



HAL
open science

**Étude des adaptations biomécaniques et
neuromusculaires de la cheville en réponse à la fatigue
neuromusculaire aiguë et à l'ajout de contrainte
cognitive**

Jeanne Dury

► **To cite this version:**

Jeanne Dury. Étude des adaptations biomécaniques et neuromusculaires de la cheville en réponse à la fatigue neuromusculaire aiguë et à l'ajout de contrainte cognitive. Médecine humaine et pathologie. Université Bourgogne Franche-Comté, 2023. Français. NNT : 2023UBFCE015 . tel-04417759

HAL Id: tel-04417759

<https://theses.hal.science/tel-04417759>

Submitted on 25 Jan 2024

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

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



**THÈSE DE DOCTORAT DE L'ÉTABLISSEMENT UNIVERSITÉ BOURGOGNE
FRANCHE-COMTÉ
PRÉPARÉE A L'UNIVERSITÉ DE FRANCHE-COMTÉ
AU SEIN DU LABORATOIRE CULTURE, SPORT, SANTÉ, SOCIÉTÉ (UR 4660)**

École doctorale n° 554

Environnements - Santé



Doctorat de Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Par

Mme DURY Jeanne

**ÉTUDE DES ADAPTATIONS BIOMÉCANIQUES ET NEUROMUSCULAIRES
DE LA CHEVILLE EN RÉPONSE À LA FATIGUE NEUROMUSCULAIRE AIGUË
ET À L'AJOUT DE CONTRAINTE COGNITIVE**

Thèse présentée et soutenue à Besançon, le 24 octobre 2023

Composition du Jury :

M., GREMEAUX, Vincent	Professeur des Universités Praticien Hospitalier Université de Lausanne, CHU vaudois	Rapporteur
M., MAFFIULETTI, Nicola	Directeur de laboratoire – HDR Human Performance Lab, Schulthess Clinic	Rapporteur
M., FORESTIER, Nicolas	Professeur des Universités Université Savoie Mont-Blanc	Président du jury
M., MICHEL, Fabrice	Professeur des Universités Praticien Hospitalier Université de Franche-Comté	Directeur de thèse
M., RAVIER, Gilles	Maitre de Conférences – HDR, Université de Franche-Comté	Codirecteur de thèse

REMERCIEMENTS

Ces quelques lignes marquent la fin d'une aventure enrichissante, tant sur le plan professionnel que personnel, et aujourd'hui, je mesure enfin le chemin parcouru. Souvent, la thèse est assimilée à un travail solitaire. Mais je ne le ressens pas comme ça. En effet, quand je fais le bilan de ces 3 années (et celles d'avant qui ont été déterminantes dans ce travail), je pense à vous tous qui m'avez inspiré, soutenu, accompagné, motivé... D'une certaine manière, vous avez contribué à cet accomplissement et je souhaitais vous en remercier.

En premier lieu, je remercie mes encadrants de thèse, Fabrice et Gilles sans qui rien n'aurait été possible. Merci de m'avoir fait confiance pour ce projet, de m'avoir accompagné au cours de ces 3 années, toujours dans la bienveillance.

Gilles, merci pour votre disponibilité et votre soutien sans faille. Merci pour ces 3 années à vos côtés, parsemées de belles manips' qui m'ont permis de découvrir le milieu de l'entraînement sportif et de la mesure terrain. Merci pour tous vos conseils et tous nos échanges fructueux !

Fabrice, merci pour votre accompagnement dans les moments décisifs de ce travail, merci de m'avoir ouvert les portes de la recherche clinique et pour les opportunités de collaboration. Grâce à vous, j'ai eu l'occasion d'accéder à un matériel de recherche de pointe et de me former sur des outils de mesures, aujourd'hui indispensables à l'analyse du mouvement. Merci pour la confiance que vous m'accordez !

Je tiens à remercier l'ensemble des collègues du laboratoire C3S et de la composante STAPS. Merci à tous pour votre accueil en terre bisontine ! Merci à Christian et à Cheikh pour le climat et l'ambiance de travail que vous prônez. Merci à vous de nous soutenir dans nos projets. Un merci tout particulier à Célia, merci d'avoir pris le temps de relire ce travail, merci pour nos longues sessions de papotages et pour ton soutien dans cette dernière année. Je remercie, bien évidemment, mes compagnons d'aventure doctorale qui ont permis de rendre le quotidien plus agréable et m'ont souvent aidé à prendre le recul nécessaire sur mon travail. Vous avez été une source de motivation pour moi. Je pense, bien évidemment à Orlane, Sacha, Nico, Pauline, Chloé, Nolwenn, Clara, Antoine, Lucas, Willy, Valérie, Joris, Thibaud (x2) ... Je souhaite particulièrement remercier mes collègues de bureau avec qui j'ai partagé ce petit bureau du PIMS. Merci à Popo, Phil, Lucas, Sylvain, pour tous ces bons moments de partage, ces longs débats, ces sessions de rangements du local (et du bureau) et pour votre soutien dans les moments les plus difficiles. Merci également à notre Pat' international pour les entraînements de

hand du lundi qui m'ont permis de sortir la tête du travail et de me défouler (souvent sur les poteaux d'ailleurs). Merci pour l'intérêt que tu portes à mon travail et pour ta gentillesse !

Merci également à toi, Yoshi. Merci de m'avoir consacré de ton temps et de m'avoir fait confiance. J'espère que nous aurons l'occasion de collaborer à nouveau.

Cette passion pour la recherche scientifique ne serait, sans doute, jamais née sans ces 5 années savoyardes. En effet, il y a 8 ans, j'ai pris la décision de quitter ma Bourgogne natale pour rejoindre le STAPS Chambé, niché, en toute objectivité bien sûr, dans la plus belle région française. Ces 5 années ont été plus que décisives dans mon orientation professionnelle et je remercie l'ensemble de l'équipe encadrante du STAPS et plus précisément du master IEAP pour la qualité de la formation reçue. Dans une carrière professionnelle, il y a toujours ces personnes inspirantes qui, un jour, vous donnent votre chance. En écrivant ces lignes, je pense bien évidemment à toi, Nico. Tu as été le premier à me faire confiance et à m'accompagner dans cette aventure. Tu m'as transmis un socle de compétences et de connaissances essentielles à la réussite de ce travail. Je suis sincèrement reconnaissante d'avoir croisé ta route, car grâce à toi, aujourd'hui, j'ai la certitude d'être exactement là où j'ai toujours voulu être.

Dans la même lignée, je souhaite te remercier, Brice. Merci, tout d'abord, d'avoir pris le temps de relire ce travail. Mais je voulais surtout te remercier pour ton soutien et tes conseils avisés. Tu représentes une réelle source d'inspiration pour moi ! Merci pour ta générosité et pour toutes les opportunités de collaboration que tu m'as proposées. Grâce à toi, j'ai mis un pied dans le milieu de la kiné et eu la chance de faire de belles rencontres professionnelles.

Ces remerciements ne pourraient être complets sans te remercier Caro ! Un grand merci pour ton soutien, tes encouragements tout au long de ce travail. Merci pour ton regard critique et tes conseils toujours pertinents. Merci pour ces visios mensuelles et ces répets de congrès qui m'ont beaucoup apporté. Bientôt, ce sera ton tour... Je me tiens prête pour te soutenir comme tu l'as fait pour moi dans cette année si particulière !

Cette épopée savoyarde m'a également permis de vous rencontrer, vous, les camarades de promo devenus amis ! Raph, Lisa, Maumau, Bastien, Alexane, Bianca, Thib, Tony, Guillaume... Merci pour ces moments passés ensemble qui ont certes été trop peu nombreux ces dernières années, mais qui ont apporté leurs lots de bonne humeur. Merci pour ces années étudiantes dont je me souviendrai longtemps !

Je souhaite également remercier tous les collègues et amis de la SFMKS, François, Franck, Alex, Pierre-Yves, Julien, Guillaume... Merci pour la visibilité apportée à nos travaux et la richesse des travaux entrepris ensemble. Faire partie de cette équipe m'a permis de m'ouvrir

aux problématiques cliniques et d'apporter des éléments de compréhension complémentaires à ce travail de thèse. Ce partage est des plus stimulants !

Est venu le moment des remerciements un peu plus personnels, ceux qui me mettent les larmes aux yeux et pour lesquels je ne trouve plus mes mots...

Je ne suis pas très démonstrative, mais aujourd'hui il est important que je vous dise merci et que je vous témoigne toute ma reconnaissance. Merci maman ! Merci papa ! Merci pour l'exemple que vous m'avez donné, pour les valeurs que vous m'avez transmises. Merci de m'avoir toujours soutenu dans mes années étudiantes, d'avoir toujours fait en sorte que je puisse me consacrer pleinement à mes études, de m'avoir encouragé dans mes décisions, de m'avoir remonté les bretelles quand c'était nécessaire. Je suis tellement reconnaissante de l'éducation que vous m'avez transmise. Je sais à quel point je suis chanceuse de vous avoir à mes côtés. Cette réussite, c'est aussi la vôtre, car je n'en serai clairement jamais arrivé là sans votre aide et votre soutien. Merci à toi aussi Ricket. Tu as, au même titre, contribué à la réussite de ce travail. Merci pour ta générosité, merci de la fierté que tu affiches envers moi et mon travail. Merci de faire partie de nos vies, tout simplement !

Et puis, il y a toi, Louis, celui qui me motive, qui m'écoute, qui m'épaulé, et qui me soutient sans relâche. Celui qui me secoue parfois quand je me laisse submerger par mes émotions et les difficultés. Merci n'est pas suffisant pour exprimer à quel point je suis reconnaissante de t'avoir à mes côtés chaque jour. Tu as été une source de motivation et d'inspiration ces 8 dernières années. Ta détermination à toute épreuve est exemplaire et me donne chaque jour envie de me surpasser. Merci pour ton amour et pour ces merveilleuses années passées ensemble. J'ai hâte d'écrire la suite de notre histoire.

RÉSUMÉ

Ce travail de thèse s'intéresse à l'une des blessures sportives les plus fréquentes : l'entorse latérale de cheville. Au-delà de son incidence élevée, c'est une blessure qui entraîne un taux de récurrence important. De plus, près de la moitié des patients développent une instabilité chronique de cheville 12 mois après l'entorse initiale, impactant ainsi les activités sportives et quotidiennes. Dans ce contexte, l'approfondissement des connaissances sur les facteurs de risque prédisposant et leurs interactions est nécessaire à l'intégration de mesures préventives. La thèse avait pour objectifs d'étudier les adaptations biomécaniques et neuromusculaires de la cheville en réponse à 1) une fatigue aiguë des muscles abducteurs de la hanche ; 2) une fatigue neuromusculaire aiguë des membres inférieurs associée à une contrainte cognitive visuelle. La première étape consistait en un apport méthodologique vis-à-vis d'un dispositif de déstabilisation de l'arrière-pied utilisé dans le diagnostic fonctionnel de la cheville. Cette étape a permis de valider la reproductibilité de variables cinématiques (telles que la vitesse angulaire en inversion et l'amplitude frontale de la cheville) mesurées lors de tests fonctionnels réalisés avec la déstabilisation. Cette première étape a ensuite permis l'intégration de l'outil dans la deuxième partie du projet qui consistait à évaluer les réponses cinématiques et électromyographiques de la cheville à une fatigue spécifique des muscles abducteurs de la hanche. Enfin, la troisième partie du projet s'est intéressée à l'effet d'une fatigue générale et d'une contrainte cognitive ainsi que leurs interactions sur la biomécanique de réception de saut. Les principaux résultats de ce travail montrent une altération commune des qualités de contrôle postural dynamique en réponse aux contraintes additionnelles étudiées (fatigue proximale, générale, contraintes cognitives). Ainsi, ces contraintes perturbent le profil à risque d'un athlète et tendent à les prédisposer à l'entorse de cheville. Les modifications cinématiques observées en réponse à la fatigue ou aux contraintes cognitives caractérisent l'adoption d'une stratégie de protection de la cheville. Toutefois, il existe des variabilités interindividuelles dans ces réponses qui impliquent de considérer la fatigue et l'ajout de contraintes cognitives dans une perspective de prévention primaire et secondaire de l'entorse latérale de cheville. Ce travail de thèse apporte des éléments de compréhension sur les facteurs influençant le risque d'entorse latérale de cheville. Ainsi, les résultats avancés dans les différentes études ont permis d'intégrer la fatigue et les contraintes cognitives au modèle de compréhension du risque d'entorse de cheville. L'interaction entre ces contraintes et la présence d'antécédents d'entorse devrait être approfondie afin de les considérer dans le modèle de l'instabilité chronique de cheville.

Mots-clés : Facteurs de risque ; Entorse de cheville ; Fatigue ; Prévention ; Électromyographie ; Cinématique ; Posture.

ABSTRACT

The present work focuses on one of the most common sports injuries: the lateral ankle sprain. Beyond its high incidence, it is an injury that leads to a significant recurrence rate. Moreover, almost half of the patients develop chronic ankle instability 12 months after the initial sprain, which affects both sports and daily activities. In this context, a deeper understanding of the predisposing risk factors and their interactions is necessary for the integration of preventive measures. The objectives of this thesis were to study the biomechanical and neuromuscular adaptations of the ankle in response to 1) proximal fatigue and 2) general fatigue associated with visual cognitive constraints. The first step involved a methodological contribution regarding a rearfoot destabilizing device. This step allowed the validation of the reproducibility of kinematic variables (such as inversion angular velocity and frontal range of motion of the ankle) during functional tests performed with rearfoot destabilization. These variables were then used to assess the kinematic and electromyographic responses of the ankle to hip abductor muscles fatigue. Finally, the third part of the project focused on the effect of general fatigue and cognitive constraint, as well as their interactions, on the landing biomechanics. The additional constraints studied in this work (proximal fatigue, general fatigue, cognitive constraints) led to a common alteration of dynamic postural control. Consequently, these constraints disrupt the athlete's risk profile and tend to predispose them to ankle sprains. The observed kinematic changes in response to fatigue or cognitive constraints characterize the adoption of an ankle-protective strategy. However, there are inter-individual variabilities in these responses that imply considering fatigue and the addition of cognitive constraints from the perspective of primary and secondary prevention of lateral ankle sprains. This thesis work provides insights into the factors that influence the risk of lateral ankle sprain. Thus, the findings advanced in the different studies allowed the integration of fatigue and cognitive constraints in the model of understanding the risk of ankle sprains. The interaction between these constraints and the presence of ankle sprain history should be further investigated to include them in the model of chronic ankle instability.

Keywords: Risk factors; Lateral ankle sprain; Fatigue; Prevention; Electromyography; Kinematic; Posture.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	3
RÉSUMÉ	7
ABSTRACT	8
TABLE DES MATIÈRES	9
LISTE DES PUBLICATIONS	13
LISTE DES ABRÉVIATIONS	15
LISTE DES FIGURES	17
LISTE DES TABLEAUX	21
INTRODUCTION GÉNÉRALE	23
REVUE DE LITTÉRATURE	29
CHAPITRE 1 : Entorses et instabilité chronique de cheville	29
1. Bases anatomiques et fonctionnelles de la cheville	29
2. De l'entorse à l'instabilité chronique de cheville.....	34
2.1. Épidémiologie de la blessure.....	34
2.2. Conséquences de l'entorse latérale de cheville : le cas de l'instabilité chronique de cheville	36
2.3. Mécanisme lésionnel	39
CHAPITRE 2 : Facteurs de risque et altérations associés à l'entorse latérale de cheville	43
1. Facteurs de risque de l'entorse latérale de cheville.....	43
1.1. Facteurs de risque intrinsèques non modifiables.....	43
1.2. Facteurs de risque intrinsèques modifiables.....	45
1.3. Facteurs de risque extrinsèques	46
2. Facteurs de récurrence et de développement d'instabilité chronique de cheville.....	49
2.1. Altérations pathomécaniques	49
2.2. Altérations sensorielles et perceptuelles.....	50
2.3. Altérations motrices et comportementales	52

3. Évaluation fonctionnelle des facteurs de risque et des altérations associés à l'entorse de cheville	62
4. Limites des méthodes et connaissances actuelles	66
CHAPITRE 3 : Fatigue neuromusculaire, contrainte cognitive et risque d'entorse de cheville.....	71
1. La fatigue neuromusculaire.....	71
1.1. Généralités sur la fatigue neuromusculaire	71
1.2. Conséquences de la fatigue sur le contrôle de la cheville	72
2. Les contraintes cognitives associées à l'environnement sportif	80
2.1. Influence des contraintes cognitives sur le contrôle du mouvement.....	80
2.2. Contraintes cognitives et antécédents de blessures	82
3. Interaction entre la fatigue neuromusculaire et les contraintes cognitives	87
PROBLÉMATIQUE ET HYPOTHÈSES	89
CONTRIBUTIONS EXPÉRIMENTALES	91
CHAPITRE 4 : Utilisation de la déstabilisation d'arrière-pied dans l'évaluation cinématique et neuromusculaire de la cheville.....	91
1. Introduction.....	91
2. Reproductibilité des mesures cinématiques	93
2.1. Méthodologie.....	93
2.2. Résultats	97
2.3. Discussion	98
2.4. Conclusion.....	100
2.5. Applications.....	101
2.6. Valorisation	101
3. Hiérarchie d'activation des muscles lors de tests fonctionnels.....	103
3.1. Méthodologie.....	103
3.2. Résultats	105
3.3. Discussion	108
3.4. Conclusion.....	110

3.5. Applications.....	110
3.6. Valorisation	110
CHAPITRE 5 : Influence d'une fatigue spécifique des muscles abducteurs de hanche sur la cinématique et le contrôle neuromusculaire de la cheville	111
1. Introduction.....	111
2. Méthodologie	112
2.1. Population.....	112
2.2. Protocole expérimental.....	113
2.3. Tâches et procédures	113
2.4. Outils de mesure	115
2.5. Traitement des données	117
2.6. Traitement statistique	120
3. Résultats.....	120
3.1. Exercice fatigant.....	121
3.2. Star Excursion Balance Test modifié	121
3.3. Test d'inversion en charge	123
3.4. Test d'équilibre unipodal.....	124
4. Discussion	128
4.1. Star Excursion Balance Test modifié	128
4.2. Test d'inversion en charge	130
4.3. Test d'équilibre unipodal.....	130
4.4. L'effet lié au sexe	132
4.5. Limites.....	132
5. Conclusion	133
6. Applications	133
7. Valorisation.....	134
CHAPITRE 6 : Influence de la fatigue et de l'ajout d'une contrainte cognitive sur le contrôle biomécanique et neuromusculaire d'une réception de saut	135
1. Introduction.....	135

2. Méthodologie	138
2.1. Population.....	138
2.2. Protocole expérimental.....	138
2.3. Outils de mesure.....	140
2.4. Traitement des données	143
2.5. Traitement statistique	146
3. Résultats	147
3.1. Force des fléchisseurs plantaires	147
3.2. Performances cognitives.....	147
3.3. Tâche de réception de saut	148
4. Discussion	159
4.1. Performances cognitives.....	159
4.2. Tâche de réception de saut	160
4.3. Limites et perspectives	164
5. Conclusion	165
6. Applications	165
7. Valorisation.....	166
DISCUSSION GÉNÉRALE	167
LIMITES ET PERSPECTIVES	177
CONCLUSION GÉNÉRALE	179
BIBLIOGRAPHIE	181

LISTE DES PUBLICATIONS

Publications issues du travail de thèse :

- Dury, J.**, Michel, F., Ravier, G. Fatigue of hip abductor muscles implies neuromuscular and kinematic adaptations of the ankle during dynamic balance. 2022. *Scand J Med Sci Sports*; 32: 1324-1334. doi: [10.1111/sms.14198](https://doi.org/10.1111/sms.14198)
- Dury, J.**, Ravier, G., Michel, F. Hip Abductor Muscle Fatigue Induces Different Strategies During Disrupted Postural Control. 2022. *Front. Sports Act. Living* 4:918402; doi: [10.3389/fspor.2022.918402](https://doi.org/10.3389/fspor.2022.918402)

Publications annexes ou antérieures au travail de thèse :

- Ravier, G., **Dury, J.**, Grevillot, J., Girard, B., Bouzigon, R., Michel, F., 2023. Acute Neuromuscular Alterations of Ankle Evertors Induced by Short Trail Running: Sex-Related Considerations. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 10.1519/JSC.0000000000004486. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004486>
- Picot, B., **Dury, J.**, Néron, G., McKeon, P.O., Forestier, N., 2022a. Establishing Normative Dynamic Postural Control Values in Elite Female Handball Players. *Int J Sports Phys Ther* 17, 1083–1094. <https://doi.org/10.26603/001c.38174>
- Picot, B., **Dury, J.**, Néron, G., Samozino, P., Terrier, R., Rémy-Neris, O., Forestier, N., 2022b. Validity and reliability of video analysis to evaluate ankle proprioceptive reintegration during postural control. *Gait & Posture* 91, 155–160. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.10.022>
- Dury, J.**, Michel, F., Ravier, G., 2021. Interest of inertial measurement unit tool in the functional evaluation of ankle evertor muscles in trail running. *Mov Sport Sci/Sci Mot* 39–44. <https://doi.org/10.1051/sm/2021014>
- Dury, J.**, Louali, S., Legouzouguec, L., Forestier, N. 2021, Intérêt d'une souris inclinée dans l'alternance de postures assise/debout lors du travail sur écran, *Mains Libres*, 7, no. 421, 223–230.
- Dury, J.**, Rougier, P.R., Barthod, C., Coquard, T., Ankaoua, C., Perennou, D., 2020. Upright stance on a single vs double seesaw: are automatic and voluntary components similarly involved in balance control? *Exp Brain Res* 238, 1351–1358. <https://doi.org/10.1007/s00221-020-05814-x>
- Rougier, P.R., Coquard, T., Paillard, T., Ankaoua, C., **Dury, J.**, Barthod, C., Perennou, D., 2020. Standing on a Double-Seesaw Device is an Easy Way to Modify the Coordination Between the Two Feet for Controlling Upright Stance: Assessment Through Weight-Bearing Asymmetry. *Motor Control* 24, 408–421. <https://doi.org/10.1123/mc.2019-0091>
- Rougier, P., Ankaoua, C., Paillard, T., Coquard, T., **Dury, J.**, Barthod, C., Perennou, D., 2019. Undisturbed stance on a double seesaw: Interaction between asymmetries of the center-of-pressure patterns under each foot and weight-bearing. *Journal of Biomechanics* 90, 113–118. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.04.041>

Publications attendues :

- Dury, J.,** Michel, F., Ravier, G., Electromyographic activity of peroneal muscles during ankle destabilizing tests. En révision dans la revue International Journal of Sport Medicine (juin 2023).
- Dury, J.,** Sagawa, Y., Michel, F., Ravier, G., Neuromuscular fatigue and cognitive constraint independently modify lower extremity landing biomechanics. Soumis à la revue Medicine & Science in Sports & Exercise (août 2023).
- Dury, J.,** Ravier, G., Ankle kinematic reliability during rearfoot destabilization. En cours de rédaction.

