter-rater session 2
spink 2010	HHD	isom	0	153,60	20,60	57,10	13%	37%		inter rater	inter-rater session 1
Fraser 2017	HHD	isom	0	213,83	23,60	65,42	11%	31%		test retest	
Gonosova 2018	ID	conc	30	25,70	1,60	4,43	6%	17%		test retest	mean PT
Gonosova 2018	ID	conc	30	26,60	2,10	5,82	8%	22%		test retest	dom PT
Gonosova 2018	ID	conc	30	24,70	2,20	6,10	9%	25%		test retest	ndom PT
Hagen 2015	Other	isom		17,50	/	/	/	12%		test retest	no visual feedback
Hagen 2015	Other	isom		19,00	/	/	/	16%		test retest	with visual feedback
kaminski 1995	ID	ecc	90	136,30	13,60	37,70	10%	28%		test retest	left leg
kaminski 1995	ID	ecc	90	150,10	15,40	42,69	10%	28%		test retest	right leg
kaminski 1995	ID	conc	90	104,50	17,30	47,95	17%	46%		test retest	right leg
kaminski 1995	ID	conc	90	84,50	14,30	39,64	17%	47%		test retest	left leg
kaminski 2001	ID	conc	120	23,90	2,10	5,82	9%	24%		test retest	right leg PT
kaminski 2001	ID	conc	120	19,40	2,81	7,79	14%	40%		test retest	right leg mean
kaminski 2001	ID	conc	120	21,50	3,27	9,06	15%	42%		test retest	left leg PT
kaminski 2001	ID	conc	30	29,00	4,52	12,53	16%	43%		test retest	left leg PT
kaminski 2001	ID	conc	30	21,30	3,64	10,09	17%	47%		test retest	left leg mean
kaminski 2001	ID	conc	120	16,70	3,26	9,04	20%	54%		test retest	left leg mean
kaminski 2001	ID	conc	30	31,80	6,38	17,68	20%	56%		test retest	right leg PT
kaminski 2001	ID	conc	30	25,20	6,12	16,96	24%	67%		test retest	right leg mean
Kelln 2008	HHD	isom	0	22,40	0,11	0,30	0%	1%		test retest	test retest rater 3
Kelln 2008	HHD	isom	0	19,50	0,24	0,67	1%	3%		test retest	test retest rater 2
Kelln 2008	HHD	isom	0	21,80	0,62	1,72	3%	8%		test retest	test retest rater 1
McGirr 2014	HHD	isom	0	232,20					17%	test retest	push make test
McGirr 2014	HHD	isom	0	293,70					20%	test retest	pull break test
McGirr 2014	HHD	isom	0	283,80					25%	test retest	push break test
McGirr 2014	HHD	isom	0	228,80					26%	test retest	pull make test
Schaeffer 2021	HHD	isom	0	13,25	1,29	3,58	10%	27%		test retest	test-retest
Sekir 2008	ID	ecc	120	25,00	0,80	2,22	3%	9%		test retest	
Sekir 2008	ID	conc	120	15,00	0,70	1,94	5%	13%		test retest	
spink 2010	HHD	isom	0	153,60	15,19	42,10	10%	27%		test retest	test retest rater 1
spink 2010	HHD	isom	0	123,40	18,07	50,10	15%	41%		test retest	test retest rater 2
Tankevicius 2013	ID	isom	0	37,82	1,55	4,30	4%	11%		test retest	ROM 14°

Tankevicius 2013	ID	isom	0	34,27	1,78	4,93	5%	14%		test retest	ROM 7°
Tankevicius 2013	ID	isom	0	30,33	2,17	6,01	7%	20%		test retest	ROM 0°
vancingel 2009	ID	conc	30	27,13	3,33	9,23	12%	34%		test retest	dom women
vancingel 2009	ID	conc	30	26,13	4,03	11,17	15%	43%		test retest	ndom women
vancingel 2009	ID	conc	120	22,40	3,55	9,84	16%	44%		test retest	dom men
vancingel 2009	ID	conc	30	27,86	4,51	12,50	16%	45%		test retest	ndom men
vancingel 2009	ID	conc	30	30,00	5,25	14,55	18%	49%		test retest	dom men
vancingel 2009	ID	conc	120	18,46	4,03	11,17	22%	61%		test retest	ndom women
vancingel 2009	ID	conc	120	19,20	4,33	12,00	23%	63%		test retest	dom women
vancingel 2009	ID	conc	120	21,33	5,69	15,77	27%	74%		test retest	ndom men
Yildiz 2001	ID	ecc	120	25,00	1,00	2,77	4%	11%		test retest	
Yildiz 2001	ID	conc	120	15,00	0,90	2,49	6%	17%		test retest	