Communications orales :

- Dury J.,** Fatigue et contrainte cognitive : quelle influence sur le risque d'entorse de cheville ? Présentation orale (invitée), 16^{ème} congrès SFMES-SFTS, Toulon, septembre 2023
- Dury J.,** Michel, F., Ravier, G., Influence of fatigue and cognitive load on landing biomechanics in healthy and chronic ankle instability patients. Présentation orale (anglais), 28th Annual Congress of the European College of Sport Science (ECSS), Paris, Juillet 2023
- Dury J.,** Michel, F., Ravier, G., Influence de la fatigue et de contraintes cognitives sur la biomécanique d'atterrissage de saut. Présentation orale, Doctoriales du laboratoire C3S, Besançon, juin 2023
- Dury J.,** Ankle sprain prevention : analysis of risk factors. Présentation orale (anglais), Stage laboratoire de recherche biodynamique, Université de Caroline du Nord, Charlotte, Avril 2023
- Dury J.,** Stabilité de cheville : quel lien avec les muscles abducteurs de hanche ? Présentation orale (invitée), 9^{ème} Journées Francophones de Kinésithérapie (JFK), Rennes, avril 2023
- Dury J.,** Présentation de la thématique de thèse à Radio Campus Besançon, mars 2023
- Dury J.,** Myolux : Évaluation et technique de rééducation, Présentation orale (invitée), Société Franc-Comtoise de Médecine de l'Exercice et du Sport, Belfort, novembre 2022
- Dury J.,** Fatigue et blessures chez les sportifs, Présentation orale, Colloque du laboratoire C3S « No Pain, No gain », Besançon, octobre 2022
- Dury J.,** Ravier, G., Michel, F., Hip abductor muscle fatigue induces different ankle strategies during disrupted postural control. Présentation orale, 27^{ème} édition du Forum Jeunes Chercheurs (FJC), Dijon, juin 2022
- Dury J.,** Michel, F., Ravier, G., Influence of hip abductor muscles fatigue on ankle stability. Présentation orale, 19^{ème} congrès de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Montpellier, octobre 2021

LISTE DES ABRÉVIATIONS

- ANOVA** : Analyse de Variance
- ANT** : Direction antérieure du SEBT
- AP** : Antéropostérieur
- CAIT** : Cumberland Ankle Instability Tool
- CMVi** : Contraction Maximale Volontaire isométrique
- COMP** : Score composite du SEBT
- DT** : Double tâche
- EMG** : Électromyographie
- GastL** : Muscle gastrocnémien latéral – gastrocnemius lateralis
- GastM** : Muscle gastrocnémien médial – gastrocnemius medialis
- GlutM** : Muscle moyen fessier – gluteus medius
- GRF** : Force de réaction au sol (Ground Reaction Force)
- ICC** : Instabilité Chronique de Cheville
- LCL** : Ligament Collatéral Latéral
- ML** : Médiolatéral
- PB** : Muscle court fibulaire – peroneus brevis
- Pdc** : Poids du corps
- PL** : Muscle long fibulaire – peroneus longus
- PLat** : Direction postérolatérale du SEBT
- PMed** : Direction postéromédiale du SEBT
- POST** : Post-fatigue
- PRE** : Pré-fatigue
- SEBT** : Star Excursion Balance Test
- SEBTm** : Star Excursion Balance Test modifié
- SENIAM** : Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles
- SPM** : Cartographie statistique paramétrique (Statistical Parametric Mapping)
- ST** : Simple tâche
- TA** : Muscle tibial antérieur – tibialis anterior
- TR** : Temps de réaction
- TTS** : Délai de stabilisation (Time to stabilization)

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Modèle développé par van Mechelen (1992)	25
Figure 2 : Modèle développé par Bahr et Krosshaug (2005) présentant l'interaction entre facteurs de risque intrinsèques, extrinsèques et le mécanisme de blessure.....	28
Figure 3 : Anatomie de la cheville (adapté de © Kenhub (www.kenhub.com) ; Illustrateur : Liene Znotina)	30
Figure 4 : Anatomie du système ligamentaire médial (A) et latéral (B) de la cheville (adapté de © Kenhub (www.kenhub.com) ; Illustrateur : Paul Kim ; Liene Znotina).....	31
Figure 5 : Mouvements combinés de la cheville d'après Bonnel & Mabit (2015)	32
Figure 6 : Représentation des facteurs de risque intrinsèques et extrinsèques et du mécanisme de l'entorse latérale de cheville adaptée de l'étude de Delahunt et Remus 2019. 48	
Figure 7 : Représentation des altérations rapportées à la suite d'une entorse latérale de cheville et adaptée du modèle de Hertel et Corbett (2019).	62
Figure 8 : Dispositif de déstabilisation d'arrière-pied © Myolux (www.myolux.com).....	68
Figure 9 : Exécution et installation du Star Excursion Balance Test modifié.....	94
Figure 10 : Position lors du test d'équilibre unipodal	95
Figure 11 : A) Position des sujets lors de la réalisation du test d'inversion en charge, B) position du pied au départ du mouvement et C) position du pied à la fin du mouvement.....	96
Figure 12 : Moyenne et écart-type des activités musculaires comparées entre le peroneus longus (PL), peroneus brevis (PB), tibialis anterior (TA), gluteus medius (GlutM), et le gastrocnemius lateralis (GastL).....	107
Figure 13 : Moyenne et écart-type de l'activité musculaire du A) peroneus longus, et du B) gluteus medius comparée entre les trois directions du Star Excursion Balance Test modifié : antérieure (Ant), postéromédiale (PMed), postérolatérale (PLat).....	108
Figure 14 : Illustration des différents indices mesurés lors du test d'inversion en charge	119
Figure 15 : Illustration des différents indices mesurés lors du Star Excursion Balance test modifié (exemple pour la direction postérolatérale)	119
Figure 16 : Illustration des différents indices mesurés lors du test d'équilibre unipodal. 120	
Figure 17 : Performances obtenues lors du Star Excursion Balance Test modifié (SEBTm) dans la direction antérieure (ANT), postéromédiale (PM), postérolatérale (PL) et pour le score composite (COMP) en pré- et post-fatigue.	121
Figure 18 : Évolutions individuelles de l'écart-type de l'angulation frontale entre pré- et post-fatigue.....	125
Figure 19 : Écart-type de l'angulation frontale en pré et post-fatigue pour le groupe PROG et le groupe ALT	126

Figure 20 : Évolutions normalisées de l'écart-type de l'angulation frontale pour le groupe ALT et le groupe PROG.....	127
Figure 21 : Évolutions normalisées de l'activité du Peroneus Longus (PL) avec la fatigue pour le groupe ALT et PROG	127
Figure 22 : Évolutions normalisées du Gastrocnemius Lateralis (GastL) avec la fatigue pour le groupe ALT et le groupe PROG.....	128
Figure 23 : Différentes étapes de la tâche cognitive	139
Figure 24 : Placement des marqueurs réfléchissants. Traduit et adapté de Qualisys	142
Figure 25 : Détermination de l'initiation du saut et schématisation du temps de réaction (TR) après le signal de départ.	143
Figure 26 : Détermination du délai de stabilisation (TTS) pour un sujet, un essai, une condition sur l'axe médiolatéral (ML)	145
Figure 27 : Comparaison du temps de réaction moyen (\pm écart-type) entre les conditions effectuées en simple tâche (ST) et en double tâche (DT).....	148
Figure 28 : Moyenne et intervalle de confiance à 95 % des amplitudes articulaires au cours de la réception de saut pour la condition pré-fatigue (bleu) et post-fatigue (rouge).....	149
Figure 29 : Moyenne et intervalle de confiance à 95 % des amplitudes articulaires au cours de la réception de saut pour la condition simple tâche (gris) et double tâche (orange).	150
Figure 30 : Moyenne et intervalle de confiance à 95 % des amplitudes articulaires au cours de la réception de saut pour le groupe sain (vert) et ICC (violet).	151
Figure 31 : Moyenne et intervalle de confiance à 95 % de l'intensité de l'activité musculaire enregistrée au cours de la réception de saut pour la condition pré-fatigue (bleu) et post-fatigue (rouge).	153
Figure 32 : Moyenne et intervalle de confiance à 95 % de l'intensité de l'activité musculaire enregistrée au cours de la réception de saut pour la condition simple tâche (gris) et double tâche (orange).	154
Figure 33 : Moyenne et intervalle de confiance à 95 % de l'intensité de l'activité musculaire enregistrée au cours de la réception de saut pour le groupe sain (vert) et ICC (violet).	155
Figure 34 : Effets principaux significatifs observés entre pré- et post-fatigue pour A) l'intensité de l'impact au sol vertical, B) l'intensité de l'impact au sol médial, C) l'intensité de l'impact au sol latéral et D) le délai de stabilisation sur l'axe antéropostérieur.	156
Figure 35 : Effets principaux significatifs observés entre les conditions simple tâche (ST) et double tâche (DT) pour A) l'intensité de l'impact au sol latéral, B) le délai de stabilisation vertical, C) le délai de stabilisation médiolatéral et D) le délai de stabilisation antéropostérieur.	157
Figure 36 : Effets principaux significatifs observés entre le groupe atteint d'instabilité chronique de cheville (ICC) et le groupe contrôle (sains) pour A) l'intensité de l'impact au sol vertical, B) l'intensité de l'impact au sol antéropostérieur, C) le délai de stabilisation vertical.	158

Figure 37 : Apports des contributions expérimentales de la thèse sur la compréhension des facteurs de risque d'entorse latérale de cheville (adapté du modèle proposé par Delahunt et Remus, 2019) 175

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Résumé des principales études concernant la comparaison des données électromyographiques, cinématiques et cinétiques entre sujets atteints d'instabilité chronique de cheville et sujets sains lors de réceptions de sauts unipodales	57
Tableau 2 : Résumé des principales études concernant la comparaison des données électromyographiques, cinématiques et cinétiques évaluées lors de réception de sauts effectuées après une séquence fatigante	77
Tableau 3 : Résumé des principales études concernant la comparaison des données électromyographiques, cinématiques et cinétiques évaluées lors de réceptions de sauts effectuées en condition de contraintes cognitives	85
Tableau 4 : Résultats de la comparaison test-retest pour chaque variable mesurée lors du test d'équilibre unipodal.....	98
Tableau 5 : Résultats de la comparaison test-retest pour chaque variable mesurée lors du test d'inversion en charge.....	98
Tableau 6 : Résultats des comparaisons test-retest de chaque variable mesurée lors de l'exécution du Star Excursion Balance Test modifié (SEBTm).....	102
Tableau 7 : Description du placement des électrodes électromyographiques et du positionnement des sujets lors des contractions maximales volontaires isométriques	116
Tableau 8 : Variables électromyographiques et analyses statistiques pour le Star Excursion Balance Test modifié et le test d'inversion en charge.....	122
Tableau 9 : Variables cinématiques et analyses statistiques pour le Star Excursion Balance Test modifié et le test d'inversion en charge.....	123
Tableau 10 : Évolutions individualisées (%) de la vitesse angulaire lors du test d'inversion en charge, et de l'écart-type par rapport à la position moyenne dans le plan frontal pour les directions antérieure, postéromédiale, postérolatérale et le test de posture statique unipodale observées avec la fatigue des muscles abducteurs de hanche	171
Tableau 11 : Évolutions (%) de l'angle de supination obtenues individuellement pour chaque sujet avec la fatigue, la tâche cognitive et le cumul des deux contraintes	172

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Ce travail de thèse a été financé par un contrat doctoral obtenu en juillet 2020 suite au concours de recrutement de l'école doctorale Environnements Santé (Université Bourgogne Franche-Comté) et a été initié en octobre 2020. Il a été co-encadré par le Professeur Fabrice Michel (PU-PH, Laboratoire de Nanomédecine, Imagerie, Thérapeutique UR 4662) et Monsieur Gilles Ravier (MCF-HDR, Laboratoire Culture, Sport, Santé, Société UR 4660). L'unité de recherche d'appartenance était le laboratoire Culture, Sport, Santé, Société (C3S-UR 4660) dirigée par le Professeur Christian Vivier (PU). Cette unité de recherche, rattachée à la composante Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS) de l'Université de Franche-Comté, est constituée de 3 axes thématiques (Éducation Corps et Mouvement ; Mythes Imaginaires Sociaux et Cultures Visuelles ; Sport Performance). Les thématiques du laboratoire C3S se retrouvent autour d'un objet commun : le corps et le mouvement dans le sport. Ce travail de thèse intitulé « Étude des adaptations biomécaniques et neuromusculaires de la cheville en réponse à la fatigue neuromusculaire aiguë et à l'ajout de contrainte cognitive » a été mené au sein de l'axe Sport Performance du laboratoire s'inscrivant ainsi dans une approche de compréhension des facteurs de risque d'entorse latérale de cheville.

Les différentes études réalisées au cours de la thèse ont été soutenues financièrement par deux appels à projets obtenus en 2022 par le Professeur Fabrice Michel au sein du laboratoire Nanomédecine, Imagerie, Thérapeutique et en 2023 par Monsieur Gilles Ravier au sein du laboratoire C3S. Ces financements ont permis à la fois la mise à disposition du matériel de mesure, mais ont également contribué aux frais de publications, de relectures et de participations en congrès. De plus, une bourse de mobilité obtenue au sein de l'école doctorale Environnements Santé m'a permis de contribuer au financement d'un stage de collaboration de 1 mois à l'Université de Caroline du Nord à Charlotte (États-Unis) au sein du laboratoire de recherche biodynamique. Ce stage (avril 2023), encadré par le Professeur Luke Donovan, membre de l'Internationale Ankle Consortium, m'a permis de découvrir de nouveaux projets de recherche sur cette thématique et d'initier une collaboration scientifique entre nos deux laboratoires.

Bien que les bénéfices sur la santé physique et mentale liés à la pratique d'une activité physique ou sportive soient aujourd'hui une certitude (Penedo & Dahn, 2005 ; Warburton & Bredin, 2016), la pratique peut également conduire à des préjudices physiques et psychosociaux. En effet, les blessures liées à la pratique sportive sont nombreuses et peuvent entraîner des conséquences sanitaires et financières importantes. Entre 2011 et 2014, les autorités américaines ont rapporté une moyenne de 8,6 millions de blessures par an liées aux activités sportives ou récréatives aux États-Unis (Sheu et al., 2016). En France, une enquête de l'Institut National de la Veille Sanitaire réalisée entre 2004 et 2005 affirme que chaque année c'est 910 000 blessures sportives qui nécessitent une consultation aux urgences (Ricard et al., 2008). Que ce soit aux États-Unis ou en France, les sportifs âgés de 5 à 24 ans sont les plus touchés par les blessures (Sheu et al., 2016 ; Thélot et al., 2015). Les blessures musculosquelettiques concernent une grande partie des sportives et sportifs et entraînent des conséquences multiples faisant de ce sujet une problématique de société majeure.

En effet, les blessures impactent la vie professionnelle et personnelle des athlètes. Chez les enfants, c'est 20 % d'entre eux qui perdent au moins une journée d'école suite à une blessure sportive chaque année (Conn et al., 2003). Les autorités estiment à presque 30 % le nombre d'adultes qui perdent au moins une journée de travail à cause d'une blessure (Conn et al., 2003). Pour les athlètes impliqués dans leurs activités sportives à des niveaux compétitifs, voire professionnels, les délais de reprise du sport et de retour à la compétition sont des critères essentiels. En fonction du type de blessure et de sa gravité, les délais peuvent être plus ou moins longs. La sévérité d'une blessure est d'ailleurs définie en fonction du délai entre la blessure et le retour à la participation (Ekegren et al., 2016 ; Kerr et al., 2014). Au football, par exemple, plus de 15 % des blessures impliquent un délai de reprise supérieur à 28 jours (Ekstrand et al., 2011). D'après un rapport de l'Union of European Football Association, effectué lors de la saison 2018-2019 (Elite Club Injury Study), les blessures qui surviennent à l'entraînement conduisent en moyenne à 18 jours d'arrêt. Les blessures en matchs, quant à elles, impliquent en moyenne 23 jours d'absence. De plus, après une blessure, tous les athlètes ne retrouvent pas leur niveau de compétition initial. En effet, dans le cadre de la rupture du ligament croisé antérieur du genou, par exemple, le taux d'athlètes compétitifs retrouvant leur niveau de performance est estimé à 55 % (Ardern et al., 2015). À cela s'ajoute un taux de récurrences de blessures souvent important qui, par exemple, atteint 47 % après une entorse de cheville (Herzog et al., 2019).

Ce taux de récurrence élevé est notamment le résultat d'altérations motrices (force, équilibre...), sensorielles (proprioception...) et mécaniques (laxité...) persistantes (Hertel & Corbett, 2019 ; Ingersoll et al., 2008). Ces déficits résiduels peuvent ainsi perturber le retour des athlètes à la compétition et alimenter le risque de récurrence. Les blessures impliquent donc des

conséquences sanitaires non négligeables avec le développement de blessures chroniques récidivantes et l'apparition inéluctable d'arthrose précoce (Thomas et al., 2017). La blessure représente d'ailleurs l'une des raisons les plus fréquentes de l'arrêt du sport (Drawer & Fuller, 2002) et peut ainsi influencer le risque de développement de maladies cardio-vasculaires et chroniques (Hubbard-Turner & Turner, 2015). De plus, des conséquences psychosociales et physiques sont rapportées après une blessure. En effet, les blessures sont associées à des réactions émotionnelles et cognitives comme l'anxiété, la dépression ou le stress qui peuvent altérer le bien-être général de l'athlète (Wiese-Bjornstal, 2010).

Enfin, les blessures génèrent des conséquences financières importantes liées aux frais de prise en charge. En effet, un rapport du gouvernement australien affirme qu'entre 2018 et 2019, le coût associé à la prise en charge hospitalière des blessures sportives était de 764 millions de dollars (Australian Institute of Health and Welfare, 2022). En Suède, ils estiment entre 300 et 400 millions d'euros les dépenses annuelles nécessaires au traitement des blessures liées à la pratique d'un sport (Ivarsson et al., 2017).

Au vu de ce constat non exhaustif, la prévention primaire et la prévention secondaire sont des priorités. En effet, il apparaît essentiel d'intervenir en amont de la blessure pour en limiter la survenue (prévention primaire). De plus, il est primordial d'évaluer efficacement les athlètes après l'apparition de la blessure pour limiter le risque de récurrence (prévention secondaire) et ainsi d'éviter le développement de symptômes chroniques et de complications comme l'arthrose (Brito et al., 2023).

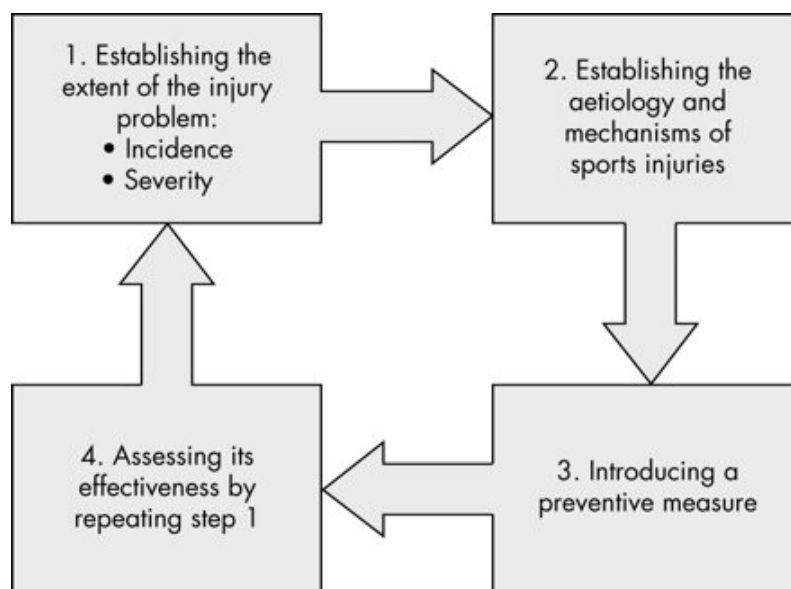


Figure 1 : Modèle développé par van Mechelen (1992)

Quelle que soit la pathologie d'intérêt, l'intégration de mesures préventives implique 4 étapes clés décrites par van Mechelen en 1992 puis complétées en 2006 par les travaux de

Finch (Finch, 2006; van Mechelen et al., 1992). En effet, en accord avec le modèle initial de 1992 (Figure 1), la première étape implique d'établir l'épidémiologie et la sévérité de la blessure. En d'autres termes, cette étape consiste à décrire l'ampleur de la pathologie d'intérêt. La deuxième étape a pour objectif d'analyser l'étiologie (c.-à-d. les facteurs de risque) et le mécanisme de la blessure. Cette étape permet ainsi d'identifier avec précision les éléments qui peuvent conduire à la survenue de la blessure. L'étape 3, quant à elle, souligne la prise en considération des éléments identifiés dans l'étape 2 afin d'introduire des mesures préventives ciblées sur la pathologie d'intérêt. Enfin, l'étape 4 vise à évaluer l'efficacité des méthodes de prévention mises en place en reprenant les données épidémiologiques de la blessure. La blessure étant multifactorielle, il apparaît essentiel de connaître les différents facteurs de risque exposant à la blessure ainsi que le mécanisme lésionnel et de comprendre leurs interactions. En effet, la blessure n'est pas uniquement le résultat d'un facteur, elle est la conséquence d'une multitude de facteurs intrinsèques et extrinsèques qui interagissent entre eux (Bittencourt et al., 2016 ; Meeuwisse, 1994). Le modèle développé par Meeuwisse en 1994, puis modifié en 2005 par Bahr et Krosshaug permet de mieux appréhender l'interaction entre l'ensemble des facteurs de risque et le(s) mécanisme(s) lésionnel(s) (Figure 2). Ce modèle permet de comprendre que les facteurs de risque intrinsèques comme le sexe, l'âge, les qualités physiques prédisposent l'athlète à la blessure et qu'à cela s'ajoutent les facteurs de risque extrinsèques, comme le type de sport pratiqué ou l'équipement sportif utilisé. L'addition de ces facteurs de risque intrinsèques et extrinsèques rend l'athlète susceptible de se blesser. Enfin, c'est en confrontant cet athlète, susceptible de se blesser, au mécanisme de blessure (biomécanique, situation sportive...) que la blessure peut survenir. Plus récemment, Bittencourt et al., (2016) proposent un modèle de compréhension de la blessure plus complexe et l'adapte à la rupture du ligament croisé antérieur du genou. Ce modèle fait état d'interactions à pondération variables entre les facteurs de risque et témoigne du caractère individuel du risque de blessure (Bittencourt et al., 2016). C'est dans ce contexte de compréhension des facteurs de risque et de leurs interactions que se positionne ce travail de thèse en s'intéressant à l'une des blessures les plus fréquentes du milieu sportif : l'entorse de cheville. En effet, les études s'accordent à dire que plus de la moitié des blessures concernent le membre inférieur (Hootman et al., 2007 ; Murphy et al., 2003) et il apparaît que les blessures au niveau de la cheville se trouvent être les plus prévalentes (Asperti et al., 2022 ; Hootman et al., 2007).

La cheville est essentielle puisqu'elle constitue la première interface entre le sol et le corps. Elle joue ainsi un rôle prépondérant dans la propulsion, l'amorti et la stabilité posturale et est impliquée dans la majorité de nos activités quotidiennes ou sportives (Kapandji, 2021 ; Maestro & Ferré, 2015). Néanmoins, sa configuration anatomique est complexe puisque ses mouvements s'additionnent à ceux du pied et permettent ainsi des mouvements tridimensionnels. De

plus, la cheville supporte le poids du corps en position debout et subit des contraintes importantes pendant nos activités comme la marche ou la course à pied. Elle occupe une fonction cruciale dans la motricité humaine, que ce soit sur le plan moteur ou sensoriel. Ainsi, les os, les muscles et les ligaments qui interviennent dans sa stabilisation sont extrêmement sollicités. La cheville est donc exposée à la blessure dans de nombreux sports. Depuis plusieurs années, les blessures de la cheville font l'objet d'importantes recherches scientifiques menées au niveau international avec, notamment, la contribution d'une société savante : l'International Ankle Consortium. Néanmoins, malgré l'avancée des connaissances autour de cette articulation, les blessures à la cheville et notamment les entorses de cheville conservent une incidence et un taux de récurrences élevés avec des conséquences à long terme importantes. L'aspect multifactoriel de la blessure et la complexité de cette articulation ne permettent pas encore de comprendre l'ensemble des facteurs influençant le risque d'entorse de cheville ou de récurrence. En effet, des facteurs comme la fatigue neuromusculaire ou la charge cognitive ont été jusqu'alors peu étudiés dans la littérature. Pourtant, il semble que ces contraintes, présentes dans l'environnement sportif, puissent jouer un rôle dans le risque d'entorse de cheville.

Ce travail de thèse vise donc à mieux comprendre l'influence de ces facteurs sur les qualités de contrôle de la cheville que ce soient les aspects biomécaniques ou neuromusculaires. Après avoir détaillé l'anatomie fonctionnelle de la cheville et les données épidémiologiques liées à l'entorse de cheville (CHAPITRE 1), nous développerons avec plus de précisions les facteurs de risque et de récurrence d'entorses et leurs moyens d'évaluation (CHAPITRE 2). Nous terminerons ce chapitre par les limites des méthodes et connaissances actuelles, avant de détailler dans le chapitre suivant les notions de fatigue et de contraintes cognitives, ainsi que leurs liens possibles avec le risque d'entorse et de récurrence (CHAPITRE 3).

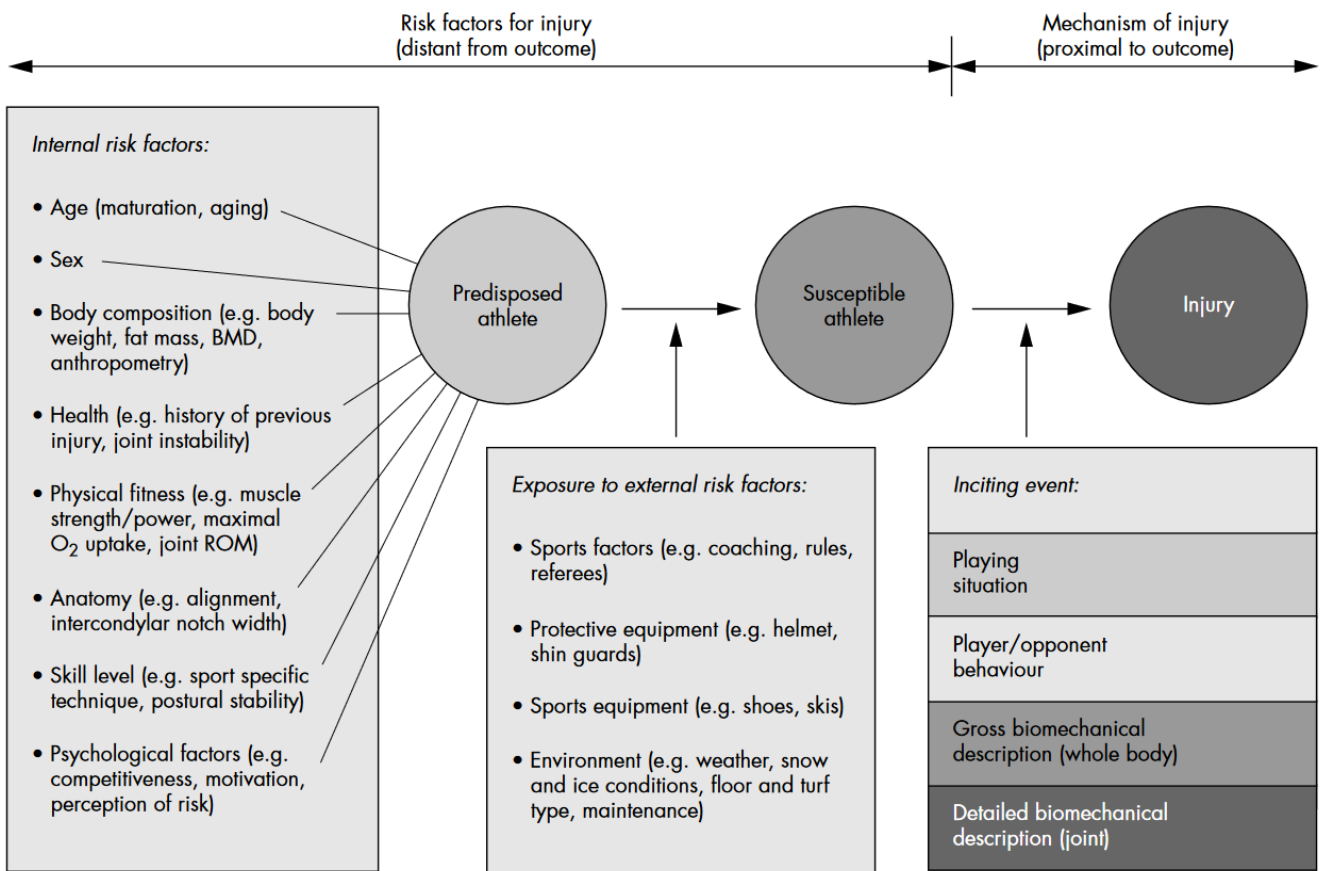


Figure 2 : Modèle développé par Bahr et Krosshaug (2005) présentant l'interaction entre facteurs de risque intrinsèques, extrinsèques et le mécanisme de blessure.

REVUE DE LITTÉRATURE

CHAPITRE 1 : Entorses et instabilité chronique de cheville

1. Bases anatomiques et fonctionnelles de la cheville

Le complexe de la cheville est constitué de trois articulations principales (Figure 3) : l'articulation talocrurale, l'articulation subtalaire ainsi que l'articulation transverse du tarse (Brockett & Chapman, 2016).

L'articulation talocrurale est composée de 3 os : le talus, la fibula et le tibia, et permet les mouvements de flexion plantaire (50°) et de flexion dorsale (20°) (Michael et al., 2008). De plus, une légère amplitude de rotation par rapport à l'axe vertical (5°) est permise par cette articulation créant ainsi une possibilité d'abduction (ou rotation latérale) et d'adduction (ou rotation médiale) (Michael et al., 2008). Le talus est stabilisé par les malléoles médiale et latérale formées, respectivement, par les extrémités distales du tibia et de la fibula. Au cours du mouvement de flexion plantaire, le talus roule au centre de la pince bimalléolaire. Cependant, la partie postérieure du talus est plus étroite, ce qui implique une moins bonne congruence osseuse en position de flexion plantaire par rapport à la flexion dorsale.

L'articulation subtalaire est fonctionnellement indissociable de l'articulation talocrurale (Maestro, 2004). L'articulation subtalaire est constituée du talus et du calcaneus liés par deux surfaces articulaires distinctes : les surfaces articulaires postérieure et antérieure. L'articulation subtalaire joue le rôle d'une charnière et permet des mouvements complexes. Ces mouvements décrits par Farabeuf en analogie aux mouvements d'un bateau impliquent que « le calcaneus tangue, vire et roule sous le talus ». En effet, l'articulation subtalaire effectue à la fois des mouvements de flexion plantaire/dorsale, de pronation/supination et d'abduction/adduction. Néanmoins, ces différents mouvements se produisent en simultané et n'existent pas à l'état pur (Kapandji, 2021). Ainsi, on considère que l'articulation subtalaire s'articule autour d'un seul axe oblique, autorisant l'ensemble de ces mouvements, appelé axe de Henke. Les mouvements combinés générés par l'articulation subtalaire autour de l'axe de Henke sont nommés inversion et éversion. L'inversion correspond à l'association de flexion plantaire, de supination et d'adduction alors que l'éversion correspond à une flexion dorsale associée à une pronation et une abduction (Figure 5). Leurs degrés de liberté décrits dans la littérature sont de 30 degrés pour l'inversion et de 5 à 10 degrés pour l'éversion (Maestro, 2004).

La troisième articulation formant le complexe de la cheville est l'articulation transverse du tarse, mécaniquement liée à l'articulation subtalaire. En effet, l'articulation transverse du tarse relie en médial le talus au naviculaire, et en latéral le calcaneus au cuboïde. Elle est indissociable

de l'articulation subtalaire puisqu'elle participe conjointement aux mouvements d'inversion et d'éversion autour de l'axe de Henke. Cet ensemble de 3 articulations formant le complexe de la cheville ou complexe de l'arrière-pied est souvent assimilé à un cardan hétérocinétique. En effet, comme le cardan en mécanique, la cheville est composée de deux axes de rotation successifs, l'axe de l'articulation talocrurale et l'axe de Henke (Kapandji, 2021). La synergie et l'orientation de ces deux axes permettent ainsi de produire les mouvements d'inversion et d'éversion (Bonnell & Mabit, 2015), mouvements essentiels à la stabilité et la mobilité de cheville.

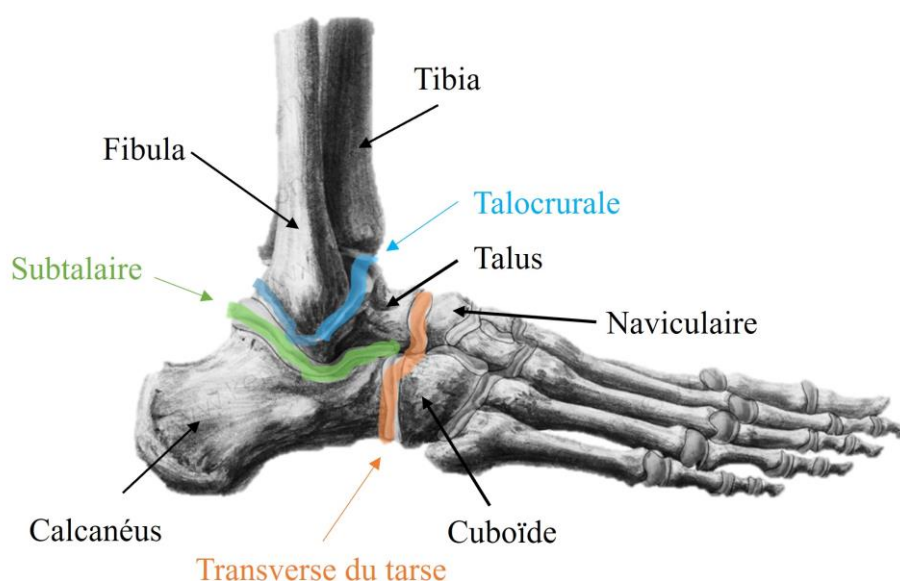


Figure 3 : Anatomie de la cheville (adapté de © Kenhub (www.kenhub.com) ; Illustrateur : Liene Znotina)

Bien que le système osseux assure en partie la stabilité passive de la cheville, la stabilisation latérale de la cheville est principalement limitée par le système ligamentaire et musculaire. La loge médiale, à l'inverse, possède une congruence et des butées osseuses importantes, ce qui limite les amplitudes d'éversion et aide à maintenir sa stabilité. Le ligament collatéral médial (Figure 4A) divisé en 3 faisceaux (le tibio-talaire postérieur, le deltoïde et le tibio-talaire antérieur) renforce davantage la stabilité médiale de la cheville (Kapandji, 2021). En latéral, la stabilité de la cheville est assurée par le système ligamentaire et musculaire qui doivent lutter contre un mouvement tridimensionnel. Le ligament collatéral latéral (LCL) est l'un des principaux stabilisateurs passifs. Tout comme le ligament collatéral médial, le LCL est composé de 3 faisceaux (Figure 4B) : le talo-fibulaire postérieur, le calcanéofibulaire et le talo-fibulaire antérieur. Le faisceau antérieur est le plus sollicité, mais est également le plus vulnérable. En effet, la résistance créée par le faisceau antérieur représente seulement un tiers de celle du faisceau calcanéofibulaire, et moitié de celle du faisceau postérieur (Attarian et al., 1985). Ainsi, c'est le faisceau le plus lésé lors de l'entorse latérale de la cheville (Ferran & Maffulli, 2006 ;

Kapandji, 2021). D'autres ligaments comme les ligaments tibio-fibulaires, les ligaments interosseux, et les ligaments collatéraux talo-calcanéens, ou encore le ligament de Chopart, renforcent la stabilité des 3 articulations du complexe de l'arrière-pied, décrites précédemment.

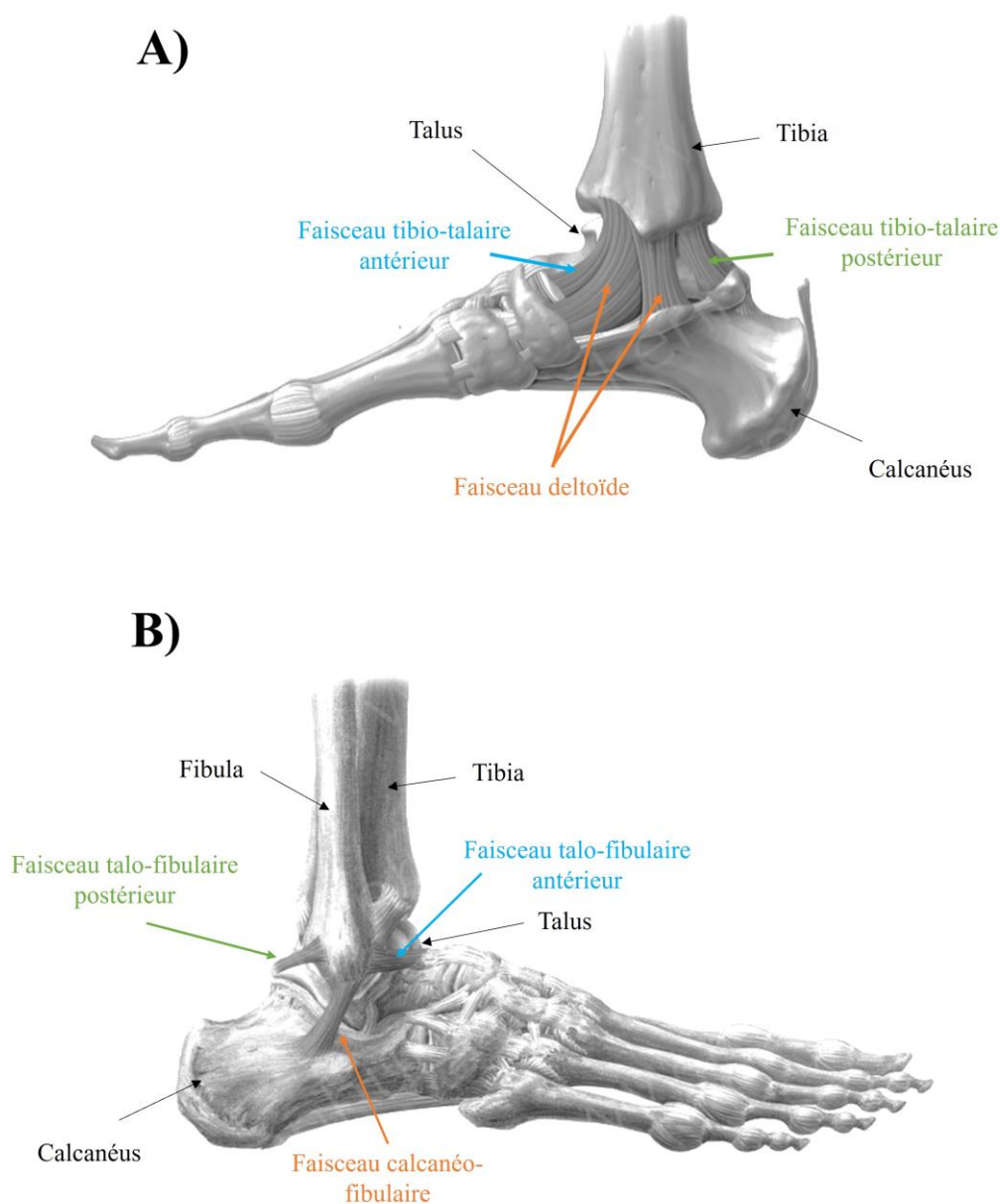


Figure 4 : Anatomie du système ligamentaire médial (A) et latéral (B) de la cheville (adapté de © Kenhub (www.kenhub.com) ; Illustrateur : Paul Kim ; Liene Znotina)

Néanmoins, les systèmes de stabilisation passifs ne suffisent pas à garantir la stabilité d'une articulation. En effet, le système musculaire joue un rôle considérable dans la stabilité articulaire. En ce qui concerne la cheville, des muscles extrinsèques et intrinsèques permettent de garantir la stabilité et la motricité de l'arrière-pied. Souvent peu considérés par l'entraînement ou la rééducation, les muscles intrinsèques du pied, dont l'origine se situe au niveau du calcaneus, soutiennent l'arche plantaire et sont notamment impliqués dans les activités dynamiques

comme la marche ou la course (McKeon et al., 2015). En effet, les muscles abducteurs de l'hallux, court fléchisseur des orteils et carré plantaire contribuent à l'absorption et à la production de forces lors de la locomotion et agissent donc en synergie avec les muscles extrinsèques dans la stabilité et la mobilité de cheville (Kelly et al., 2015). Parmi les muscles extrinsèques, on retrouve l'un des plus puissants muscles du corps, le muscle triceps sural composé de 3 muscles dont le muscle gastrocnémien, divisé en deux chefs (médial et latéral), et le muscle soléaire. Le muscle triceps sural, situé sur la loge postérieure de la jambe, est fléchisseur plantaire et joue donc un rôle considérable dans la propulsion. Au niveau de la loge antérieure, le muscle tibial antérieur s'oppose au muscle triceps sural et contribue majoritairement au mouvement de flexion dorsale. De plus, il est impliqué dans la supination et l'adduction de l'arrière-pied, mais n'est pas considéré comme inverseur de cheville puisqu'il ne participe pas à la flexion plantaire. En effet, le principal inverseur de cheville est le muscle tibial postérieur, situé en profondeur de la loge postérieure de la jambe. Enfin, les muscles court et long fibulaires sont responsables de l'éversion de la cheville. Ils participent de manière importante à la stabilité latérale de la cheville en s'opposant au mouvement d'inversion. Ainsi, ils représentent les principaux protecteurs de l'entorse latérale de cheville (Ashton-Miller et al., 1996).

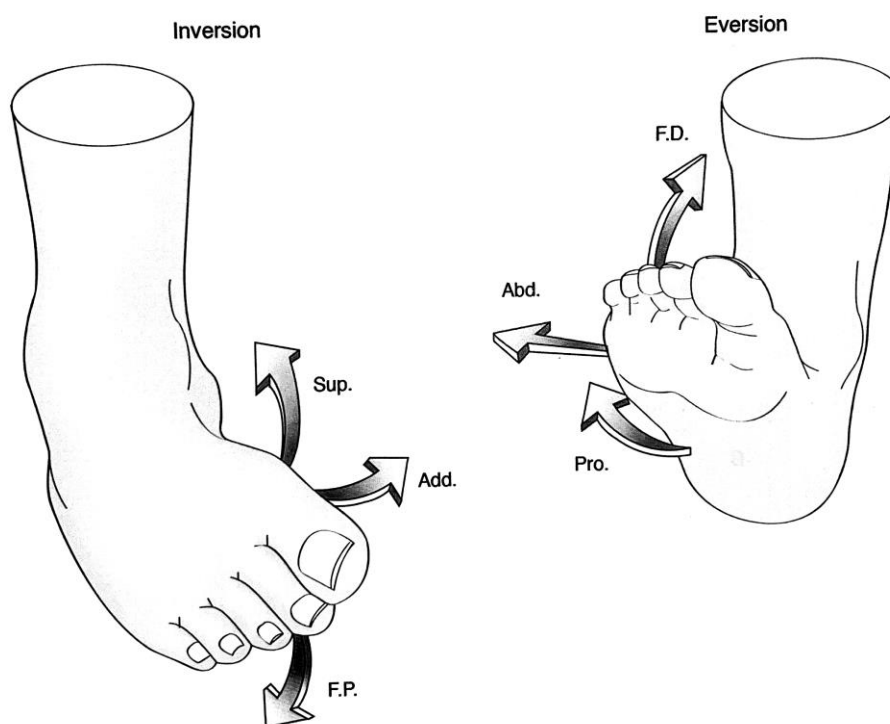


Figure 5 : Mouvements combinés de la cheville d'après Bonnel & Mabit (2015)
 Sup. : supination ; Add. : adduction (rotation médiale) ; F.P. : flexion plantaire ; F.D. : flexion dorsale ; Abd. : abduction (rotation latérale) ; Pro. : pronation.

La cheville est donc un ensemble d'articulations aux mouvements complexes dont la stabilité et l'intégrité sont essentielles à nos activités quotidiennes et sportives. En effet, elle

représente la première interface entre le corps et le sol et supporte ainsi en position debout le poids du corps. Contrairement aux articulations du genou et de la hanche, qui supportent entre 2 et 4 fois le poids du corps lors de la marche, la cheville supporte jusqu'à 7 fois ce poids (Stauffer et al., 1977). Sa position stratégique lui confère ainsi un rôle important dans la transmission des forces. En effet, elle intervient à la fois dans l'absorption des contraintes et la production de puissance lors de la marche ou de la course (Deschamps et al., 2020). D'après la littérature, la cheville intervient à hauteur de 25 % dans l'absorption de l'énergie en course à pied (Deschamps et al., 2020). Lors d'un saut, c'est près d'un tiers de l'énergie totale qui est gérée par la cheville (Norcross et al., 2010). De plus, étant le premier maillon de la chaîne cinétique du membre inférieur, elle est déterminante dans la biomécanique des articulations proximales comme le genou et la hanche. En effet, lors de changements de direction par exemple, la position sagittale de la cheville à l'impact module la cinématique et la contrainte appliquée à l'articulation du genou (Kristianslund et al., 2014 ; Yoshida et al., 2015). Ainsi, une modification de la cinématique distale peut entraîner une détérioration de la motricité et contribuer au risque de blessure au niveau proximal.

Au-delà d'être fondamentalement impliqué dans les activités de locomotion, la cheville est indispensable au maintien de l'équilibre. En effet, l'équilibre humain est assimilé depuis de nombreuses années à un pendule inversé pivotant autour de la cheville (Gurfinkel, 1973). Depuis les travaux de Nashner et McCollum (1985), la gestion du contrôle postural est associée à deux stratégies distinctes et complémentaires : la stratégie de hanche et la stratégie de cheville. Alors que la stratégie de hanche est davantage impliquée dans l'équilibration médiolatérale, la stratégie de cheville permet de réguler les perturbations antéropostérieures (Winter, 1995). Cependant, la stratégie de cheville devient majoritaire lorsque la base de sustentation se réduit par exemple en position unipodale (Winter et al., 1993). La musculature de la cheville est alors essentielle dans la régulation de la posture. De plus, le maintien de l'équilibre fait appel à différentes entrées sensorielles (visuelles, vestibulaires, proprioceptives) qui permettent d'adapter, en fonction du contexte environnemental, la réponse motrice (Assländer & Peterka, 2016 ; Peterka, 2002). Dans un contexte sportif où le système visuel est davantage utilisé pour prendre des informations sur l'environnement (balle, adversaires, coéquipiers), le recours aux informations proprioceptives est nécessaire afin d'ajuster la stabilité posturale. Sur sol stable, la régulation de la posture se fait majoritairement par l'utilisation des informations proprioceptives issues de la cheville (Han et al., 2015 ; Ivanenko et al., 1999). Ainsi, la cheville est impliquée à la fois dans le retour afférent d'informations sensorielles et dans la motricité permettant de réguler l'équilibre postural. On comprend ainsi facilement que l'intégrité de l'articulation de la cheville est déterminante dans la qualité d'exécution et la performance de nombreuses activités

physiques et sportives. Cependant, sa configuration anatomique et son rôle indispensable dans nos activités l'exposent fréquemment à la blessure ainsi qu'à la récurrence.

2. De l'entorse à l'instabilité chronique de cheville

2.1. Épidémiologie de la blessure

En accord avec le modèle de van Mechelen (Figure 1), présenté en introduction, la première étape nécessaire à la compréhension d'une pathologie et à l'intégration de mesures préventives consiste à établir l'épidémiologie et la sévérité de la blessure. L'épidémiologie d'une blessure se décrit majoritairement en termes d'incidence et de prévalence. L'incidence renvoie au nombre de nouvelles blessures survenues dans une population spécifique et rapportée à une période temporelle donnée (Phillips, 2000 ; van Mechelen et al., 1992). Dans le cadre des traumatologies sportives, la période temporelle choisie varie entre les études et peut correspondre à une saison sportive complète, à un nombre d'heures de pratique ou à un nombre d'expositions (nombre de séances sportives par exemple). La prévalence, elle, correspond au nombre de blessures totales dans une population, et est souvent rapportée en pourcentage. Elle permet ainsi de situer un type ou une localisation de blessures par rapport aux autres.