Annexe 6. Valeurs de force musculaire des éverseurs

Study ID	Instrument	mode	speed	details reliabilty	Strength units	baseline values
Amaral de Noronha 2004	ID	conc	30	injured ankle	Nm	24,82
Amaral de Noronha 2004	ID	conc	30	Noninjured ankle	Nm	23,82
Gonosova 2018	ID	conc	30	prefered limb PT	Nm	26,6
Gonosova 2018	ID	conc	30	nonprefered limb PT	Nm	24,7
Gonosova 2018	ID	conc	30	mean	Nm	25,7
Kaminski 2001	ID	conc	30	right leg PT	Nm	31,8
Kaminski 2001	ID	conc	30	left leg PT	Nm	29
Kaminski 2001	ID	conc	30	right leg mean	Nm	25,2
Kaminski 2001	ID	conc	30	left leg mean	Nm	21,3
Van Cingel 2009	ID	conc	30	men - dominant leg	Nm	30
Van Cingel 2009	ID	conc	30	men - non dominant leg	Nm	27,86
Van Cingel 2009	ID	conc	30	women - dominant leg	Nm	22,4
Van Cingel 2009	ID	conc	30	women - non dominant leg	Nm	18,46
Karnofel 1989	ID	conc	60		ft-lbs	12,2
Aydog 2004	ID	conc	60	rater 1	Nm	12,85
Aydog 2004	ID	conc	60	rater 2	Nm	19,05
Simoneau 1990	ID	conc	60	right leg	Nm	16,86
Simoneau 1990	ID	conc	60	left leg	Nm	16,79
Simoneau 1990	ID	conc	60	right leg	Nm/kg	27,9
Simoneau 1990	ID	conc	60	left leg	Nm/kg	27,6
Kaminski 1995	ID	conc	90	right leg	Nm	104,5
Kaminski 1995	ID	conc	90	left leg	Nm	84,5
Karnofel 1989	ID	conc	120		ft-lbs	7,5
Amaral de Noronha 2004	ID	conc	120	injured ankle	Nm	18,09
Amaral de Noronha 2004	ID	conc	120	Noninjured ankle	Nm	16,09
Kaminski 2001	ID	conc	120	right leg PT	Nm	23,9
Kaminski 2001	ID	conc	120	left leg PT	Nm	21,5
Kaminski 2001	ID	conc	120	right leg mean	Nm	19,4
Kaminski 2001	ID	conc	120	left leg mean	Nm	16,7
Sekir	ID	conc	120	functional ankle instability	Nm	15
Simoneau 1990	ID	conc	120	right leg	Nm	12,08
Simoneau 1990	ID	conc	120	left leg	Nm	12,03
Van Cingel 2009	ID	conc	120	men - dominant leg	Nm	27,13
Van Cingel 2009	ID	conc	120	men - non dominant leg	Nm	26,13
Van Cingel 2009	ID	conc	120	women - dominant leg	Nm	19,2
Van Cingel 2009	ID	conc	120	women - non dominant leg	Nm	21,33