Le membre inférieur représente le site de lésion le plus fréquent en totalisant près de 60 % des blessures (Asperti et al., 2022). De plus, d'après une étude réalisée sur 70 sports, la cheville est la zone anatomique la plus touchée dans 34,3 % des sports analysés (Fong et al., 2007). La cheville représente ainsi plus de 20 % des blessures sportives totales (Asperti et al., 2022 ; Fong et al., 2007). En football, rugby et basketball, on dénombre entre 5 et 8 blessures à la cheville pour 1000 h de pratique (Fong et al., 2007). En tennis, l'incidence s'élève à 11,3 blessures à la cheville pour 1000 expositions (Fong et al., 2007). Parmi les différentes lésions rapportées au niveau de la cheville, c'est l'entorse qui apparaît la plus fréquente dans près de 80 % des sports analysés, suivi par la fracture (Fong et al., 2007). En France, d'après un rapport de la Haute Autorité de Santé (2018), l'entorse de cheville touche plus de 6000 personnes par jour. Aux États-Unis, c'est 2,15 entorses de cheville pour 1000 personnes qui sont comptabilisées chaque année (Waterman et al., 2010). Néanmoins, il existe différents types d'entorses au niveau du complexe de la cheville impliquant des mécanismes et des conséquences spécifiques. En raison de la configuration anatomique de cette articulation, les entorses latérales de cheville, qui affectent le LCL, sont les plus fréquentes (Doherty, Delahunt, et al., 2014). En effet, elles représentent 73,9 % de l'ensemble des entorses de cheville avec une incidence de 4,95 entorses latérales par athlète pour 10 000 expositions (Roos et al., 2017). Les chiffres liés à l'incidence et à la prévalence des entorses de cheville sont nombreux dans la littérature et pourraient être sous-estimés. En effet, ils concernent uniquement les cas rapportés, c'est-à-dire ceux qui ont fait

l'objet d'une consultation et d'un diagnostic médical. Or, les données de la littérature indiquent que seulement 50 % des personnes consultent à la suite d'une entorse de cheville, ce qui pourrait mener à une sous-estimation des chiffres d'incidence réels (McKay et al., 2001).

Afin de comprendre l'importance d'une pathologie, il est également nécessaire de s'intéresser à la sévérité de la blessure c'est-à-dire aux conséquences en termes de nombre de jours d'arrêt de sport ou/et de travail ainsi qu'aux implications financières. En effet, il apparaît primordial de mettre en relation les chiffres liés à l'incidence de la blessure avec la sévérité de celle-ci afin d'avoir un aperçu complet de la pathologie (Bahr et al., 2018). En s'intéressant uniquement à l'incidence, certaines pathologies peu fréquentes, mais aux conséquences sévères pourraient ne pas être considérées. Il existe différentes classifications pour établir la gravité d'une entorse latérale de cheville lors du diagnostic initial. Ce diagnostic est important puisqu'il est déterminant dans les délais de récupération et de reprise des activités. Parmi ces classifications, certaines, comme la classification de Castaing (Castaing & Delplace, 1972), tiennent compte du nombre de faisceaux ligamentaires lésés par l'entorse, tandis que d'autres intègrent également des éléments cliniques (douleurs, gonflement, instabilité...) (de Lécluse, 2003 ; O'Donoghue, 1970). Toutefois, la classification la plus utilisée permet de distinguer 3 stades de gravité. L'entorse de grade I (ou entorse bénigne) correspond à une élongation sans rupture ligamentaire, associée à un faible gonflement sans altérations fonctionnelles. L'entorse de grade II (ou de gravité moyenne) conduit à une rupture partielle du système ligamentaire (Renström & Konradsen, 1997). Ces entorses se traduisent par des signes cliniques tels qu'une boiterie, un œdème antérolatéral et des douleurs à la palpation. Enfin, le grade III (ou entorse grave) implique une rupture totale d'au moins un faisceau du LCL (Renström & Konradsen, 1997). Ces entorses de grade III entraînent une difficulté ou une impossibilité de prendre appui, un œdème global de la cheville et une douleur importante. Dans la majorité des cas, c'est le faisceau talo-fibulaire antérieur (60-70 %) qui est atteint (Kofotolis et al., 2007 ; Woods et al., 2003). Toutefois, les lésions du faisceau calcanéo-fibulaire sont également fréquentes et sont associées dans 41 % des cas à celles du faisceau antérieur (Khor & Tan, 2013). Les atteintes du faisceau postérieur sont, quant à elles, très rares et représentent seulement 5 % des lésions (Khor & Tan, 2013). Dans moins de 15 % des cas, l'entorse de cheville peut être associée à une fracture qui doit impérativement être détectée lors de l'examen initial. Les critères d'Ottawa permettent, sur la base des douleurs et de la palpation, de réorienter le patient vers une radiographie en cas de suspicion de fracture (Bachmann et al., 2003). Les délais de reprise d'activité professionnelle ou sportive et la prise en charge associée à l'entorse de cheville sont donc dépendants de ce diagnostic initial.

D'après une étude britannique, les entorses de cheville entraînent en moyenne 6,9 jours de travail perdus dans la population générale (Cooke et al., 2009). Aux Pays-Bas, une étude

effectuée sur des joueurs de volleyball montre que l'entorse de cheville conduit à un arrêt de l'activité professionnelle de 2,3 jours en moyenne et fait perdre 29,8 heures de pratique loisir par entorse (Verhagen et al., 2005). Dans le cadre du football, une atteinte du faisceau talo-fibulaire antérieur entraîne une absence moyenne de l'entraînement de 6,5 jours (Kofotolis et al., 2007). L'entorse de cheville implique des délais de reprise variés compris en moyenne entre 6 et 24 jours. Toutefois, pour les cas d'entorses graves, le délai de reprise est supérieur à 28 jours (D'Hooghe et al., 2020).

L'absentéisme généré par les entorses ainsi que leur prise en charge implique un coût financier important, également considéré dans la sévérité de la blessure. Aux États-Unis, le coût annuel associé aux entorses de cheville est estimé à 6,2 milliards de dollars (Gribble, Bleakley, et al., 2016). Aux Pays-Bas, les entorses de cheville liées à la pratique sportive impliqueraient un coût annuel de 208 millions d'euros (Gribble, Bleakley, et al., 2016). En course à pied (trail), le coût global généré par les entorses de cheville serait 6 fois plus élevé que celui consécutif à une lésion du genou (Hespanhol Junior et al., 2017). De plus, 74 % du coût global lié à l'entorse de cheville est attribué à l'absentéisme au travail (Hespanhol Junior et al., 2017). L'entorse latérale de cheville, de par son incidence élevée et ses répercussions sportives et financières, est une problématique de société majeure. Souvent considérée, à tort, comme une blessure bénigne, l'entorse de cheville implique un taux de consultations médicales très faible (50 %) contrairement à d'autres pathologies. Toutefois, ses répercussions à long terme sont réelles et nombreuses et doivent être considérées.

2.2. Conséquences de l'entorse latérale de cheville : le cas de l'instabilité chronique de cheville

L'entorse latérale de cheville est la blessure musculosquelettique présentant le taux de récurrence le plus important (Gribble, Bleakley, et al., 2016 ; Hootman et al., 2007). En effet, celui-ci varie, en fonction des sports, entre 12 % et 47 % (Herzog et al., 2019). Ce taux de récurrence pourrait même atteindre 60 % en football et basketball (Attenborough et al., 2014). Cette récurrence élevée est le résultat de déficits persistants présents dans près de 70 % des cas d'entorse (Anandacoomarasamy & Barnsley, 2005). Cela suggère que la prise en charge et l'implication des patients à la suite d'une entorse latérale de cheville ne sont pas optimales et ne permettent que dans de rares cas une récupération totale. La persistance de déficits 12 mois après la blessure initiale conduit pour 40 % des patients au développement d'une instabilité chronique de la cheville (ICC) (Doherty et al., 2016b). Les 60 % restant, qualifiés de *copers*, réussissent à s'adapter et rapportent peu de déficits ou de symptômes résiduels 12 mois après la blessure (Wikstrom & Brown, 2014). L'ICC se définit comme une conséquence négative de l'entorse latérale de cheville et se traduit par une perception d'instabilité, des épisodes fréquents de

dérobements, des entorses de cheville récurrentes ainsi que la présence de déficits et symptômes persistants (Hertel & Corbett, 2019). La notion d'instabilité de cheville, introduite il y a près de 60 ans par Freeman (Freeman, 1965b, 1965a ; Freeman et al., 1965), a évolué au fil des décennies. Avant les années 2000, l'instabilité de cheville était dichotomisée en une part fonctionnelle (perception) et une part mécanique (laxité). D'après les définitions de Freeman, l'instabilité fonctionnelle, caractérisée comme une sensation de dérobement de la cheville, proviendrait d'un déficit proprioceptif. Dans les années 1980, la notion d'instabilité fonctionnelle est enrichie et ne repose plus uniquement sur des atteintes proprioceptives, mais plus globalement sur un déficit du contrôle sensori-moteur impliquant des perturbations de l'équilibre et de la force musculaire (Tropp et al., 1985). En 2002, la dichotomisation entre l'instabilité fonctionnelle et mécanique est abandonnée, au profit de la notion d'instabilité chronique, qui résulterait de facteurs à la fois fonctionnels (force, équilibre, proprioception...) et mécaniques (laxité...) (Hertel, 2002). Le modèle proposé par Hertel en 2002, enrichi en 2011 par les travaux de Hiller (Hiller et al., 2011), a finalement été mis à jour en 2019 (Hertel & Corbett, 2019). Cette dernière version présente l'ICC comme la conséquence négative d'une association de déficits mécaniques, sensoriels et moteurs qui interagissent entre eux et qui sont influencés par des facteurs environnementaux et personnels propres à chaque individu. Cela rend la comparaison de deux individus souffrant d'ICC complexe. En effet, le profil d'altérations présent chez un athlète après une entorse de cheville est dépendant de caractéristiques individuelles. Ainsi, deux patients atteints d'ICC peuvent présenter des atteintes diverses. De plus, ce modèle témoigne de l'aspect multifactoriel de l'ICC et de la nécessité d'évaluer les différentes composantes du modèle afin d'orienter la prise en charge face aux déficits présents. La présence d'une ICC expose les athlètes à une récurrence d'évènements traumatiques de la cheville et entraîne ainsi des répercussions sur la vie sportive et quotidienne de ces patients. En effet, les patients atteints d'ICC présentent une qualité de vie dégradée par la douleur, les gonflements, les instabilités à répétitions (Houston et al., 2014, 2015). De plus, 72 % des personnes ayant subi une entorse latérale de cheville décrivent une incapacité à pratiquer un sport ou une activité physique au niveau souhaité en raison de l'instabilité résiduelle de leurs chevilles (Konradsen et al., 2002). Enfin, la présence d'antécédents d'entorses latérales de cheville ou d'une ICC conduit dans 10 à 48 % des cas au développement précoce d'arthrose de cheville (Gribble, Bleakley, et al., 2016). L'arthrose de cheville qui survient à la suite d'un épisode traumatique comme l'entorse représente 70 % des cas d'arthrose au niveau de la cheville (Saltzman et al., 2005). Ce développement précoce d'arthrose constitue une complication majeure de l'entorse et implique des douleurs importantes et des altérations fonctionnelles (marche, montée d'escaliers, posture...) qui se répercutent sur la qualité de vie de ces patients (Arnold et al., 2022). De plus, les recherches scientifiques actuelles en termes d'interventions thérapeutiques sont peu nombreuses et ne

permettent pas, aujourd'hui, d'aboutir à une prise en charge efficace de ces complications (Arnold et al., 2022). Compte tenu des répercussions majeures associées à l'entorse et à l'ICC, la recherche scientifique sur cette thématique s'est développée ces 20 dernières années. Néanmoins, jusqu'en 2014, il n'existait pas de consensus quant à la distinction d'un patient atteint d'ICC et d'un individu *coper*. Ainsi, l'International Ankle Consortium a, en 2014, établi des critères de sélection à suivre pour le recrutement de patients souffrant d'ICC dans les études (Gribble et al., 2014). Ces critères d'inclusion suggèrent qu'une personne, pour être considérée comme atteinte d'ICC, doit avoir subi au moins une entorse de cheville datant de plus de 12 mois. Cet évènement d'entorse se définit par un arrêt de la pratique physique d'au moins un jour et doit avoir généré des symptômes inflammatoires. Le deuxième critère d'inclusion consiste à évaluer si ce premier évènement d'entorse entraîne la persistance de sensations de dérobement, de perceptions d'instabilité ou de récurrence d'entorses. Pour évaluer ces informations d'ordre subjectif, des questionnaires validés permettent grâce à des scores seuils d'objectiver la présence d'une instabilité. Parmi ces questionnaires, deux font référence, le *Ankle Instability Instrument* (AII), le *Identification of Functional Ankle Instability* (IdFAI) et le *Cumberland Ankle Instability Tool* (CAIT). Le AII, validé en français en 2021, comprend 9 questions statuant l'historique des entorses et la perception d'instabilité dans différentes conditions comme monter ou descendre les escaliers (Docherty et al., 2006 ; Locquet et al., 2021). Les patients doivent répondre par « Oui » ou « Non » à chaque question. La cheville est perçue comme instable dès lors qu'ils répondent « Oui » à au moins 5 questions (Gribble et al., 2014). Le IdFAI, également validé en français, comprend 10 items renseignant des informations sur le traumatisme initial ainsi que les antécédents d'instabilité de cheville (Beudart et al., 2022 ; Simon et al., 2012). Le score, gradué de 0 à 37, permet, s'il est supérieur à 11, de détecter la présence d'une instabilité (Gribble et al., 2014). Enfin, le CAIT, que nous utiliserons systématiquement au cours des différentes études de thèse, permet d'exclure ou d'inclure une ICC. Il est, lui aussi, validé en français (Geerinck et al., 2020). Le CAIT consiste à répondre à 9 questions relatives à la douleur, à la présence d'une instabilité ou encore à la capacité à contrôler un mécanisme de torsion dans des situations quotidiennes et sportives comme la posture unipodale, les sauts, la marche sur surfaces irrégulières (Hiller et al., 2006). Le questionnaire conduit au calcul d'un score compris entre 0 et 30 qui permet de discriminer la présence ou non d'une instabilité de cheville. D'après une étude de Wright et al. (2014), un score inférieur à 25 permet de discriminer, avec une sensibilité de 0,97 et une spécificité de 0,87, un patient atteint d'une instabilité chronique de cheville. Enfin, d'après les recommandations de 2014, il peut être pertinent de compléter ces questionnaires par d'autres évaluant le degré d'instabilité comme le *Foot and Ankle Ability Measure* (FAAM) ou le *Foot and Ankle Outcome Score* (FAOS) (Borloz et al., 2011 ; Carcia et al., 2008 ; Roos et al., 2001).

L'incidence élevée de l'entorse latérale de cheville, ainsi que les conséquences sanitaires, financières, ou sportives qui lui sont associées obligent chercheurs, cliniciens ou entraîneurs à porter un intérêt considérable à la prévention de cette blessure. Dans cette perspective de prévention, il est indispensable de considérer et comprendre les mécanismes lésionnels ainsi que d'identifier les situations et comportements biomécaniques à risque. Cette étape constitue la 2^{ème} étape du modèle de prévention des blessures introduit par van Mechelen (1992).

2.3. Mécanisme lésionnel

La compréhension du mécanisme lésionnel est essentielle à la mise en place d'actions prophylactiques qu'elles soient d'ordre matériel ou fonctionnel. Dans le cadre de l'entorse latérale de cheville, il existe deux grands types de mécanismes : les lésions dues à un contact et les lésions sans contact. La prévalence d'un mécanisme par rapport à l'autre dépend grandement du type de pratique sportive et également du poste de jeu. En effet, au football, par exemple, où le ballon est guidé par les pieds et les contacts essentiellement localisés à ce niveau, on recense une majorité d'entorses liées à un contact avec un autre joueur (59 %) (Woods et al., 2003). Toutefois, les gardiens, davantage protégés des contacts, présentent une majorité d'entorses de cheville sans contact (79 %) (Woods et al., 2003). Dans d'autres sports comme les sports d'intérieur, la part d'entorses latérales de cheville sans contact est majoritaire (Bagehorn et al., 2023). De plus, d'après une étude épidémiologique effectuée sur des étudiants américains, le taux d'entorse latérale de cheville sans contact aurait augmenté de 91 % entre 2011 et 2019 (Kerr et al., 2022). Alors que les blessures avec contact sont difficilement contrôlables et relèvent plus de modifications du règlement ou du matériel sportif, les entorses sans contact sont davantage liées à des éléments modifiables dépendant du contrôle moteur. Ainsi, la description biomécanique du mécanisme présenté dans ce paragraphe s'intéressera particulièrement aux blessures sans contact.

L'entorse latérale de cheville survient lors de la mise en charge du membre inférieur (Delahunt & Remus, 2019). Ainsi, la majorité des entorses latérales de cheville se produisent lors de réceptions de sauts ou de changements de direction (Lysdal et al., 2022 ; Skazalski et al., 2018). Chez les gardiens de football, 36 % des entorses latérales surviennent lors d'un atterrissage de saut (Woods et al., 2003). D'après le modèle de Bahr & Krosshaug (2005), l'analyse du mécanisme de blessure doit s'intéresser à la biomécanique globale du corps et de l'articulation concernée. Cela implique d'être en mesure de quantifier la cinématique et la cinétique du mouvement lors d'un événement traumatique d'entorse de cheville. Depuis une dizaine d'années, quelques cas d'entorses ont été inopinément enregistrés en laboratoire et permettent ainsi de décrire avec précision le mécanisme lésionnel (Fong et al., 2009 ; Gehring et al., 2013 ; Kristianslund et al., 2011 ; Terada & Gribble, 2015). De plus, le développement de modèles

biomécaniques a permis de quantifier la cinématique d'entorses de cheville survenues en compétition à partir des vidéos retransmises à la télévision (Fong et al., 2012 ; Mok et al., 2011 ; Panagiotakis et al., 2017).

L'ensemble de ces études montre une plus grande amplitude de supination et de rotation médiale dans les cas d'entorses latérales par rapport aux situations « contrôles ». De plus, ces amplitudes se produisent à des vitesses angulaires importantes caractérisant l'absence de contrôle du mouvement. D'après une revue de littérature de Lysdal et al. (2022), les pics de supination et de rotation médiale atteignent respectivement $66,5^\circ$ et $45,7^\circ$ en moyenne et les pics de vitesses angulaires sont en moyenne de $928^\circ/s$ pour la supination, et de $674^\circ/s$ pour la rotation médiale lors des événements d'entorses rapportés dans la littérature. Bien que la position initiale de la cheville au contact avec le sol soit importante, il semble que les quelques millisecondes qui suivent la pose du pied au sol soient cruciales dans la lésion. En effet, dans ces différentes études, plusieurs phases ont été rapportées. Après une phase de supination et de rotation médiale importante, il semble que des tentatives de correction soient mises en place. Toutefois, celles-ci peuvent s'avérer insuffisantes et créer, ainsi, une augmentation additionnelle des amplitudes et vitesses angulaires de supination et de rotation médiale conduisant à la lésion ligamentaire. L'amplitude de flexion plantaire, longtemps considérée comme déterminante dans le mécanisme lésionnel, apparaît, finalement, comme un élément peu prédictif de la survenue d'entorse de cheville (Fong et al., 2009 ; Lysdal et al., 2022). Une récente modélisation de la cheville confirme que la flexion plantaire est, en effet, un facteur secondaire dans le mécanisme lésionnel d'entorse latérale (Purevsuren et al., 2018). D'après Panagiotakis et al. (2017), la présence d'une rotation médiale lors de la lésion influence la typologie des atteintes ligamentaires. En effet, l'association d'une supination et d'une rotation médiale génère une atteinte des faisceaux talo-fibulaire antérieur, et calcanéofibulaire du LCL alors que l'absence de rotation médiale implique une lésion isolée du faisceau calcanéofibulaire. Enfin, il semble que l'entorse de cheville ne soit pas uniquement liée à des modifications biomécaniques de la cheville, mais également à des altérations cinématiques des articulations proximales dans la phase précédant la réception (Gehring et al., 2013 ; Terada & Gribble, 2015). Il apparaît donc essentiel de considérer les articulations proximales, notamment le genou et la hanche, pour mieux comprendre l'étiologie de l'entorse de cheville.

L'entorse latérale de cheville est donc principalement consécutive à une mise en charge en supination et rotation médiale. En l'absence de correction, cette position génère des amplitudes et vitesses angulaires élevées aboutissant à une lésion du LCL de la cheville.

D'autres éléments essentiels sont à prendre en compte dans la compréhension de la blessure. En effet, de nombreux facteurs de risque (d'origine intrinsèque et extrinsèque) influencent les commandes motrices impliquées dans la protection articulaire, en particulier dans des situations

à risque telles que les sauts et les changements de direction. Ces facteurs modifient ainsi la prédisposition à la blessure. L'ensemble des facteurs de risque, aujourd'hui définis dans la littérature, sont détaillés dans le chapitre suivant (CHAPITRE 2).

Ce qu'il faut retenir :

La cheville est un ensemble de 3 articulations dont l'association permet d'effectuer les mouvements complexes d'inversion et d'éversion. Son rôle est essentiel dans l'équilibre, la propulsion, l'amorti et le soutien du poids du corps. En conséquence, il s'agit de l'articulation la plus touchée par les atteintes traumatiques. En particulier, l'entorse de cheville est l'une des blessures les plus fréquentes dans le milieu sportif dont près de 80 % des cas concernent le compartiment latéral de la cheville. Souvent sous-estimée, l'entorse latérale implique, pourtant, un taux de récurrences considérable et des conséquences à long terme importantes, telles que le développement d'une instabilité chronique de cheville pour 40 % des patients.

Dans ce contexte épidémiologique, de nombreuses études ont contribué à la compréhension du mécanisme lésionnel. Les avancées technologiques, ainsi que quelques cas survenus en laboratoire, permettent aujourd'hui d'affirmer que l'entorse latérale se produit majoritairement lors de réceptions de sauts ou d'appuis, réalisés avec des amplitudes et des vitesses de supination et de rotation médiale de cheville importantes. De plus, la biomécanique des articulations proximales comme la hanche et le genou semble également déterminante dans la cinématique de l'articulation de cheville.

CHAPITRE 2 : Facteurs de risque et altérations associés à l'entorse latérale de cheville

1. Facteurs de risque de l'entorse latérale de cheville

Les facteurs de risque d'une blessure représentent l'ensemble des éléments augmentant la probabilité de survenue de cette blessure. Les facteurs de risque sont établis de manière prospective en analysant le lien entre un facteur préalablement évalué dans une population et la survenue de la blessure dans les mois ou années suivants. Ces facteurs sont parfois avancés de manière rétrospective en quantifiant a posteriori de la blessure, l'association entre la blessure et les données disponibles de chaque patient. Toutefois, cette méthode comporte des biais et ne permet pas de définir précisément un facteur de risque. Les études prospectives sont donc de meilleure qualité méthodologique. C'est pourquoi nous nous limiterons aux données de la littérature issues d'études prospectives dans cette partie.

Les facteurs de risque se décomposent d'une part en facteurs intrinsèques, c'est-à-dire qui relèvent des caractéristiques physiologiques, anatomiques, psychologiques de chaque individu et d'autre part en facteurs extrinsèques relevant cette fois d'éléments extérieurs à l'individu (matériel, pratique sportive...) (Bahr & Krosshaug, 2005). De plus, ces facteurs peuvent se distinguer en facteurs de risque modifiables (c.-à-d. sur lesquels il est possible d'agir directement) et en facteurs non modifiables, c'est-à-dire qui ne peuvent pas ou difficilement être corrigés (Bahr & Holme, 2003). Cette distinction entre facteurs modifiables et non modifiables est importante, car elle permet, dans une perspective de prévention, de cibler les variables à privilégier.

1.1. Facteurs de risque intrinsèques non modifiables

D'après la littérature, l'âge apparaît comme un facteur de risque intrinsèque non modifiable d'entorses latérales de cheville. En effet, aux États-Unis, les données épidémiologiques montrent une incidence de 7,2 entorses de cheville pour 1000 personnes par an chez les 15-19 ans contre une incidence de 2,1 entorses de cheville pour 1000 personnes par an dans la population totale (Waterman et al., 2010). De plus, 53,5 % des entorses de cheville surviennent entre 10 et 24 ans (Waterman et al., 2010). Une méta-analyse conduite à partir d'études épidémiologiques prospectives montre une incidence de 2,8 entorses pour 1000 expositions chez les enfants de moins de 13 ans, de 1,9 chez les adolescents de 13 à 17 ans et de 0,7 chez les adultes de plus de 18 ans (Doherty, Delahunt, et al., 2014). Enfin, d'après une étude prospective de 2018, les sujets âgés de moins de 24 ans ont 8,4 fois plus de risque de subir une entorse de cheville que les plus de 24 ans (Pourkazemi et al., 2018). Les entorses de cheville concernent donc principalement

les sujets jeunes. Néanmoins, il semble que les pics d'incidence ne surviennent pas aux mêmes âges chez les hommes et les femmes (Delahunt & Remus, 2019). En effet, d'après deux études, le pic d'incidence chez les femmes se situe entre 10 et 14 ans avec une incidence comprise entre 5,4 et 12,8 entorses pour 1000 personnes par an alors que chez les hommes ce pic d'incidence survient entre 15 et 19 ans avec une incidence comprise entre 8,9 et 12,0 entorses pour 1000 personnes par an (Bridgman et al., 2003 ; Waterman et al., 2010). Bien que l'influence de l'âge sur le risque d'entorse de cheville soit remise en question par quelques études (Cherati et al., 2016 ; Pourgharib Shahi et al., 2021), il apparaît primordial d'intégrer des actions prophylactiques dès le plus jeune âge.

Dans le cadre de la prévention des blessures, le sexe est souvent rapporté comme un facteur de risque intrinsèque de blessure, en conséquence, notamment, des fluctuations hormonales liées au cycle menstruel de la femme (Hewett et al., 2007). Toutefois, en ce qui concerne l'entorse de cheville, les données de la littérature témoignent d'une hétérogénéité de résultats. En effet, Doherty et al. (2014) rapportent une incidence d'entorse de cheville de 13,6 pour 1000 expositions chez les femmes contre 6,94 pour 1000 expositions chez les hommes. Une seconde étude effectuée sur une population de lycéens sportifs témoigne également d'une incidence d'entorse plus importante chez les femmes que chez les hommes (Warner et al., 2018). Cependant, en contradiction avec ces études, Waterman et al. (2010) rapportent une incidence similaire chez les hommes et les femmes de respectivement 2,2 et 2,1 entorses de cheville pour 1000 personnes par an. De plus, une étude épidémiologique réalisée dans différents sports confirme l'absence d'association entre le risque d'entorse de cheville et le sexe (Roos et al., 2017). Ainsi, il semble difficile de conclure objectivement quant à l'influence du sexe sur le risque d'entorse de cheville. Il est donc important de considérer à la fois les hommes et les femmes dans une démarche de compréhension de facteurs de risque et de prévention de l'entorse de cheville.

Enfin, le facteur de risque rapporté comme le plus important dans la littérature est la présence d'antécédents d'entorses de cheville. Au football américain par exemple, l'incidence d'entorse de cheville est plus élevée chez les personnes présentant un antécédent d'entorse de cheville (2,6 entorses pour 1000 expositions) par rapport aux personnes sans antécédent (0,39 entorses pour 1000 expositions) (Tyler et al., 2006). En effet, le fait de présenter un antécédent d'entorse de cheville multiplie par 2 le risque de subir une nouvelle entorse (de Noronha et al., 2013). Cette association entre antécédent et risque d'entorse de cheville a également été soulignée par l'étude de Pourkazemi et al. (2018) qui observe un risque d'entorse de cheville 8 fois plus important chez les personnes avec antécédent. Ce lien s'explique notamment par les altérations et déficits consécutifs à l'entorse de cheville qui persistent dans le temps et conduisent

à la récurrence. La prévention secondaire, dont l'objectif est de limiter la récurrence, est donc un enjeu considérable (Barelds et al., 2018).

1.2. Facteurs de risque intrinsèques modifiables

Parmi les facteurs intrinsèques modifiables, les niveaux de force et d'asymétrie des muscles du membre inférieur apparaissent être déterminants dans le risque d'entorse de cheville. En effet, au niveau des muscles de la cheville, il a été montré qu'une asymétrie de la force excentrique des fléchisseurs plantaires et dorsaux supérieure à 15 % augmentait le risque d'entorse de cheville (Fousekis et al., 2012). La force concentrique de flexion dorsale apparaît également comme un élément prédisposant à l'entorse de cheville dans une population féminine (Willems et al., 2005). De plus, d'après une méta-analyse de Witchalls et al. en 2012, une faible force excentrique d'inversion exposerait à l'entorse de cheville. Toutefois, ces résultats liés à la force d'inversion et d'éversion ne sont pas soutenus par une récente méta-analyse (Mason et al., 2022). En effet, plusieurs études prospectives n'ont pas montré de lien entre la force isocinétiq ue d'inversion et d'éversion et le risque d'entorse de cheville (Beynnon et al., 2002 ; Willems et al., 2005). Ces résultats sont surprenants compte tenu du rôle crucial des muscles éverseurs dans le contrôle du mouvement d'inversion dont les composantes de supination et de rotation médiale correspondent au mécanisme lésionnel. L'absence de relation entre la force des muscles inverseurs et éverseurs et le risque d'entorse de la cheville peut, toutefois, s'expliquer par les méthodologies d'évaluation utilisées dans les études, qui, comme indiqué à la page 62, s'éloignent du rôle réel de ces muscles dans le mécanisme lésionnel.

La force des muscles périarticulaires de la cheville n'est pas la seule à influencer le risque d'entorse de cheville. En effet, il est rapporté dans la littérature un lien entre la force des muscles abducteurs de la hanche et le risque d'entorse de cheville (Kawaguchi et al., 2021 ; Powers et al., 2017). Powers et al. (2017) montrent qu'une force isométrique d'abduction inférieure à 33,8 % du poids du corps augmente le risque de 11,9 à 26,7 % de subir une entorse de cheville. L'étude de Kawaguchi et al. (2021) témoigne d'une augmentation du risque d'entorse de 2 % pour chaque diminution de force d'abduction de hanche de 1 N.m⁻¹. Cette relation entre la force d'abduction de hanche et le risque d'entorse de cheville a récemment été confirmée par une méta-analyse (Mason et al., 2022). Au niveau proximal, il est également avancé qu'une diminution de la force d'extension de hanche entraîne une augmentation du risque d'entorse de cheville (De Ridder et al., 2017).

Au-delà de la force du membre inférieur, les qualités de contrôle postural statique et dynamique influencent le risque d'entorse de cheville (Delahunt & Remus, 2019). Le contrôle postural, essentiel dans nos activités motrices fait référence à la capacité d'un individu à maintenir la projection du centre de gravité dans la base de sustentation formée par ses appuis au sol. Il

possède ainsi une fonction antigravitaire en assurant l'équilibre du corps et une fonction d'orientation et de positionnement des segments corporels face à un environnement externe dynamique (Massion, 1994). L'équilibre statique, par opposition à l'équilibre dynamique, renvoie à une condition posturale où l'équilibre est géré sans perturbation externe ou mouvement volontaire associé. À l'inverse, dans une configuration de contrôle postural dynamique, le déséquilibre créé par le mouvement ou la perturbation doit être compensé ou anticipé par des adaptations motrices. Le maintien de l'équilibre statique ou dynamique est le résultat d'intégration par le système nerveux central, d'informations sensorielles (c.-à-d. visuelles, vestibulaires, proprioceptives et cutanées) et de la mise en œuvre par les effecteurs musculaires d'anticipation et de régulation. Aujourd'hui, le lien entre les altérations du contrôle postural et le risque d'entorse de cheville fait consensus dans la littérature. En effet, il a été observé que les personnes présentant un équilibre dynamique dégradé avaient jusqu'à 4 fois plus de risque de subir une entorse de cheville (Attenborough et al., 2014 ; Gribble, Terada, et al., 2016 ; Hartley et al., 2018). Ce lien entre entorse de cheville et détérioration de l'équilibre a également été montré lors de tests d'équilibre statique (Trojian & McKeag, 2006 ; Wang et al., 2006 ; Willems et al., 2005). Ces résultats ont été confirmés par deux méta-analyses (Mason et al., 2022 ; Witchalls et al., 2012).

D'autres facteurs apparaissent plus controversés dans la littérature et semblent dépendants des populations étudiées. Par exemple, la mobilité de cheville et, plus précisément, une restriction de l'amplitude de flexion dorsale a été rapportée dans quelques études comme un facteur influençant le risque d'entorse de cheville (Vaulerin et al., 2020 ; Willems et al., 2005). Néanmoins, d'autres études affirment qu'il n'y a pas de relation entre les amplitudes articulaires de cheville et le risque d'entorse (Attenborough et al., 2017 ; de Noronha et al., 2013). Enfin, la présence d'altérations du sens de la position en inversion semble, d'après la littérature, également un facteur prédisposant à l'entorse de cheville (Witchalls et al., 2012). Cependant, il existe peu d'études prospectives sur ce sujet ce qui complique la compréhension de ce facteur et plus globalement du rôle de la proprioception dans le risque d'entorse de cheville.

1.3. Facteurs de risque extrinsèques

Les facteurs de risque extrinsèques sont principalement liés au type de pratique sportive, au matériel utilisé et à l'environnement de pratique. D'après la littérature, le type de sport influence le risque d'entorse de cheville. En effet, le taux d'incidence le plus élevé est observé en basket-ball avec 9,5 à 12,0 entorses pour 10 000 expositions (Roos et al., 2017). Une méta-analyse montre que ce sont plus généralement les sports d'intérieur qui cumulent l'incidence traumatique la plus élevée (Doherty, Delahunt, et al., 2014). Ce risque dominant dans les sports d'intérieur peut, notamment, s'expliquer par les actions motrices induites par la pratique. En effet,

ce sont, pour la plupart, des sports impliquant des sauts, des changements de direction rapides qui représentent des actions contraignantes et particulièrement à risque. De plus, ces sports se pratiquent plutôt sur des sols durs avec des coefficients de friction élevés. Bien que le type de surface ne soit pas établi comme un facteur exposant à l'entorse, il semble qu'un sol avec un coefficient de friction important puisse modifier la biomécanique du mouvement et contraindre davantage le complexe de la cheville (Frias Bocanegra & Fong, 2022). En effet, l'utilisation de patches visant à réduire la friction entre le sol et la chaussure s'est avérée efficace pour réduire l'incidence et la gravité des entorses de cheville (Lysdal et al., 2021).

Dans le milieu sportif, il est rapporté que les entorses de cheville se produisent majoritairement en compétition. En effet, d'après une étude épidémiologique conduite aux États-Unis au sein des équipes sportives universitaires, l'incidence en compétition est de 13,8 pour 1000 expositions alors qu'elle est de 4,0 à l'entraînement (Hootman et al., 2007). Ces différences pourraient être liées à l'intensité de pratique, mais également aux contacts entre joueurs qui pourraient être plus intenses et plus nombreux en compétition qu'à l'entraînement. De plus, l'environnement sportif compétitif implique la gestion de tâches motrices en situations non anticipées et de contraintes cognitives qui peuvent entraîner une augmentation de la demande mentale et ainsi altérer la gestuelle.

A contrario, l'utilisation d'orthèses de cheville permet de réduire le risque d'entorse de cheville et représente donc un facteur protecteur (Murphy et al., 2003). En effet, d'après deux études épidémiologiques réalisées en football et basketball, le port d'une attelle à la cheville diminue l'incidence d'entorse par comparaison à un groupe contrôle sans port d'attelle (McGuine et al., 2011, 2012). D'après une revue de littérature, l'utilisation de ces orthèses permettrait de réduire de 64 % le risque d'entorse de cheville (Bellows & Wong, 2018). Ces attelles ou chevillères jouent principalement un rôle mécanique puisqu'elles vont permettre de limiter les amplitudes articulaires et ainsi lutter contre le mouvement lésionnel d'entorse de cheville (Zwiers et al., 2016). Toutefois, leur efficacité en prévention primaire nécessite d'être approfondie compte tenu de l'hétérogénéité de résultats rapportés (Barelds et al., 2018).

Cette étape de connaissance des facteurs de risque à travers les études prospectives de la littérature est indispensable à l'instauration de mesures préventives. En effet, il est nécessaire de comprendre quels sont les facteurs qui prédisposent et exposent l'athlète à la blessure afin de les prendre en considération dans l'entraînement. Les facteurs de risque intrinsèques modifiables sont d'un intérêt majeur puisqu'il est possible d'agir dessus par l'entraînement. La connaissance et l'évaluation de ces facteurs permettent ainsi d'orienter la prise en charge. Les facteurs intrinsèques non modifiables ou extrinsèques doivent eux aider à construire le profil à risque de l'athlète. En effet, la blessure est le résultat d'une addition de facteurs qui interagissent

entre eux (Bittencourt et al., 2016). La mise en place d’actions préventives repose, finalement, sur des choix dictés par la présence plus ou moins importante de facteurs de risque dans une population ou chez un individu. La Figure 6 permet, sur la base du modèle proposé par Bahr & Krosshaug (2005), de résumer l’ensemble des facteurs de risque d’entorse de cheville aujourd’hui établis dans la littérature. Ce schéma a été adapté de la version proposée par Delahunt et Remus en 2019.

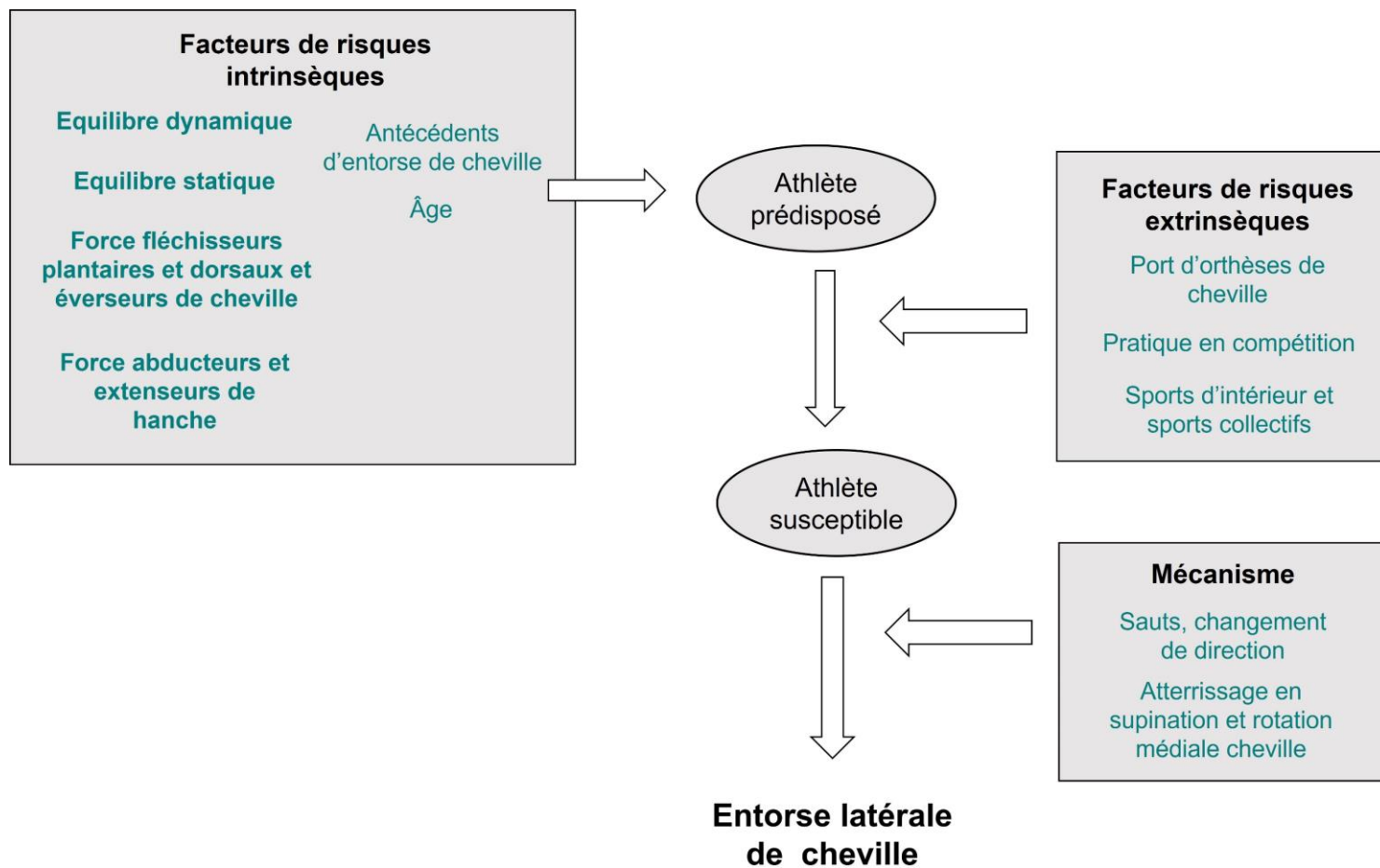


Figure 6 : Représentation des facteurs de risque intrinsèques et extrinsèques et du mécanisme de l’entorse latérale de cheville adaptée de l’étude de Delahunt et Remus 2019.

Les facteurs de risque intrinsèques modifiables sont présentés en gras à gauche du schéma.

2. Facteurs de récurrence et de développement d'instabilité chronique de cheville

Comme évoqué précédemment (CHAPITRE 1), l'entorse de cheville implique un taux de récurrence élevé et des conséquences importantes comme le développement d'une instabilité chronique de cheville. Ainsi, la prévention secondaire, visant à limiter la récurrence (Barelds et al., 2018 ; Brito et al., 2023), est essentielle et implique de connaître les altérations consécutives à l'entorse de cheville qui alimentent la récurrence et le développement d'une instabilité. Le modèle de l'instabilité chronique de cheville, mis à jour en 2019 par Hertel et Corbett, permet de comprendre les différentes atteintes associées à l'entorse de cheville et le cheminement vers l'instabilité chronique de cheville. D'après ce modèle, les déficits liés à l'entorse de cheville peuvent se segmenter en trois catégories distinctes qui interagissent entre elles. En effet, l'entorse de cheville conduit à des altérations qui peuvent être d'ordre pathomécanique, sensoriel/perceptuel et moteur/comportemental.

2.1. Altérations pathomécaniques

Les altérations dites pathomécaniques renvoient à des modifications structurales de la cheville et des tissus la composant. En effet, l'entorse de cheville est une atteinte ligamentaire qui peut présenter des grades de sévérité et des localisations anatomiques différentes. Ainsi, elles génèrent parfois des laxités pathologiques qualifiées d'instabilité mécanique. Parmi les plus rapportées, on retrouve notamment une instabilité antérieure du talus par rapport à la pince bimalléolaire (Croy et al., 2012 ; Hubbard et al., 2004). Cette translation antérieure du talus est présente après l'évènement initial d'entorse, mais peut également être associée à l'ICC. Les sujets *copers* et atteints d'ICC peuvent présenter une élongation respective de 14,0 % et 15,6 % du faisceau antérieur du LCL lors d'un mouvement de translation antérieur du talus (Croy et al., 2012). Ces laxités ligamentaires du faisceau antérieur sont significativement différentes des sujets sains qui présentent, eux, une évolution de la longueur du faisceau de 1,3 %. Compte tenu du mécanisme lésionnel, une laxité en rotation médiale peut être associée aux lésions ligamentaires (Miller et al., 2016). Enfin, il est également rapporté une laxité de supination supérieure chez les patients atteints d'ICC (22°) et *copers* (17°) par rapport aux sujets sains (13°) (Brown et al., 2015). La présence d'une laxité permet, ainsi, de renseigner sur le type d'atteinte ligamentaire présente chez un patient. En effet, une atteinte du ligament calcanéo-fibulaire peut être mise en évidence par une mesure de la laxité en supination alors qu'une atteinte du faisceau antérieur du LCL est plutôt évaluée par une mesure de glissement antérieur du talus.

Toujours au niveau mécanique, l'entorse de cheville conduit, également, à des restrictions d'amplitude. D'après la littérature, 25 % des patients ayant subi une entorse de cheville présentent une amplitude de flexion dorsale limitée (Kemler et al., 2016). Ces altérations d'amplitude

de flexion dorsale sont également rapportées à distance de la blessure chez des patients présentant une ICC (Kosik et al., 2019) et sont visibles lors de tâches motrices comme la course à pied ou le saut (Drewes et al., 2009 ; Son et al., 2017). Les limitations d'amplitude en flexion dorsale sont notamment liées aux difficultés de glissement antéropostérieur du talus par rapport au tibia (Hertel & Corbett, 2019). De plus, un manque d'extensibilité du triceps sural peut être responsable d'une diminution de l'amplitude de flexion dorsale (Terada et al., 2013).

Enfin, les structures ligamentaires et musculaires subissent des modifications après une entorse de cheville. En effet, des études échographiques montrent un épaissement du faisceau antérieur du LCL après une entorse de cheville, que ce soit chez des sujets *copers* ou instables (Liu et al., 2015). Au niveau musculaire, il est rapporté une atrophie des muscles intrinsèques et extrinsèques du pied et de la cheville chez des patients présentant une ICC (Feger et al., 2016).

Ces atteintes mécaniques peuvent interagir avec d'autres facteurs et ainsi alimenter les altérations sensorielles et motrices.

2.2. Altérations sensorielles et perceptuelles

Les altérations sensorielles et perceptuelles concernent les sensations et perceptions conscientes et inconscientes relatives au corps, à la blessure et à l'individu telles que les douleurs ou sensations d'instabilité rapportées par les patients à la suite d'épisodes d'entorses de cheville (Hertel & Corbett, 2019). La présence de douleurs représente l'une des principales raisons de consultations après un événement d'entorse. D'après une revue systématique, les douleurs touchent 23 à 79 % des patients atteints d'ICC (Al Adal et al., 2019). Celles-ci sont particulièrement ressenties lors d'activités physiques à intensité modérée (Adal et al., 2020). Ainsi, elles peuvent conduire à une incapacité et une baisse de la motivation à pratiquer une activité physique ou sportive (Hertel & Corbett, 2019).

De plus, la plupart des patients décrivent une perception d'instabilité de la cheville lors des activités quotidiennes ou sportives (Attenborough et al., 2014). La présence d'une perception d'instabilité au niveau de la cheville est, d'ailleurs, l'un des critères de sélection d'individus atteints d'ICC dans les études scientifiques (Gribble et al., 2014). Cette instabilité de cheville perçue entraîne ainsi une appréhension de certains mouvements et une peur de la récurrence aussi appelée kinésiophobie (Watanabe et al., 2023). La kinésiophobie est en effet observée chez les patients atteints d'ICC par opposition à des sujets sains ou *copers* (Houston et al., 2014 ; Suttillier & McCann, 2021). De plus, une perception dégradée de la fonction de la cheville est rapportée chez les sujets souffrant d'ICC (Houston et al., 2014, 2015). La perception fonctionnelle renvoie notamment à la difficulté à réaliser certaines tâches motrices quotidiennes ou sportives.