Yildiz 2009	ID	conc	120		Nm	15
Simoneau 1990	ID	conc	120	right leg	Nm/kg*100	19,97
Simoneau 1990	ID	conc	120	left leg	Nm/kg*100	19,79
Aydog 2004	ID	conc	180	rater 1	Nm	9,96
Aydog 2004	ID	conc	180	rater 2	Nm	12,21
Kaminski 1995	ID	ecc	90	right leg	Nm	150,1
Kaminski 1995	ID	ecc	90	left leg	Nm	136,3
Sekir	ID	ecc	120	functional ankle instability	Nm	25
Yildiz 2009	ID	ecc	120		Nm	25
Kelln 2008	HHD	isom	0	rater 1	kg	21,8
Kelln 2008	HHD	isom	0	rater 2	kg	19,5
Kelln 2008	HHD	isom	0	rater 3	kg	22,4
Kelln 2008	HHD	isom	0	rater 1	N	213,858
Kelln 2008	HHD	isom	0	rater 2	N	191,295
Kelln 2008	HHD	isom	0	rater 3	N	219,744
Fraser 2017	HHD	isom	0	right leg rater 1	N	194
Fraser 2017	HHD	isom	0	left leg rater 1	N	191,5
Fraser 2017	HHD	isom	0	right leg rater 2	N	234,3
Fraser 2017	HHD	isom	0	left leg rater 2	N	222,5
Fraser 2017	HHD	isom	0	right leg session 1	N	207,6
Fraser 2017	HHD	isom	0	left leg session 1	N	198,1
Fraser 2017	HHD	isom	0	right leg session 2	N	233,9
Fraser 2017	HHD	isom	0	left leg session 2	N	228,7
McGirr 2014	HHD	isom	0	break -belt	N	293,7
McGirr 2014	HHD	isom	0	break -manual	N	283,8
McGirr 2014	HHD	isom	0	make -belt	N	228,8
McGirr 2014	HHD	isom	0	make -manual	N	232,2
Rose 2008	HHD	isom	0		N	39,5
Schaffer 2021	HHD	isom	0		N	130,41
Spink 2010	HHD	isom	0	rater 1	N	153,6
Spink 2010	HHD	isom	0	rater 2	N	123,4
Spink 2010	HHD	isom	0	session 1	N	153,6
Spink 2010	HHD	isom	0	session 2	N	157,3
Schaffer 2021	HHD	isom	0	force normalized by body weight	N/N	0,23
Alfuth 2016	HHD	isom	0	side-lying - rater 1 - day 1	Nm	11
Alfuth 2016	HHD	isom	0	side-lying - rater 2 - day 1	Nm	10,4
Alfuth 2016	HHD	isom	0	sitting - rater 1 - day 1	Nm	6,2
Alfuth 2016	HHD	isom	0	sitting - rater 2 - day 1	Nm	5,7
Alfuth 2016	HHD	isom	0	supine - rater 1 - day 1	Nm	6,2

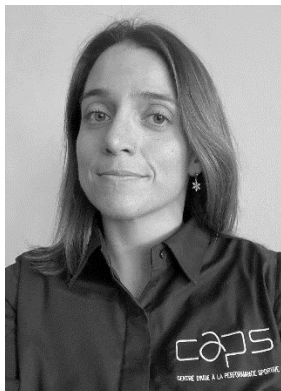
Alfuth 2016	HHD	isom	0	supine - rater 2 - day 1	Nm	5,8
Alfuth 2016	HHD	isom	0	supine - rater 1 - day 2	Nm	5,8
Alfuth 2016	HHD	isom	0	supine - rater 2 - day 2	Nm	5,8
Alfuth 2016	HHD	isom	0	sitting - rater 1 - day 2	Nm	6,1
Alfuth 2016	HHD	isom	0	sitting - rater 2 - day 2	Nm	5,7
Alfuth 2016	HHD	isom	0	side-lying - rater 1 - day 2	Nm	10,5
Alfuth 2016	HHD	isom	0	side lying - rater 2 - day 2	Nm	10,2
Hébert 2010	HHD	isom	0	lyon - righth leg	Nm	18,1
Hébert 2010	HHD	isom	0	lyon - left leg	Nm	19,9
Hébert 2010	HHD	isom	0	quebec - righth leg	Nm	19,6
Hébert 2010	HHD	isom	0	quebec - left leg	Nm	18,5
Tankevicius 2013	ID	isom	0	position 0°	Nm	30,33
Tankevicius 2013	ID	isom	0	position 7°	Nm	34,27
Tankevicius 2013	ID	isom	0	position 14°	Nm	37,82
Hagen	other	isom	0	day 1 no visual feedback	Nm	17,5
Hagen	other	isom	0	day 1 with visual feedback	Nm	19

Annexe 7. Évaluation des éverseurs et inverseurs détaillée

Instruments et modalités évalués	Marque de l'instrument	Protocole 1) échauffement, familiarisation 2) test 3) encouragement 4) valeur enregistrée	Position 1) position du corps 2) position pied/cheville 3) stabilisation	Reproductibilité relative (ICC) et Erreur de mesure (MDC)	Valeurs
Dynamomètre isocinétique isométrique ¹⁴³	Biodex 4 Pro System	1) vélo pdt 5min résistance légère/ 3rép isocinétique/ 3rép isométrique 2) 2rép isométrique max/ repos 10 s 3) max du pic de force en Nm	1) Semi assis /Genou tendu 2) pied avec chaussure plate/ plateau à 7° d'inversion 3) Strap hanche/ cuisse/ pied	Test-retest éverseurs ICC = 0,93 (0,87-0,96) MDC = 4,94 Nm Test-retest inverseurs ICC = 0,91 (0,83-0,95) MDC = 5,12 Nm	Valeur éverseurs 34.27 ± 6,67 Nm Valeur inverseurs 29.26 ± 5,62 Nm
Dynamomètre isocinétique excentrique à 120°/s ¹⁴⁷	Cybex Norm, USA	1) 10min mobilité, étirement cheville / 3rép sous max 2) 5max / 2min repos 3) / 4) max du pic de force en Nm	1) couché dorsal /Genou fléchi (80-110°) 2) pied avec chaussure / plateau à 10-15° flexion plantaire/ amplitude entre 20° d'éversion et 30° d'inversion 3) Strap tronc/ jambe/ pied	Test-retest éverseurs ICC = 0,86 MDC = 2,77 Nm Test-retest inverseurs ICC = 0,88 MDC = 4,99 Nm	Valeur éverseurs 25 Nm Valeur inverseurs 26 Nm
Dynamomètre isocinétique concentrique à 30°/s ¹³¹	IsoMed 2000	1) 3-5 sous max 2) 3 max « aussi fort et rapide que possible ») 3) avec encouragement et feedback visuel 4) moyenne	1) Assis hanche 80°/ genou fléchi 110° 2) pied avec chaussure/ plateau à 10° de flexion plantaire/ amplitude entre 25° d'éversion et 20° d'inversion 3) Strap tronc, hanche, cuisse, pied	Test-retest éverseurs ICC = 0,94 MDC = 4,43 Nm Test-retest inverseurs ICC = 0,83 MDC = 5,82 Nm	Valeur éverseurs 25,7 ± 6,4 Nm Valeur inverseurs 23,5 ± 5,0 Nm

Dynamomètre manuel isométrique ^{119,158}	Citec, CIT Technics / MicroFET2	1) démo passive 2) 3 max 3)/ 4)/	1) couché dorsal/ genou tendu 2) pied nu 3) Fixation manuelle de la jambe	Test-retest éverseurs ICC = 0,78 - 0,88 MDC = 14 - 50 N Test-retest inverseurs ICC = 0,74 – 0,90 MDC = 17 - 45 N	Valeur éverseurs 123 - 154 N (Spink 2010) 191 – 220 N (Kelln 2008) Valeur inverseurs 125 – 160 N (Spink 2010) 191 – 216 N (Kelln 2008)
Dynamomètre manuel isométrique ¹⁴⁹	Power Track II	1) / 2) 3max 3) / 4) /	1) couché latéral / hanche fléchie à 20° 2) pied nu 3) Auto fixation du patient	Test-retest éverseurs ICC = 0,78 - 0,88 LoA = 17% – 26% Test-retest inverseurs ICC = 0,78 – 0,93 LoA = 18% - 27%	Valeur éverseurs make / break 222 - 279 N / 279 – 294 N Valeur inverseurs make/ break 227 – 267 N / 311 – 338 N
1-RM (force musculaire isotonique concentrique) (Aguilaniu, en soumission)	Poulie verticale	1) mobilisation actives, corde à sauter/ 10rép poids léger/ 2*6rép poids moyen/ 3rép poids élevé/ 1 max/ 90s repos 2) 1 à 5 rép max avec 3min repos 3) avec encouragement 4) valeur max en N normalisée au poids du sujet	1) Couché / genou semi fléchi 2) pied avec chaussure 3) fixation manuelle de la jambe	Test-retest éverseurs ICC = 0,76 MDC = 1,19 N/Kg Test-retest inverseurs ICC = 0,83 MDC = 1,09 N/Kg	Valeurs éverseurs 3.5 ± 0.7 N/kg Proposition de cut off >2,9N/kg Valeurs inverseurs 3.7 (3.1-4.4) N/kg Proposition de cut off >2,9N/kg
Capacité de répétitions du mouvement d'éversion/ inversion (concentrique et excentrique sous max) ²¹⁵	Sandale de déstabilisation (Myolux®)	1) 10min mobilisation globale / 2rép du mvt guidé/ 10rép position assise/ 3rép appui unipodal 2) départ éversion, faire un max de mvt lent inversion 2s et rapide d'éversion 1s sur le rythme d'un métronome 3) avec encouragement 4) nombre max de répétitions	1) debout hanche face au mur/ genou tendu/ appui des doigts sur mur 2) pied avec sandale en appui unipodal sur le talon 3) pas de fixation externe	Test-retest éverseurs ICC = 0,95 MDC = 6 répétitions	Nombre de répétitions 14 (8-17) Proposition de cut off >8 répétitions
Rép : répétitions ; ICC : corrélation de coefficient intraclasse ; MDC : Changement minimal détectable					