Ces atteintes ont longtemps été rapportées de manière indépendante. Toutefois, ces dernières années, de nombreux auteurs ont mis en évidence l'existence de liens entre la douleur, la perception d'instabilité et la kinésiophobie (Adal et al., 2020 ; Suttmiller et al., 2022 ; Watanabe et al., 2023). Ces aspects sensoriel et perceptif du modèle de Hertel et Corbett doivent donc être considérés comme un ensemble d'éléments qui interagissent entre eux. De plus, en conséquence de ces atteintes, une diminution de la participation aux activités physiques est constatée après l'entorse de cheville (Hubbard-Turner et al., 2015; Hubbard-Turner & Turner, 2015) et conduit à une dégradation de la qualité de vie pour ces patients (Houston et al., 2014, 2015). Les enjeux en termes de santé publique sont donc considérables.

À cela s'ajoute une altération de la somesthésie après une entorse de cheville, ce qui contribue au développement de l'ICC. La somesthésie renvoie à la capacité d'un individu à connaître la position de son corps dans l'espace. Elle est le résultat de signaux périphériques envoyés et traités au niveau du système nerveux central. L'un des principaux sens constituant la somesthésie est la proprioception. La proprioception, décrite par Sherrington (Sherrington, 1906), renvoie à notre capacité à discriminer avec une grande précision la position et les mouvements de notre corps dans l'espace. Dans le cadre de l'entorse de cheville et de l'ICC, il est avancé une dégradation du sens de la position frontale et sagittale de la cheville (McKeon & McKeon, 2012 ; Munn et al., 2010). Ces atteintes se caractérisent par une erreur dans la capacité à discriminer et reproduire une position angulaire cible au niveau de la cheville. Elles sont notamment liées aux dommages ligamentaires, musculaires et nerveux créés par la lésion (Xue et al., 2021). En effet, la proprioception est le fruit d'informations envoyées jusqu'au système nerveux central par des récepteurs périphériques situés dans les capsules articulaires, les ligaments, les muscles et les tendons. Ces erreurs de positionnement peuvent entraîner des conséquences importantes lors des activités motrices. En effet, compte tenu du mécanisme lésionnel détaillé précédemment, une position de cheville avec une supination importante à l'atterrissage d'un saut, par exemple, peut prédisposer à l'entorse (Lysdal et al., 2022). Au-delà du sens de la position, le sens de la force apparaît lui aussi altéré après une entorse de cheville. En effet, un déficit dans la capacité à reproduire un niveau de force en pronation et en supination de cheville a été mis en évidence chez des sujets présentant une instabilité de cheville (Arnold & Docherty, 2006 ; Docherty & Arnold, 2008 ; Hagen et al., 2018). Cette qualité proprioceptive est importante puisqu'elle permet d'adapter la force musculaire à l'action demandée et aux contraintes environnementales. Ainsi, un tel déficit, notamment au niveau des muscles protecteurs de l'entorse de cheville, apparaît déterminant dans le développement d'une instabilité de cheville (Docherty et al., 2006a). De plus, des altérations de la sensibilité cutanée plantaire ont été rapportées au niveau du sinus du tarse, du talon, et du 1^{er} et 5^{ème} métatarse chez les sujets souffrant d'ICC (Burcal & Wikstrom, 2016b ; Hoch et al., 2012 ; Powell et al., 2014). La sensibilité des

récepteurs cutanés plantaires joue un rôle considérable dans le contrôle postural et la marche et implique donc des répercussions au niveau moteur que nous aborderons dans la partie suivante (Mouchnino & Blouin, 2013 ; Powell et al., 2014).

Enfin, la littérature fait état d'une altération de la capacité à utiliser et intégrer certaines informations sensorielles après une entorse de cheville ou chez les patients atteints d'ICC (Hertel & Corbett, 2019). En effet, les patients souffrant d'ICC utiliseraient davantage les informations visuelles que les informations somesthésiques pour se tenir en équilibre par rapport aux sujets sains (Song et al., 2016). Cette dépendance au système visuel pourrait être une explication supplémentaire à l'altération du mouvement lorsque la vision est utilisée pour gérer les contraintes liées à l'environnement sportif (trajectoire d'une balle, adversaires, coéquipiers, environnement...).

2.3. Altérations motrices et comportementales

Les altérations du versant sensoriel présentées précédemment sont indissociables du versant moteur. En effet, c'est sur la base des informations sensorielles que le mouvement va être initié et ajusté. Le versant sensoriel est lui aussi contraint et dépendant de l'action et donc du système moteur. Ainsi, les altérations motrices et sensorielles interagissent entre elles par une boucle de perception-action (Hertel & Corbett, 2019) détaillée depuis de nombreuses années (Berthoz, 1997). Les altérations motrices rapportées à la suite de l'entorse de cheville renvoient principalement à des atteintes musculaires et du contrôle du mouvement.

Parmi ces atteintes, une perturbation des qualités d'équilibre après une entorse de cheville et dans le cadre de l'instabilité de cheville fait consensus dans la littérature depuis de nombreuses années (Freeman, 1965a). En effet, compte tenu des altérations sensorielles rapportées précédemment, il apparaît logique d'observer une dégradation de la posture après une entorse de cheville. D'après la littérature, l'équilibre à la fois statique et dynamique est perturbé chez les patients présentant une ICC (Arnold, De La Motte, et al., 2009 ; Bączkiewicz et al., 2017 ; Gribble et al., 2012). En ce qui concerne le contrôle postural statique, les altérations sont notamment observées lors du maintien d'une posture unipodale avec les yeux fermés (Doherty, Bleakley, et al., 2014 ; Kwon, 2018). En effet, dans une telle configuration, aucune compensation de l'autre appui (appui sain) n'est possible. De plus, en occultant le retour visuel, la régulation posturale se fait notamment grâce à l'intégration des informations proprioceptives et cutanées qui sont déficitaires chez ces patients (Song et al., 2016). Lors de tâches d'équilibre dynamique, les études rapportent une modulation cinématique des articulations proximales chez les sujets atteints d'ICC par rapport aux sujets sains, qui traduit l'adoption de stratégies de réalisation différentes entre ces sujets (de la Motte et al., 2015).

Toujours au niveau moteur, une dégradation de la capacité à réagir rapidement à une déstabilisation en supination est observée chez des patients présentant une ICC. En effet, plusieurs études se sont intéressées au temps de réaction mis entre une supination de cheville soudaine créée par l'affaissement d'une trappe et la réaction en termes de force générée ou d'activité électromyographique. D'après ces études, le délai de réaction électromyographique des muscles long et court fibulaires est plus important chez les patients atteints d'ICC par opposition aux sujets sains (Hoch & McKeon, 2014). De plus, le délai mis pour développer une force de pronation suffisante pour contrer le mouvement de supination est, lui aussi, augmenté dans cette population (Hoch & McKeon, 2014). Cette dégradation des réflexes peut être le résultat de modifications dans la conduction nerveuse, d'altérations présentes au niveau des récepteurs périphériques (mécanorécepteurs) ou de la fibre musculaire elle-même (Hopkins et al., 2009).

En relation avec ces atteintes, l'entorse de cheville conduit à une inhibition neuromusculaire. En effet, après la blessure, des inhibitions musculaires arthrogéniques (AMI) sont observées afin de protéger la zone lésée. Ces inhibitions permettent ainsi de limiter les forces et contraintes appliquées à l'articulation (Klykken et al., 2011). Toutefois, les AMI peuvent perdurer et être à la fois un frein à la rééducation et générer des modifications neuromusculaires prédisposant à la récurrence et à l'instabilité (Hopkins & Ingersoll, 2000). Ces AMI se retrouvent ainsi chez des sujets souffrant d'ICC au niveau des muscles de la cheville comme les muscles fibulaires et soléaires (Bowker et al., 2016 ; McVey et al., 2005 ; Palmieri-Smith et al., 2009). La présence de ces inhibitions diminue la capacité à activer un groupe musculaire et peut donc conduire à une diminution des capacités de production de force (Hopkins & Ingersoll, 2000). Ces difficultés d'activation et de production de force des muscles fibulaires identifiées après une entorse de cheville sont problématiques puisque ces muscles représentent les principaux protecteurs contre le mécanisme lésionnel (Ashton-Miller et al., 1996). Au niveau proximal, des modulations de l'excitabilité du quadriceps et des ischio-jambiers sont également rapportées à la suite d'une entorse de cheville (Sedory et al., 2007). L'ensemble de ces modulations semblent avoir une origine à la fois spinale et supraspinale. D'après une revue systématique récente, des modifications structurelles et fonctionnelles du cerveau ont été observées après une entorse de cheville (Maricot et al., 2023). Au niveau fonctionnel, une diminution de l'excitabilité corticospinale des régions du cortex moteur primaire, impliquées dans l'activation de plusieurs muscles de la cheville, est observée (Maricot et al., 2023 ; Pietrosimone & Gribble, 2012 ; Terada et al., 2016). De plus, il existe une diminution du volume et de la surface liés au recrutement des muscles fibulaires dans le cortex moteur chez des patients instables (Kosik et al., 2017). Des analyses par encéphalographie témoignent d'une puissance spectrale d'ondes thêta plus importante dans le cortex frontal chez les patients souffrant d'ICC par rapport aux sujets sains, traduisant une implication plus importante du système attentionnel chez ces patients

(Zhang et al., 2022). Ces modifications d'origine centrale reflètent, finalement, une implication corticale supérieure pour réaliser une tâche motrice pour les patients atteints d'instabilité par rapport à des sujets sains.

En relation avec les atteintes neuromusculaires précédemment citées, des déficits de force sont observés en distal et proximal suite à l'entorse de cheville. La littérature rapporte, en effet, un déficit de force isométrique des éverseurs de cheville (Donnelly et al., 2017 ; Fraser et al., 2020). De plus, une méta-analyse montre que la force d'éversion contribue de manière importante au développement de l'ICC (Thompson et al., 2018). Fraser et al. (2020) attestent qu'un déficit de force isométrique d'inversion et de flexion plantaire de cheville est présent après une entorse de cheville. Des évaluations isocinétiques rapportent également la présence de déficits de force concentrique et excentrique de flexion plantaire, d'inversion et de flexion dorsale (Hertel & Corbett, 2019). Au niveau proximal, une diminution de la force concentrique de flexion et d'extension du genou, ainsi qu'une diminution de la force isométrique de l'abduction, de l'extension et de la rotation latérale de hanche, sont rapportées (Gribble & Robinson, 2009b ; McCann et al., 2017, 2018). Qu'ils concernent les régions distales ou proximales, les déficits de force réduisent la capacité des sujets à réaliser certaines actions motrices et à absorber les contraintes liées au mouvement.

L'ensemble de ces altérations sensorielles et motrices résultent en une modification du schéma moteur à la locomotion et lors de mouvements sportifs comme les sauts ou les changements de direction. En effet, la littérature montre des différences sur les composantes cinématiques, cinétiques et électromyographiques du mouvement entre les sujets sains et atteints d'ICC. Cette partie développera spécifiquement les modulations observées lors de réception de sauts puisqu'elle représente l'une des situations sportives comportant le risque d'entorse de cheville le plus important (McKay et al., 2001). De nombreuses études se sont intéressées aux modifications électromyographiques, cinématiques et cinétiques observées chez des sujets atteints d'ICC lors d'une réception de saut unipodale. Toutefois, les principales études présentent une grande variabilité de méthodologies et de résultats (Tableau 1). Ainsi, des revues systématiques et méta-analyses ont été récemment menées afin de mieux comprendre les altérations présentes chez les sujets souffrant d'ICC (Chan et al., 2022 ; Jeon et al., 2021 ; Simpson et al., 2019a ; Theisen & Day, 2019). Au niveau neuromusculaire, certaines études rapportent que l'activité électromyographique des muscles fibulaires est plus élevée chez les sujets instables (Herb et al., 2018 ; Kim et al., 2019 ; Webster et al., 2016), alors que d'autres études rapportent à l'inverse une plus faible activité électromyographique des muscles fibulaires dans cette population (Delahunt et al., 2006 ; Han et al., 2022 ; Kunugi et al., 2017 ; Lin et al., 2019 ; Son et al., 2017 ; Tretriluxana et al., 2021). Les revues systématiques et méta-analyses concluent, finalement, que les sujets souffrant d'ICC présentent une plus faible activité des muscles

fibulaires (Simpson et al., 2019a) et notamment dans la phase précédant l'impact au sol (Chan et al., 2022 ; Jeon et al., 2021) ce qui peut contribuer à la récurrence. L'activité électromyographique d'autres muscles du membre inférieur est également impactée lors des sauts chez les instables chroniques. Par exemple, on observe une moindre activité musculaire du tibia antérieur, du moyen fessier et du gastrocnémien médial chez ces sujets par rapport aux sujets sains (Han et al., 2022 ; Kunugi et al., 2017 ; Son et al., 2017). Ces modulations neuromusculaires conduisent ainsi à des organisations cinématiques différentes. En effet, d'après plusieurs études, les patients atterrissent d'un saut avec une plus grande flexion dorsale de cheville (Caulfield & Garrett, 2002; Han et al., 2022; Kawahara et al., 2022) et une amplitude de supination plus importante (Doherty et al., 2015b ; Herb et al., 2018; Simpson et al., 2019b) que les sujets sains. Au niveau proximal, les résultats sont plus controversés. En effet, certains auteurs affirment que les patients atteints d'ICC présentent une plus faible flexion de genou que les sujets sains (Gribble & Robinson, 2009a ; Theisen & Day, 2019) alors que d'autres rapportent des résultats contradictoires (Caulfield & Garrett, 2002; Han et al., 2022; Kawahara et al., 2022). Pour l'articulation de hanche, deux études s'accordent sur une plus grande flexion de hanche chez les sujets souffrant d'ICC (Doherty et al., 2015b ; Han et al., 2022). Toutefois, d'après une méta-analyse, une plus faible flexion de hanche après l'impact au sol est observée chez les patients atteints d'ICC par rapport aux sujets sains (Chan et al., 2022). En parallèle de ces altérations neuromusculaires et cinématiques identifiées chez les patients souffrant d'ICC, une modification de l'intensité de l'impact au sol est également constatée. En effet, la méta-analyse réalisée par Jeon et al., (2021) montre que l'intensité de l'impact vertical du saut est plus élevée et plus rapide chez les sujets présentant une ICC que chez les sujets sains. Cette modification traduit une moins bonne capacité d'amorti du saut, entraînant ainsi des contraintes articulaires et tissulaires plus importantes (Jeon et al., 2021). Cependant, il ne semble pas exister de différences dans l'intensité de l'impact au sol sur l'axe médiolatéral et antéropostérieur entre les sujets atteints d'ICC et sains (Jeon et al., 2021). Enfin, la capacité à se stabiliser rapidement après l'impact initial est un critère avancé dans la littérature pour caractériser la stabilité dynamique lors d'un saut (Ross & Guskiewicz, 2003). Cette capacité est également altérée chez des patients atteints d'ICC puisqu'on observe un délai de stabilisation plus élevé que ce soit sur l'axe vertical (Liu et al., 2016), antéropostérieur (Arnold, De La Motte, et al., 2009 ; Gribble & Robinson, 2009a) ou médiolatéral (Kunugi et al., 2017 ; Wright et al., 2016). De manière générale, des altérations cinématiques, cinétiques et électromyographiques sont avancées chez les patients atteints d'ICC lors de tâches d'atterrissage de saut. La stratégie adoptée par ces patients tend à les exposer à la récurrence et à entretenir l'instabilité de cheville existante. Toutefois, comme évoqué précédemment, il existe une grande variabilité dans les résultats présentés. Cette variabilité est en partie liée à la temporalité du paramètre étudié qui varie d'une étude à l'autre. En

effet, alors que certaines études s'intéressent à la période avant l'impact au sol, d'autres considèrent le moment exact de la pose du pied au sol. Enfin, des études tiennent uniquement compte de la phase suivant l'impact au sol. Ainsi, en fonction de la période temporelle choisie, des différences apparaissent. Récemment, les études s'intéressent de plus en plus à l'intégralité de la phase de saut comprenant à la fois la phase de vol, le contact au sol et la phase de stabilisation après l'impact. Il semble pertinent de prioriser ce type d'analyse et de rapporter précisément à quelle(s) phase(s) du saut les différences apparaissent afin de caractériser le schéma moteur adopté par les patients souffrant d'ICC sur l'intégralité du saut. Une autre explication à cette divergence de résultats peut aussi provenir des consignes et modalités de saut imposées comme la hauteur ou la direction (verticale, antérieure, latérale). Enfin, les critères de recrutement des sujets présentant une ICC dans les études, ayant évolué au cours des années, entraînent une hétérogénéité dans les populations étudiées.

Tableau 1 : Résumé des principales études concernant la comparaison des données électromyographiques, cinématiques et cinétiques entre sujets atteints d'instabilité chronique de cheville et sujets sains lors de réceptions de sauts unipodales

Auteurs – Année	Type de saut	Électromyographie	Amplitudes articulaires	Forces de réaction au sol	Délai de stabilisation
Caulfield & Garrett, 2002	Saut depuis un support 40 cm	N-R	Cheville : ICC ↗ flexion dorsale de -10 ms à +20 ms par rapport à l'impact. Genou : ICC ↗ flexion de genou de -20ms à +60ms par rapport à l'impact.	N-R	N-R
Delahunt et al., 2006	Saut depuis un support 35 cm	PL : ICC ∨ activité EMG dans les 200 ms avant impact. TA, SOL, RF : pas de différences.	Cheville : ICC ↗ supination de -200 à -95 ms par rapport à l'impact. ICC ∨ flexion dorsale de +90 à +200 ms par rapport à l'impact. Genou : Pas de différences Hanche : ICC ∨ rotation latérale de -200 à -55ms par rapport à l'impact.	Vertical : ICC ↗ pic d'impact de +35 à +60ms par rapport à l'impact. ICC pic atteint plus rapidement que sains. Médial : ICC ↗ pic d'impact de +85 à +105ms après impact. Postérieur : ICC ↗ pic d'impact de +75 à +90ms après impact.	N-R
Gribble & Robinson, 2009a	Saut antérieur de 70 cm	N-R	Cheville : Pas de différences (sagittal) Genou : ICC ∨ flexion à l'impact Hanche : Pas de différences (sagittal)	N-R	ML : Pas de différences AP : ICC délai de stabilisation supérieur
Koshino et al., 2014	Saut antérieur suivi d'un débordement	N-R	Cheville : Pas de différences Genou : ICC ↗ flexion après l'impact Hanche : ICC ↗ flexion en post impact. ICC ↗ abduction de -200ms jusqu'à 45 % de la phase post-impact.	N-R	N-R

Tableau 1 (suite)

Auteurs – Année	Type de saut	Électromyographie	Amplitudes articulaires	Forces de réaction au sol	Délai de stabilisation
Doherty et al., 2015b	Saut depuis un support de 40 cm	N-R	Cheville : Sujets avec entorse (6 mois) ↗ supination de -95ms à +15 ms par rapport à l'impact. Hanche : Sujets avec entorse ↗ flexion de -200ms à -184 ms et de +88 ms à +176ms	Vertical : Pas de différences	N-R
De Ridder et al., 2015a	Saut depuis un support de 40 cm et saut latéral	N-R	Cheville : ICC ↘ flexion plantaire en post impact. ICC ↘ supination en post impact.	Vertical : ICC ↗ pic d'impact et ↗ rapidité impact	N-R
De Ridder et al., 2015b	Saut antérieur et latéral	N-R	Cheville : Pas de différences entre ICC et sains. Genou : Pas de différences entre ICC et sains Hanche : Pas de différences entre ICC et sains	N-R	N-R
Webster et al., 2016	Saut latéral	PL : ICC ↗ activité EMG après impact Gmax : ICC ↗ activité EMG avant impact	N-R	N-R	N-R
Wright et al., 2016	Saut depuis un support 40 cm	N-R	Cheville : ICC ↗ flexion dorsale à l'impact	N-R	ML : ICC délai de stabilisation supérieur
Liu et al., 2016	Saut antérieur et latéral	N-R	N-R	N-R	Vertical : ICC délai de stabilisation supérieur
Kunugi et al., 2017	Saut depuis un support de 30 cm (diagonal)	PL, PB, TA : ICC ↘ activité EMG	N-R	N-R	ML : ICC délai de stabilisation supérieur AP : Pas de différences

Tableau 1 (suite)

Auteurs – Année	Type de saut	Électromyographie	Amplitudes articulaires	Forces de réaction au sol	Délai de stabilisation
Lee et al., 2017	Saut depuis un support de 40 cm	N-R	Cheville : ICC \searrow éversion et rotation latérale	Vertical : Pas de différences	N-R
Son et al., 2017	Débordement	PL, TA, GastM, Gmax : ICC \searrow activité EMG après impact Gmed, VL : ICC \nearrow activité EMG juste après impact puis \searrow activité EMG	Cheville : ICC \searrow flexion plantaire et inversion après impact. Genou : ICC \nearrow flexion après impact. Hanche : ICC \nearrow flexion et \searrow abduction après impact.	N-R	N-R
Herb et al., 2018	Saut depuis un support de 30 cm	PL : ICC \nearrow activité EMG de +17 à +128ms post-impact PB, TA, GastM : Pas de différences	Cheville : ICC \searrow flexion plantaire de +11 à +71 ms, \nearrow de supination de +107 à +200ms après impact Genou : ICC \searrow flexion de +95 à +200 ms après impact Hanche : Pas de différences	Vertical : ICC \nearrow pic d'impact	N-R
McCann et al., 2019	Saut antérieur de 70 cm	N-R	Cheville : Pas de différences Genou : Pas de différences Hanche : ICC \searrow abduction de -87ms à +34ms par rapport à l'impact	N-R	N-R
Lin et al., 2019	Saut antérieur	PL, TA : ICC \searrow activité EMG avant l'impact et après l'impact SOL, GastM : ICC \nearrow activité l'impact	Cheville : ICC \nearrow pronation à l'impact et après l'impact Hanche : ICC \nearrow flexion à l'impact. ICC \nearrow flexion et adduction post-impact	N-R	N-R
Simpson et al., 2019b	Saut depuis un support de 30 cm	PL, TA, PB, GastM : Pas de différences	Cheville : ICC \nearrow supination	N-R	N-R
Simpson et al., 2022	Saut depuis un support de 30 cm	N-R	Cheville : ICC \nearrow rotation médiale post impact Genou : ICC \nearrow abduction avant et après impact. ICC \searrow flexion et rotation médiale après l'impact. Hanche : ICC \nearrow adduction avant et après contact. ICC \searrow flexion après impact.	N-R	N-R

Tableau 1 (suite)

Auteurs – Année	Type de saut	Électromyographie	Amplitudes articulaires	Forces de réaction au sol	Délai de stabilisation
Kim et al., 2019	Saut antérieur avec changement de direction	PL, VL, GastM, GlutM, Gmax : ICC ↗ activité EMG après impact.	Cheville : ICC ↘ flexion dorsale après impact. ICC ↗ supination après impact. Genou : ICC ↗ flexion genou après impact ; Hanche : ICC ↗ flexion et d'adduction après impact	Vertical : ICC ↗ pic d'impact Médial : ICC ↘ pic d'impact Postérieur : ICC ↗ pic d'impact	N-R
Tretriluxana et al., 2021	Saut depuis un support 30 cm	PL : ICC ↘ activité EMG avant impact TA, GastM : Pas de différences	N-R	N-R	N-R
Han et al., 2022	Débordement	PL, TA : ICC ↘ activité EMG avant impact VL, GlutM : ICC ↗ activité EMG avant impact	Cheville : ICC ↗ flexion dorsale avant impact Genou : ICC ↗ flexion et abduction avant impact Hanche : ICC ↗ flexion avant impact	N-R	N-R
Kawahara et al., 2022	Saut depuis un support 30 cm	N-R	Cheville : ICC ↗ flexion dorsale de +50 à +200ms après impact. Genou : ICC ↗ flexion genou de +110 à +140ms après impact	N-R	N-R

PL : Long Fibulaire ; PB : Court Fibulaire ; TA : Tibial Antérieur ; GlutM : Moyen Fessier ; GastM : Gastrocnémien Médial ; GastL : Gastrocnémien Latéral ; N-R : Résultats Non-Rapportés dans l'étude ; AP : Antéropostérieur ; ML : Médiolatéral ; ICC : sujets présentant une Instabilité Chronique de Cheville.

L'évolution des travaux scientifiques et la mise à jour du modèle de l'instabilité chronique de cheville réalisée par Hertel et Corbett en 2019 permettent, aujourd'hui, de comprendre quelles sont les atteintes associées à l'entorse qui peuvent conduire à l'ICC. La Figure 7, adaptée du modèle de Hertel et Corbett, permet de résumer ces atteintes et montre qu'elles sont également dépendantes de facteurs personnels et environnementaux. Les facteurs personnels tiennent compte du sexe, de l'âge, de la composition corporelle, des antécédents de blessures, du profil psychologique. Les facteurs environnementaux sont liés à l'environnement social, professionnel et sportif. Ainsi, chaque individu aura un profil d'altérations spécifique qui le conduira à une récupération totale (*copers*), au développement d'une ICC ou encore à la persistance de symptômes plus ou moins marquée. L'instabilité chronique de cheville représente donc la conséquence d'une combinaison unique d'altérations pathomécaniques, sensorielles/perceptuelles et motrices/comportementales à chaque patient. Il est donc essentiel pour les acteurs de la rééducation et de la prévention d'être capable de les identifier. En effet, la connaissance de ces altérations est essentielle à une démarche préventive puisqu'elle permet de guider la prise en charge et d'orienter la prévention secondaire de l'entorse de cheville.

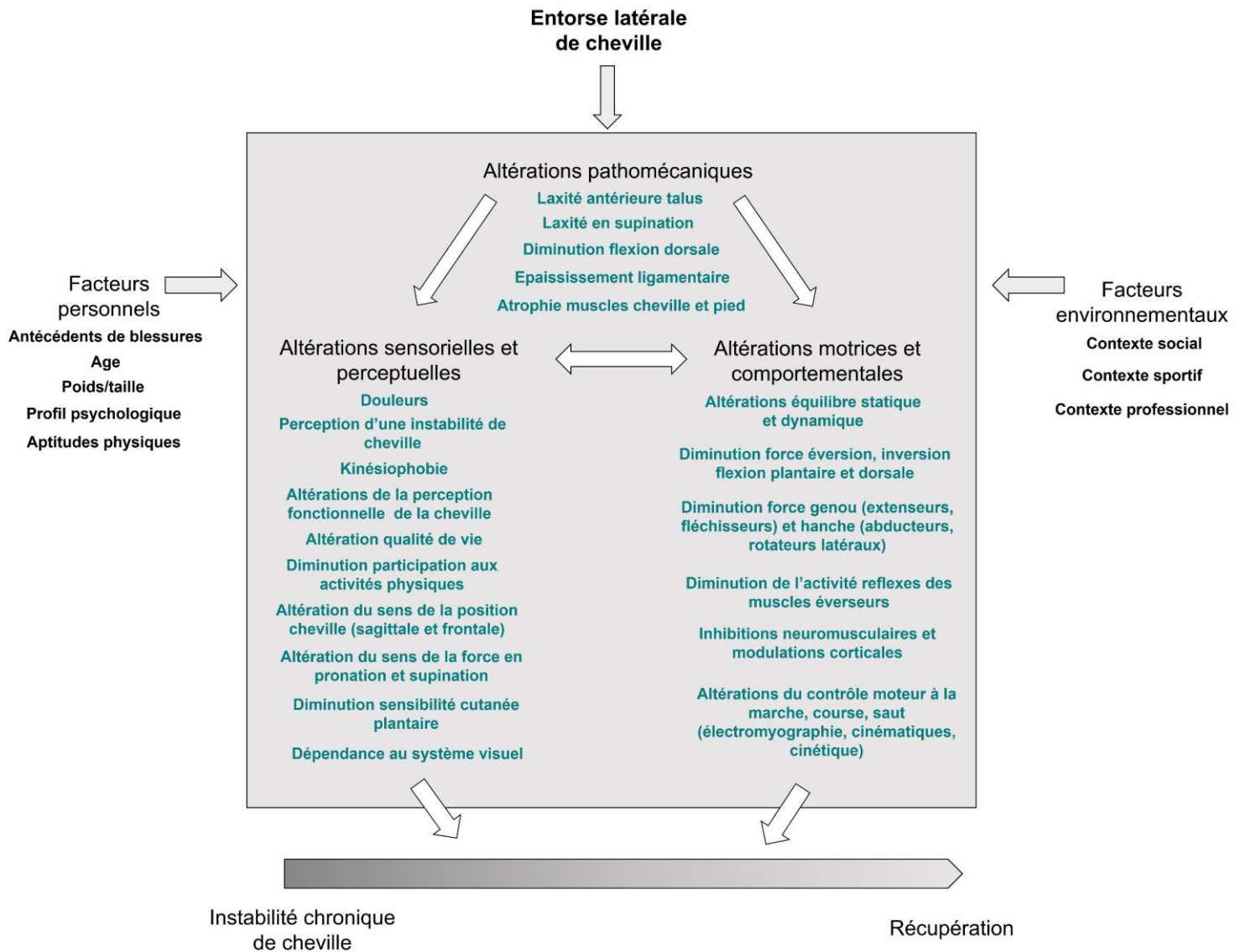


Figure 7 : Représentation des altérations rapportées à la suite d'une entorse latérale de cheville et adaptée du modèle de Hertel et Corbett (2019).

3. Évaluation fonctionnelle des facteurs de risque et des altérations associés à l'entorse de cheville

Dans cet objectif d'intervenir à la fois en prévention primaire et secondaire, il est nécessaire d'évaluer et quantifier les facteurs de risque et altérations présentes chez un individu. En effet, comme évoqué dans les parties précédentes, chaque individu possède un profil à risque ou un profil d'altérations unique avec la prédominance de certains déficits par rapport aux autres. Ainsi, l'évaluation précise des déficits permet de définir pour chaque athlète son profil à risque d'entorse (initiale ou récidive) et d'aider le praticien dans la validation d'un retour au sport. Une étude récente de Smith et al., (2021) a recensé, à l'aide d'une méthode Delphi, l'opinion que portaient 155 experts en médecine sportive (kinésithérapeutes, médecin du sport) sur les critères de retour au sport après une entorse latérale de cheville. Les résultats de cette étude indiquent que 5 grandes composantes sont à évaluer chez un patient pour valider un retour au

sport après une entorse de cheville. Ces catégories renvoient à la douleur, à la force, aux amplitudes de la cheville, à la perception d'instabilité et de fonctionnalité de la cheville, aux qualités d'équilibre statique et dynamique, ainsi qu'aux performances motrices globales telles que les sauts. Ces différents items sont, finalement, en lien avec les facteurs de risque et altérations développés précédemment. L'évaluation de ces facteurs permet également de mieux comprendre les interactions et l'influence que peuvent avoir les contraintes extérieures propres à l'environnement sportif, dont nous parlerons dans le chapitre 3, sur le profil à risque d'entorse de cheville.

Concernant le contrôle postural dont l'altération est rapportée à la fois comme un facteur de risque et comme une conséquence de l'entorse de cheville, différentes méthodes d'évaluation existent aujourd'hui. Pour quantifier l'équilibre statique, l'adoption d'une posture unipodale doit être privilégiée. De plus, il apparaît pertinent d'évaluer les athlètes avec et sans retour visuel afin de quantifier l'importance accordée à la vision dans les régulations posturales. La caractérisation des qualités d'équilibre peut se faire grâce à une plateforme de force. En effet, cet outil permet, à l'aide des forces de réaction au sol et moments enregistrés sur les axes vertical, antéropostérieur et médiolatéral, de calculer la position et les déplacements du centre des pressions. Le centre des pressions est l'un des paramètres les plus utilisés afin de caractériser l'équilibre d'un individu. En effet, il correspond à la projection au sol des forces liées à l'action du poids du corps (Guskiewicz & Perrin, 1996). De nombreuses variables peuvent être déterminées à partir du centre des pressions. Toutefois, les études s'intéressant à l'entorse de cheville montrent que la vitesse de déplacement et la distance parcourue par le centre des pressions sont des variables discriminantes d'une instabilité de cheville (Arnold, De La Motte, et al., 2009 ; Knapp et al., 2011). Néanmoins, cette méthodologie implique un matériel onéreux (plateforme de force) et nécessite des étapes de traitement de données complexes qui peuvent être un frein à son utilisation en pratique clinique. Ainsi, des tests non instrumentés et donc plus accessibles ont été développés et validés afin d'évaluer le contrôle postural statique (Hiller et al., 2007 ; Riemann et al., 1999). Parmi ces tests, le Balance Error Scoring System (BESS) consiste à évaluer dans différentes positions (bipodale, unipodale, tandem), sur plusieurs supports (sol stable, mousse) et avec les yeux fermés, le nombre d'erreurs réalisées pendant 20 secondes. Les différentes erreurs possibles sont : l'ouverture des yeux, le décollement des mains des hanches, le décollement du talon ou de l'avant du pied, une prise d'appui avec le pied opposé, une flexion ou abduction de hanche de plus de 30°, une perturbation de la position initiale de plus de 5 secondes (Riemann et al., 1999). La version effectuée en position unipodale sur sol stable permet de distinguer les sujets atteints d'ICC des sujets sains (Arnold, De La Motte, et al., 2009 ; Docherty, McLeod, et al., 2006 ; Picot, Hardy, et al., 2022). D'après Linens et al., (2014), un nombre d'erreurs supérieur ou égal à 3 sur la version sol stable et unipodale permettrait de

discriminer un sujet sain d'un sujet présentant une ICC. Le deuxième test non instrumenté utilisé afin d'évaluer la posture statique est le Foot Lift Test (Hiller et al., 2007 ; Picot, Hardy, et al., 2022). Il consiste à se tenir en équilibre sur une jambe les yeux fermés pendant 30 secondes. Lors de ce test, un nombre d'erreurs est également calculé correspondant au nombre de fois où au moins une partie du pied se décolle du sol (Hiller et al., 2007 ; Ko et al., 2017). Pour ce test, il semble qu'un nombre d'erreurs supérieur ou égal à 5 soit discriminant de sujets sains et atteints d'ICC (Linens et al., 2014).

Pour la posture dynamique, deux méthodes sont principalement rapportées dans la littérature. L'équilibre dynamique est souvent caractérisé par le délai mis à se stabiliser après un saut (Time to Stabilization en anglais) (Ross & Guskiewicz, 2003). Ce délai (TTS) est quantifié indépendamment sur l'axe médiolatéral, antéropostérieur ou vertical en utilisant l'évolution des forces de réaction au sol issues d'une plateforme de force. En effet, cette méthode permet, à l'aide d'un seuil préétabli, de calculer le temps entre l'impact initial au sol lors d'une réception de saut et le moment où les forces de réaction au sol se stabilisent et passent en dessous du seuil (Ross et al., 2005 ; Wright et al., 2016). Utilisé depuis les années 2000 dans la littérature, le TTS apparaît être plus long chez les sujets souffrant d'ICC que chez les sujets sains (Arnold, De La Motte, et al., 2009 ; Gribble & Robinson, 2009a ; Kunugi et al., 2017 ; Wright et al., 2016 ; Yalfani & Raeisi, 2022). Toutefois, l'utilisation de cet indice implique du matériel onéreux (plateforme de force) et une méthodologie de traitement longue et complexe difficilement transférable en clinique. Le deuxième test, largement répandu pour évaluer l'équilibre dynamique dans le cadre de l'entorse de cheville, est le Star Excursion Balance Test (SEBT) (Gribble et al., 2012). Le SEBT consiste à se tenir en équilibre sur la jambe évaluée et à atteindre avec la jambe controlatérale des distances maximales dans 8 directions matérialisées par des marquages fixés au sol. Lors de ce test, les sujets doivent garder les mains sur les hanches, ne peuvent pas décoller le talon ou prendre appui avec la jambe controlatérale. Jusqu'alors, les consignes quant à la position du pied, l'entraînement et le nombre d'essais à réaliser étaient variables d'une étude à l'autre, ce qui complexifiait la comparaison des études et des scores obtenus. Ainsi, des recommandations quant à l'utilisation de ce test ont récemment été établies (Picot et al., 2021). Cette étude indique qu'un entraînement comprenant 4 répétitions par direction est recommandé suivi de 3 répétitions évaluées. La moyenne de ces 3 répétitions doit ensuite être exprimée en pourcentage de la longueur de jambe afin de s'affranchir de la taille des sujets. Une version simplifiée de ce test, le SEBT modifié (SEBTm), est aujourd'hui majoritairement utilisée. En effet, la version initiale à 8 directions a été limitée aux 3 directions (antérieure, postéromédiale, postérolatérale) présentant la plus grande sensibilité aux altérations liées à l'entorse de cheville (Hertel et al., 2006). Le SEBTm est considéré comme un test fiable et valide pour évaluer le contrôle postural dynamique (Gribble et al., 2012 ; Hertel et al., 2000 ;

Olmsted et al., 2002) en particulier dans le contexte des entorses et de l'instabilité chronique de cheville (Doherty et al., 2015a, 2016a). D'après la littérature, un score sur la direction postéro-médiale inférieur ou égal à 91 % permet de discriminer une instabilité chronique de cheville (Linens et al., 2014 ; Udompanich et al., 2021). De plus, une asymétrie de performance supérieure ou égale à 4 cm sur la direction antérieure augmente de 2,5 fois le risque de subir une blessure au membre inférieur (Plisky et al., 2006). Stiffler et al., (2017) montrent également qu'une asymétrie dans la direction antérieure représente un risque de blessure au membre inférieur. Lors du SEBTm, un score composite est également calculé et est caractérisé par la moyenne des scores obtenus dans les 3 directions. D'après la littérature, un score composite inférieur à 94 % de la longueur de jambe majore le risque de blessure au membre inférieur de 6,5 fois chez les femmes (Plisky et al., 2006). Ces valeurs seuils sont importantes puisqu'elles aident à la prise de décision. Toutefois, il existe une grande variabilité des performances à ce test en fonction du sexe et des pratiques sportives (Stiffler et al., 2015). Ces valeurs doivent donc être interprétées avec précaution et tenir compte des spécificités de la population ciblée. Pour l'ensemble des tests posturaux rapportés, les valeurs seuils, souvent établies en comparant les sujets atteints d'ICC et sains, sont également d'un grand intérêt en prévention primaire afin de déceler la présence de déficits posturaux chez un individu.

D'après la revue de Smith et al. (2021), l'évaluation de la force au niveau proximal et distal doit être intégrée à la décision de retour au sport après une entorse de cheville. Ces mesures de force sont, depuis de nombreuses années, effectuées classiquement en condition isocinétique. Les dynamomètres isocinétiques permettent d'évaluer la force produite par un individu de manière dynamique sur une amplitude articulaire importante. Cette mesure se fait à vitesse constante grâce à une résistance adaptative en fonction du niveau de force produit. Il est donc possible de tester la force à des vitesses lentes ou élevées et sur des régimes de contraction variés (excentrique, concentrique). Dans le cadre de l'entorse ou de l'instabilité de cheville, les études attestent des qualités discriminantes de la mesure isocinétique (Arnold, Linens, et al., 2009 ; Wilkerson et al., 1997). Néanmoins, cet outil est coûteux et n'est donc pas accessible à tous. Ainsi, depuis quelques années, les études utilisent des dynamomètres permettant d'évaluer la force en condition isométrique avec, dans la majorité des cas, une résistance appliquée manuellement (Donnelly et al., 2017 ; Fraser et al., 2020). D'après plusieurs études, l'utilisation des dynamomètres manuels permet une évaluation valide et fiable de la force (Stark et al., 2011) et notamment celle des muscles de la cheville et du pied (Fraser et al., 2017 ; Spink et al., 2009). Cependant, cette mesure isométrique implique que la résistance créée par l'expérimentateur ou le clinicien soit supérieure à celle du sujet afin qu'il puisse résister contre celle-ci. La position adoptée est donc essentielle à une mesure qualitative.

Concernant la perception de la stabilité et de la fonctionnalité de la cheville, elles sont évaluées de manière subjective par des questionnaires. Bien que le nombre de questionnaires disponibles dans la littérature soit important (Picot, Hardy, et al., 2022), l'International Ankle Consortium recommande l'utilisation du CAIT ou/et du AII (page 38) pour évaluer la perception d'instabilité, et celle du FAAM ou du FAOS (page 38) afin d'évaluer l'aspect fonctionnel (Gribble et al., 2014).

Enfin, d'après les altérations rapportées après une entorse de cheville ou chez des sujets atteints d'ICC, il apparaît primordial d'évaluer les athlètes sur des qualités sportives avant un retour au sport. Ainsi, différents tests fonctionnels existent permettant d'évaluer de manière générale et quantitative l'agilité des individus. Par exemple, le Side Hop Test qui consiste à effectuer 20 sauts médiolatéraux à une jambe le plus rapidement possible, permet de distinguer un sujet sain d'un sujet présentant une ICC (Docherty et al., 2005 ; Sharma et al., 2011) et apparaît également prédictif du retour au sport des athlètes après entorse de cheville (Picot et al., 2023). Néanmoins, la performance, en l'occurrence le temps mis à effectuer les sauts, ne doit pas être le seul critère à prendre en considération. En effet, compte tenu du mécanisme d'entorse de cheville et des modulations biomécaniques et neuromusculaires rapportées après l'entorse, une évaluation de la qualité du mouvement est essentielle. Toutefois, l'évaluation qualitative du mouvement est encore aujourd'hui difficile à intégrer en pratique puisqu'elle implique l'utilisation d'outils de mesure coûteux et complexes comme des plateformes de force, l'électromyographie de surface ou la capture du mouvement en 3 dimensions.

4. Limites des méthodes et connaissances actuelles

Malgré un nombre important d'études scientifiques s'intéressant aux facteurs de risque et aux altérations liés à l'entorse de cheville ainsi qu'à leurs évaluations, certaines limites et perspectives de travail doivent être adressées.

En effet, la littérature existante présente des disparités surprenantes notamment en ce qui concerne le lien entre la force des muscles éverseurs et le risque d'entorse latérale (Mason et al., 2022). L'une des explications possibles à cette variabilité repose dans les méthodologies d'évaluation de la force utilisées. En effet, l'évaluation de la force est principalement réalisée en condition isocinétique ou isométrique. Cependant, ces deux méthodes de mesures, bien qu'elles semblent sensibles aux altérations liées à l'entorse ou à l'instabilité chronique de cheville, sont éloignées du rôle réel des muscles éverseurs dans le mécanisme lésionnel. En effet, les mesures isocinétiques et isométriques sont réalisées en chaîne cinétique ouverte en position souvent assise ou allongée. Or, les muscles éverseurs luttent contre la supination et la rotation médiale alors que la cheville est en charge. De plus, les évaluations effectuées en isométrie

s'intéressent uniquement à une seule amplitude d'inversion ou d'éversion dans une condition statique. Toutefois, il existe un dispositif de déstabilisation, précédemment détaillé dans la littérature, qui présente un intérêt dans l'évaluation des éverseurs (Forestier & Toschi, 2005 ; Terrier et al., 2014, 2017). Ce dispositif correspond à un chausson équipé d'un articulateur d'arrière-pied (Figure 8). Son rôle est de déstabiliser la cheville selon l'axe physiologique de Henke et ainsi de reproduire le mouvement d'inversion simultanément à une mise en charge de la cheville. En 2014, Terrier et al. ont comparé avec ce dispositif la capacité des sujets atteints d'ICC à ralentir un mouvement d'inversion de cheville par rapport à des sujets sains. Lors de ce test, les sujets étaient équipés du dispositif, en position unipodale, et devaient freiner l'inversion de cheville lors d'une mise en charge (c.-à-d. aller le plus lentement possible). Le pic de vitesse angulaire était enregistré lors du mouvement grâce à une centrale inertielle placée à l'arrière du dispositif. Les résultats de cette étude montrent une vitesse angulaire d'inversion plus importante et supérieure à 60°/s chez les sujets souffrant d'ICC par rapport aux sujets sains (36,4°/s en moyenne) ce qui traduit une moindre capacité excentrique des éverseurs. Quelques années plus tard, les performances obtenues lors du test de contrôle de l'inversion en charge chez des sujets atteints d'ICC et sains ont été comparées à des mesures de force isocinétique des éverseurs (Terrier et al., 2017). Cette dernière étude confirme les résultats précédemment rapportés, à savoir une capacité de freinage de l'inversion réduite chez les sujets atteints d'ICC (c.-à-d. un pic de vitesse angulaire plus élevé). À l'inverse, les forces isocinétiques obtenues dans ces deux populations n'apparaissent pas différentes. Ainsi, l'utilisation du dispositif de déstabilisation semble intéressante afin d'évaluer la capacité des muscles éverseurs à contrôler le mouvement traumatique dans des conditions fonctionnelles. Toutefois, il n'existe aucune information disponible dans la littérature quant à la reproductibilité de la mesure de vitesse angulaire d'inversion, ce qui limite son utilisation.

Cet outil de déstabilisation pourrait, également, être intégré à d'autres tests comme les tests d'évaluation de l'équilibre présentés précédemment. En effet, les tests d'équilibre comme le SEBTm ou la posture unipodale statique représentent des tests sensibles aux altérations liées à l'entorse de cheville. Néanmoins, ce sont des tests qui impliquent la contribution d'autres articulations comme le genou et la hanche. Ils sont donc également utilisés dans le cadre d'autres pathologies comme la rupture du ligament croisé antérieur du genou et la lombalgie (Herrington et al., 2009 ; Tsigkanos et al., 2016). Ainsi, ils ne sont pas spécifiques des atteintes distales et l'interprétation des scores peut être biaisée par la présence d'antécédents de blessures proximaux. L'ajout du dispositif de déstabilisation lors de ces tests pourrait permettre de les rendre plus spécifiques des atteintes liées à l'entorse de cheville (Terrier & Forestier, 2015). En effet, l'utilisation de cette déstabilisation d'arrière-pied permet d'augmenter l'activité électromyographique des muscles fibulaires lors du SEBTm, de l'équilibre unipodal ou de la marche

(Donovan et al., 2015; Forestier & Toschi, 2005). De plus, l'ajout d'une centrale inertielle à l'arrière du dispositif, comme cela a précédemment été réalisé lors du test d'inversion en charge, permettrait de renseigner sur la cinématique de la cheville au cours de ces tests. Néanmoins, aucune étude n'a intégré d'évaluation cinématique de la cheville lors des tests posturaux effectués avec l'outil.



Figure 8 : Dispositif de déstabilisation d'arrière-pied © Myolux (www.myolux.com)

Enfin, les facteurs de risque, altérations ou encore critères de retour au sport aujourd'hui avancés dans la littérature ne tiennent pas compte des contraintes liées à l'environnement sportif. En effet, les évaluations présentées précédemment sont utilisées afin de suivre l'évolution d'un athlète sur des qualités spécifiques au cours d'une saison sportive ou dans une perspective de retour au sport. Toutefois, certaines contraintes de l'environnement sportif comme la fatigue ou la charge cognitive pourraient interférer avec ces mesures (Tassignon et al., 2019). Ces éléments pourraient ainsi exacerber le risque de blessure et devraient donc être intégrés dans les modèles précédemment rapportés. Les connaissances actuelles concernant l'influence des facteurs fatigue et contrainte cognitive sur le risque d'entorse de cheville sont développées dans le chapitre suivant (CHAPITRE 3).