À PROPOS DE L'AUTEURE



Aude Aguilaniu est né en 1988, Après avoir obtenu un diplôme de kinésithérapie et réadaptation, elle est engagée par l'Université de Liège et le Centre d'Analyse et de Performance Sportive (CAPS) pour réaliser une thèse de doctorat au Laboratoire l'Analyse du Mouvement (LAM). Elle est également impliquée dans l'évaluation des sportifs de haut niveau sous contrat ADEPS et la supervision d'étudiants de master en kinésithérapie pour leurs travaux de fin d'étude.

Expériences

2018 – 2023 : Doctorante à l'Université de Liège
Supervision de Mémoires de fin d'étude de kinésithérapie
Enseignement de cours généraux et travaux pratiques sur l'entorse de cheville

2016 – 2019 : Étudiante en kinésithérapie à l'Université de Liège
Obtention du Master 2 en Kinésithérapie du Sport (Université de Liège)
Obtention du Master 1 en Kinésithérapie et Réadaptation (Université de Liège)

2015 – 2018 : Enseignement du ski alpin (École de ski et Ski Club)

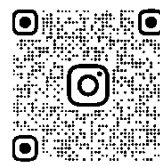
2010 – 2011 : Étudiante/Athlète (Université de Westminster Collège – Salt Lake city US)

2004 – 2015 : Athlète élite en ski alpin puis en skicross
Membre de l'équipe de Belgique (en coupe du monde)
Qualification aux JO de Sotchi en skicross (2014)
Championne du monde Universitaire en ski alpin (2012)
Membre des équipes de France (Junior et Coupe d'Europe)

Détails des communications et publications



Autres développements



Contact



aude.aguilaniu@uliege.be



[@AguilaniuAude](https://twitter.com/AguilaniuAude)



L'entorse latérale de cheville (ELC) est une des blessures musculosquelettiques les plus fréquentes. Jusqu'à 40% des cas d'ELC développe de l'instabilité chronique de cheville (CAI) menant à un risque de récurrence élevé. Ces dernières années, de nouveaux concepts de prise en charge de l'ELC ont mis en évidence l'importance de l'évaluation dès la phase aiguë, mais également lors de la prise de décision du retour au sport (RTS). La force musculaire de cheville participe à la stabilité active de la cheville. Elle fait alors partie des paramètres qui doivent être pris en considération et évalués après une ELC. Dans le premier chapitre de cette thèse, nous avons constaté que peu de professionnels de santé évaluaient quantitativement la force musculaire de cheville pour décider un RTS. Ensuite, nous avons mis en évidence que le dynamomètre isocinétique et le dynamomètre manuel étaient les outils les plus étudiés dans la littérature. Cependant, l'évaluation isotonique en salle de musculation n'a que rarement été étudiée. C'est pourquoi nous avons développé et validé une méthode d'évaluation isotonique (une répétition maximale).

À travers cette thèse, nous avons contribué à la connaissance sur les méthodes existantes et étendu les possibilités d'évaluation de la force musculaire de la cheville.