Ce qu'il faut retenir :

Dans une perspective prophylactique, la connaissance et la compréhension des facteurs de risque exposant à l'entorse de cheville sont essentielles. D'après les différentes études menées sur le sujet, des facteurs intrinsèques et extrinsèques modifiables ou non composent le profil à risque d'entorse de cheville d'un athlète. De plus, le taux de récurrence et l'apparition de symptômes résiduels comme l'instabilité obligent les auteurs à s'intéresser aux altérations présentes après une entorse. Ainsi, un modèle caractérisant l'évolution de l'entorse à l'instabilité chronique de cheville a été développé. Ce modèle, récemment mis à jour, montre que l'entorse de cheville conduit à des atteintes multiples d'ordres mécanique, sensoriel et moteur, qui sont influencées au niveau individuel par des facteurs personnels et environnementaux. L'évaluation des facteurs de risque ou des altérations est donc indispensable à une démarche de prévention primaire ou secondaire puisqu'elle permettra d'établir le profil à risque d'un athlète, d'orienter l'entraînement ou la prise en charge et enfin d'accompagner la décision d'un retour au sport.

Toutefois, les méthodes d'évaluation, aujourd'hui utilisées, présentent quelques limites. En effet, l'évaluation des muscles fibulaires est éloignée du rôle principal de ces muscles dans le mouvement lésionnel. Bien que des dispositifs d'évaluation plus écologiques existent, leur fiabilité n'est pas rapportée. De plus, les méthodes d'évaluation ne tiennent pas compte de contraintes externes comme la fatigue neuromusculaire ou la charge cognitive. Ces contraintes sont pourtant une réalité de l'environnement sportif et pourraient interagir avec le profil à risque d'un athlète.

CHAPITRE 3 : Fatigue neuromusculaire, contrainte cognitive et risque d'entorse de cheville

1. La fatigue neuromusculaire

1.1. Généralités sur la fatigue neuromusculaire

La fatigue neuromusculaire fait référence aux altérations subies en réponse d'un exercice ou d'une activité physique. Nous nous intéressons ici à la fatigue neuromusculaire aiguë c'est-à-dire aux manifestations qui apparaissent au cours d'un exercice et s'estompent dans les heures suivant l'arrêt de l'activité. La fatigue est un phénomène multifactoriel et complexe dont la définition a évolué au fil des années. Aujourd'hui, la fatigue se définit comme la « diminution, induite par l'exercice, de la capacité du muscle à développer une force ou une puissance, que la tâche puisse être maintenue ou non » (Bigland-Ritchie & Woods, 1984). De plus, elle est souvent associée à une augmentation de la pénibilité perçue ou réelle à réaliser la tâche (Boyas & Guével, 2011 ; MacIntosh et al., 2006). Aujourd'hui, on distingue la fatigue d'origine centrale de celle d'origine périphérique (Bigland-Ritchie & Woods, 1984 ; Boyas & Guével, 2011). Ces différents mécanismes à l'origine de la fatigue ont fait l'objet de nombreuses recherches scientifiques et semblent dépendants des caractéristiques de l'exercice exécuté (type de contraction, vitesse, durée) (Enoka & Stuart, 1992).

La fatigue centrale est définie comme une diminution de l'activation volontaire du muscle (Gandevia, 2001) et se caractérise par des altérations supraspinales (activation du cortex moteur, commande motrice descendante) et spinales (activation des unités motrices) (Boyas & Guével, 2011). Au niveau supraspinal, plusieurs hypothèses sont avancées pour expliquer les modifications d'activation. La diminution de l'excitabilité du cortex moteur et de la voie cortico-spinale peut, en effet, être liée à la déplétion ou l'accumulation de neurotransmetteurs comme la sérotonine, la dopamine, l'adrénaline, la noradrénaline, le glutamate, l'acétylcholine, l'adénosine ou encore l'acide gamma-aminobutyrique (Boyas & Guével, 2011). De plus, la déplétion en glycogène (Nybo, 2003), et l'augmentation de la concentration en ammonium (Nybo et al., 2005) observées en conséquence d'un exercice peuvent limiter la commande centrale descendante (Boyas & Guével, 2011). Enfin, une autre explication à la fatigue supraspinale réside dans le retour des afférences III et IV en provenance des nocicepteurs musculaires. En effet, ces récepteurs, sensibles à la température et à l'état biochimique du muscle (accumulation de métabolites), alertent, par les voies nerveuses III et IV, le système nerveux central ce qui entraîne une inhibition du cortex moteur (Ament & Verkerke, 2009 ; Boyas & Guével, 2011). Ce retour afférent en provenance du muscle semble également expliquer les modulations observées au niveau spinal. En effet, les afférences III et IV joueraient un rôle inhibiteur sur les motoneurons (Boyas & Guével, 2011). De plus, les fuseaux neuromusculaires, renseignant le système

nerveux central sur les variations de longueur du muscle par les afférences Ia et II, présentent une diminution de leur fréquence de décharge au cours d'une contraction isométrique maintenue à 30 % (Macefield et al., 1991). Cette modulation limiterait l'activité des motoneurons par une action inhibitrice au niveau spinal (Ament & Verkerke, 2009 ; Boyas & Guével, 2011).

La fatigue périphérique correspond, elle, à une diminution de la force contractile des fibres musculaires et de la transmission des potentiels d'action musculaire (Gandevia, 2001). Ainsi, la fatigue périphérique résulte en une perturbation de la propagation neuromusculaire, du couplage excitation-contraction, de la disponibilité des substrats métaboliques, du milieu intracellulaire, de l'appareil contractile et du flux sanguin (Bigland-Ritchie & Woods, 1984 ; Boyas & Guével, 2011). À la jonction neuromusculaire, la propagation du signal électrique peut être perturbée en raison i) d'une diminution du nombre de neurotransmetteurs (Acétylcholine) libérés dans la fente synaptique, ii) d'une diminution de la sensibilité des récepteurs post-synaptiques à l'Acétylcholine, iii) d'une diminution de l'excitabilité du sarcolemme liée à un déséquilibre des concentrations en sodium et potassium au niveau de la membrane musculaire (Allen et al., 2008). De plus, l'exercice physique conduit à une accumulation de métabolites (lactate, hydrogène, phosphate inorganique, magnésium), qui, au-delà de renseigner le système nerveux central sur l'état biochimique du muscle par les afférences III et IV, peuvent i) diminuer la capacité à libérer et recapturer les ions calcium par le réticulum sarcoplasmique et ii) diminuer la force générée par les ponts actine-myosine (Ament & Verkerke, 2009 ; Place et al., 2010 ; Westerblad et al., 1998).

Ainsi, l'ensemble de ces manifestations, qu'elles soient d'origine centrale ou périphérique, perturbent le versant moteur en modifiant notamment les capacités de contraction musculaire et la force générée par le muscle. De plus, ces modulations impactent le retour afférent d'information émanant du muscle, créant ainsi des altérations au niveau sensoriel.

1.2. Conséquences de la fatigue sur le contrôle de la cheville

La fatigue neuromusculaire fait partie intégrante de l'environnement sportif et implique des conséquences à différents niveaux du système neuromusculaire. Ainsi, elle conduit à des altérations sensorielles et motrices pouvant favoriser le risque de blessure. Dans le cadre de l'entorse de cheville, une étude épidémiologique s'intéressant au football montre que 61,1 % des entorses surviennent en fin de match ou fin de mi-temps (de Noronha et al., 2019 ; Kofotolis et al., 2007). Ainsi, il semble essentiel de s'interroger sur le rôle de la fatigue dans le risque d'entorse et de comprendre comment la fatigue peut perturber le profil à risque d'un athlète et l'exposer à l'entorse de cheville. En effet, une démarche prophylactique, tenant compte des facteurs de risque, ne peut être complète sans l'intégration de cette contrainte inhérente à l'environnement sportif (Verschueren et al., 2020). Dans la littérature, les études scientifiques font état de

modifications posturales, biomécaniques, et proprioceptives après un exercice fatigant (Benjaminse et al., 2008 ; Webster et al., 2017 ; Wright et Arnold, 2012 ; Zech et al., 2012). Toutefois, les résultats peuvent différer en fonction des méthodologies employées pour induire une fatigue. En effet, la fatigue peut être localement induite sur un groupe musculaire ou une articulation spécifique. Dans ce cas, la fatigue dite locale permet de comprendre l'implication d'une articulation ou d'un groupe musculaire dans une tâche ou un mouvement donné. Par opposition à la fatigue locale, la fatigue générale implique plusieurs articulations et/ou groupes musculaires traduisant ainsi la capacité du système à s'organiser conjointement face à une perturbation généralisée. Ces deux approches sont utilisées dans la littérature afin d'investiguer les adaptations du contrôle moteur à la fatigue (Monjo et al., 2015) et sont nécessaires à la compréhension du risque de blessure sous-jacent (Bittencourt et al., 2016 ; Verschueren et al., 2020).

1.2.1. Fatigue localisée des muscles abducteurs de hanche

Parmi les facteurs de risque rapportés de manière prospective dans la littérature (Figure 6), il existe une relation entre la force proximale, notamment celle des muscles abducteurs de hanche, et le risque d'entorse de cheville. En effet, les muscles abducteurs de hanche sont considérablement impliqués dans la stabilisation du membre inférieur notamment lors de tâches unipodales comme le maintien de l'équilibre ou la réception de sauts (Boren et al., 2011 ; Jacobs et al., 2007). Ainsi, plusieurs études se sont intéressées à l'influence d'une fatigue spécifique de ces muscles sur le contrôle de la cheville afin d'éclaircir les liens possibles avec le risque d'entorse. L'une des premières études sur le sujet montre, après des répétitions isocinétiques d'abduction et d'adduction de hanche conduisant à une diminution de 50 % du couple de force, une augmentation de la vitesse de déplacement du centre des pressions sur l'axe médiolatéral lors d'une tâche posturale unipodale statique (Gribble & Hertel, 2004). De plus, une altération de la posture unipodale en situation de déstabilisation multidirectionnelle a été rapportée en réponse à une séquence fatigante spécifique des muscles abducteurs de hanche reprenant les mêmes critères que l'étude précédente (Salavati et al., 2007). Associées à ces altérations posturales, Lee et Powers (2013) montrent une augmentation de la déstabilisation médiolatérale à la réception d'un saut suite à une fatigue localisée des muscles abducteurs de hanche (diminution de 50 % de la puissance d'abduction). Une augmentation de 14,7 % de l'activité musculaire du long fibulaire ainsi qu'une anticipation de la contraction de ce muscle sont également observées dans cette étude avec la fatigue (Lee & Powers, 2013). Enfin, la cinématique sagittale de la cheville analysée lors d'une réception de saut est perturbée par la fatigue des abducteurs de hanche. En effet, une diminution de l'amplitude de flexion plantaire à l'impact est rapportée en réponse à une fatigue des abducteurs de hanche évaluée par une mesure de force isométrique (diminution moyenne de 62 % de la force) (Gafner et al., 2018). De plus, Gafner et al., (2018)

rappellent des modulations électromyographiques telles qu'un retard d'activation du gastrocnémien latéral et une augmentation de l'activité du tibial antérieur avec la fatigue des abducteurs de hanche. L'altération des qualités d'équilibre observées dans ces différentes études confirme l'importance des muscles abducteurs de hanche dans le maintien de l'équilibre. L'altération des qualités d'équilibre étant rapportée comme un facteur de risque d'entorse de cheville, la prise en considération de la fonction des abducteurs de hanche est nécessaire à une démarche prophylactique. Toutefois, les résultats rapportés au niveau cinématique et neuromusculaire ne caractérisent pas une majoration du risque d'entorse. À l'inverse, ces modulations semblent davantage associées à une stratégie de protection de la cheville avec une amplitude sagittale plus sécuritaire et une augmentation de certaines contributions musculaires distales. Ces résultats témoignent d'une relation de suppléance existant entre les articulations de la hanche et de la cheville puisque lorsque la hanche est déficitaire (fatigue induite), le système nerveux central met en place des compensations cinématiques et neuromusculaires au niveau de la cheville.

Néanmoins, ces études ne permettent pas une compréhension complète du lien existant entre proximal et distal. En effet, le mécanisme d'entorse est davantage influencé par une modification de la cinématique frontale de la cheville (Purevsuren et al., 2018). Or, il n'existe pas d'information quant à l'évolution de la cinématique frontale de cheville avec la fatigue des abducteurs de hanche. De plus, le rôle des muscles abducteurs de hanche dans la gestion du mouvement lésionnel n'est, aujourd'hui, pas déterminé. Dans un objectif de compréhension des facteurs de risque d'entorse et de leurs interactions, il apparaît important de compléter les précédentes études en portant un intérêt particulier à la stabilité frontale de la cheville.

1.2.2. Fatigue générale

La fatigue générale concerne plusieurs groupes musculaires et fait partie intégrante de la pratique sportive. Ainsi, des études se sont également intéressées à l'influence d'une fatigue générale, reprenant les exigences de l'activité physique, sur les qualités posturales, le contrôle neuromusculaire, et le contrôle biomécanique de la cheville. Les connaissances actuelles permettent d'affirmer que la fatigue, induite par des tâches complexes comme la course ou les sauts, perturbe le contrôle postural, qu'il soit évalué de manière statique ou dynamique (Pailard, 2012 ; Steib, Zech, et al., 2013 ; Zech et al., 2012). Dans la mesure où il s'agit de facteurs de risque d'entorses de cheville, ces altérations du contrôle postural observées avec la fatigue peuvent ainsi prédisposer à l'entorse. Pour aller plus loin dans la compréhension, des études ont investigué le contrôle neuromusculaire de la cheville en réponse à une fatigue. Une étude s'est particulièrement intéressée à l'évolution du temps de réaction musculaire de la cheville au cours d'un match de football (Fong et al., 2020). Cette étude montre une augmentation du délai de réaction des muscles long fibulaire, tibial antérieur, et gastrocnémien latéral dès les

15 premières minutes de match lors d'une simulation de supination de cheville. L'augmentation de ce délai traduit une incapacité des muscles stabilisateurs de la cheville à réagir rapidement au mouvement lésionnel d'entorse en condition de fatigue. En effet, les délais de réponses musculaires observés à la fin du match (> 52 ms) excédaient le délai temporel d'une entorse (50 ms) (Fong et al., 2020 ; Fong et al., 2009). Dans le cadre de tâches fonctionnelles particulièrement à risque comme les sauts, la littérature rapporte des modulations biomécaniques et neuromusculaires en réponse à la fatigue (Tableau 2). En effet, d'un point de vue neuromusculaire, il est rapporté une augmentation de l'activité électromyographique du tibial antérieur et une diminution de l'activité de muscles stabilisateurs de la cheville comme le court fibulaire, et le triceps sural lors d'un saut latéral après une session de badminton (Herbaut & Delannoy, 2020). Après un circuit mêlant différents exercices de sauts et déplacements latéraux, Webster et al., (2016) montrent une augmentation de l'activité électromyographique du tibial antérieur sans modulation de l'activité des autres muscles de la cheville. Au niveau cinématique, une augmentation de la flexion plantaire, de la flexion de genou et de la flexion de hanche sont rapportées au contact initial après un exercice fatigant (Brazen et al., 2010 ; Coventry et al., 2006; Zhang et al., 2018). Dans le plan frontal, Herbaut et Delannoy (2020) montrent une augmentation de la supination de cheville à la réception de saut après fatigue. Concernant l'influence de la fatigue sur l'intensité d'impact au sol vertical, la méta-analyse de Zadpoor et Nikooyan (2012) indique des discordances importantes entre les études. En effet, certaines études montrent une diminution de l'impact vertical (Coventry et al., 2006; Madigan & Pidcoe, 2003), d'autres observent une augmentation du pic d'impact vertical (Brazen et al., 2010) et certaines n'observent pas d'évolution avec la fatigue (Orishimo & Kremenec, 2006). Une revue de littérature effectuée uniquement sur les tâches de saut unipodales conclut, quant à elle, que la fatigue induit une diminution du pic d'impact vertical (Santamaria & Webster, 2010). Enfin, les études rapportent une augmentation du délai de stabilisation avec la fatigue, que ce soit sur l'axe vertical, antéro-postérieur ou médiolatéral (Brazen et al., 2010 ; Steib, Hentschke, et al., 2013). L'augmentation de la supination et des délais de stabilisation, ainsi que la diminution de l'activité électromyographique des muscles de la cheville, observées avec la fatigue, peuvent être des éléments prédisposant au risque d'entorse de cheville. Ainsi, la fatigue apparaît comme un élément essentiel dans la qualité du mouvement et doit être prise en compte dans une perspective de prévention. Ces résultats sont rapportés sur une population de sujets sains. Toutefois, il est également important de comprendre comment la fatigue impacte les qualités motrices chez des sujets avec antécédents d'entorse de cheville ou atteints d'ICC. En effet, lors de leur retour à l'activité physique ou sportive, ces individus sont soumis aux mêmes contraintes avec une fatigue qui s'installe au cours de la pratique. Compte tenu des altérations résiduelles présentes chez ces patients (Figure 7), l'effet de la fatigue pourrait être majoré dans cette population. D'après une

étude de 2013, les effets de la fatigue (course à pied) sur le contrôle postural statique et dynamique observés chez des sujets atteints d'ICC sont identiques à ceux rapportés dans une population saine (Steib, Hentschke, et al., 2013). Néanmoins, une variabilité dans les résultats apparaît en fonction des protocoles de fatigue mis en place. En effet, une récente étude montre une dégradation plus importante du contrôle postural statique et dynamique avec la fatigue (sauts) pour les sujets souffrant d'ICC par rapport aux sujets sains (Liu et al., 2023). De plus, une dégradation plus importante des qualités proprioceptives, visuelles et vestibulaires est constatée après fatigue chez ces patients par rapport aux sujets sains (Steinberg et al., 2023). Sur une tâche de réception de saut, Webster et al., (2016) ne rapportent pas de différences concernant l'activité électromyographique des muscles de la cheville entre ces deux populations avec la fatigue. Le délai de stabilisation après l'impact au sol lors d'un saut semble, également, évoluer de manière identique avec la fatigue (Steib, Hentschke, et al., 2013). Toutefois, le nombre d'études, s'intéressant à l'effet de la fatigue sur la biomécanique et le contrôle neuromusculaire lors d'un saut dans une population présentant des antécédents d'entorses, est faible. De plus, aucune étude n'a évalué la cinématique articulaire du membre inférieur dans cette population en réponse à la fatigue, ce qui limite notre compréhension du phénomène.

Dans la mesure où les critères de retour au sport actuels n'impliquent pas d'éléments contextuels propres à l'activité physique comme le développement de fatigue (Smith et al., 2021 ; Tassignon et al., 2019), la compréhension précise de l'impact de la fatigue sur les sujets présentant une ICC est primordiale. Cette absence de considération des contraintes réelles liées à la pratique d'une activité physique pourrait, en effet, être l'un des éléments favorisant la récurrence. Dans une revue systématique récente, Verschueren et al., (2020) affirment, à ce titre, que la fatigue peut perturber le profil à risque d'un athlète et donc le conduire à l'entorse de cheville. Toutefois, ils mettent en évidence la nécessité d'approfondir nos connaissances sur le sujet qui restent pour l'instant limitées à quelques études hétérogènes en termes d'évaluation ou de protocole de fatigue mis en place.

Tableau 2 : Résumé des principales études concernant la comparaison des données électromyographiques, cinématiques et cinétiques évaluées lors de réception de sauts effectués après une séquence fatigante

Auteurs – Année	Type de saut	Tâche fatigante Évaluation fatigue	Électromyographie	Amplitudes articulaires	Forces de réaction au sol	Délai de stabilisation
Madigan & Pidcoe, 2003	Saut depuis un support de 25 cm	Répétition de réception de sauts Sensation d'effondrement du genou	N-R	Cheville : Fatigue ↗ pic de flexion dorsale Genou : Fatigue ↗ pic de flexion Hanche : pas de différences	Vertical : Fatigue ↘ pic d'impact	N-R
Coventry et al., 2006	Saut depuis un support de 34,5 cm (80 % de la hauteur de saut)	Répétition de réception de sauts RPE	N-R	Genou : Fatigue ↗ flexion Hanche : Fatigue ↗ flexion	Vertical : Fatigue ↘ pic d'impact	N-R
Orishimo & Kremenich, 2006	Saut antérieur	Montées sur box Longueur de saut	VM, VL, RF : Fatigue ↗ activité BF, GastL, GastM, TA, SOL : Fatigue ↗ activité	Cheville : pas de différences (sagittal) Genou : Fatigue ↗ flexion Hanche : pas de différences (sagittal)	Vertical : pas de différences Postérieur : pas de différences	N-R
Benjaminse et al., 2008	Saut vertical	Course à pied RPE - FC	N-R	Genou : Fatigue ↘ flexion ; Fatigue ↘ pic d'abduction Hanche : pas de différences	N-R	N-R
Borotikar et al., 2008	Saut latéral ou vertical en fonction du signal lumineux	Squats Hauteur de saut	N-R	Cheville : pas de différences Genou : pas de différences Hanche : Fatigue ↘ flexion ; Fatigue ↗ rotation médiale	N-R	N-R
Brazen et al., 2010	Saut depuis un support de 36 cm	Circuit composé de sauts et course RPE - FC	N-R	Cheville : Fatigue ↗ flexion plantaire Genou : Fatigue ↗ flexion ; pas de différence d'abduction	Vertical : Fatigue ↗ pic d'impact	Vertical : Fatigue ↗ délai ML : pas de différences AP : Fatigue ↗ délai

Tableau 2 (suite)

Auteurs – Année	Type de saut	Tâche fatigante Évaluation fatigue	Électromyographie	Amplitudes articulaires	Forces de réaction au sol	Délai de stabilisation
Steib, Hentschke, et al., 2013	Saut antérieur en diagonal	Course à pied RPE - FC	N-R	N-R	N-R	ICC : Fatigue ↗ délai ML et AP Sains : Fatigue ↗ délai ML et AP Pas de différences entre ICC et sains
Webster et al., 2016	Saut latéral	Circuit avec course et sauts Vitesse de course et capacité fonctionnelle (saut, volonté)	ICC et sains : Fatigue ↗ activité TA ; pas de différence PL, GlutM, Gmax Pas de différence entre ICC et sains	N-R	N-R	N-R
Zhang et al., 2018	Saut depuis un support de 60 cm	2 types de fatigue : - Sprints et sauts - Course à pied FC - hauteur de saut	N-R	Cheville : Fatigue sprints sauts ↘ flexion plantaire ; Fatigue course ↗ flexion plantaire Genou : Fatigue sprints sauts ↗ flexion Hanche : Fatigue ↗ flexion	N-R	N-R
Mejane et al., 2019	Saut antérieur puis latéral	Squat unipodal Incapacité à faire le mouvement	N-R	Genou : Fatigue ↘ flexion ↗ abduction, ↗ rotation médiale	N-R	N-R

Tableau 2 (suite)

Auteurs – Année	Type de saut	Tâche fatigante Évaluation fatigue	Électromyographie	Amplitudes articulaires	Forces de réaction au sol	Délai de stabilisation
Herbaut & Delannoy, 2020	Saut latéral	Entraînement de badminton RPE	<u>SOL, GastL, GastM, PB</u> : Fatigue \searrow activité <u>TA</u> : Fatigue \nearrow activité <u>PL</u> : pas de différences	<u>Cheville</u> : Fatigue \searrow flexion plantaire, \nearrow supination	N-R	N-R

PL : Long Fibulaire ; PB : Court Fibulaire ; TA : Tibial Antérieur ; SOL : Soléaire ; GastM : Gastrocnémien Médial ; GastL : Gastrocnémien Latéral ; GlutM : Moyen Fessier ; Gmax : Grand Fessier ; VL : Vaste Latéral ; VM : Vaste Médial ; RF : Droit Fémoral ; BF : Biceps Fémoral ; N-R : Résultats Non-Rapportés dans l'étude ; AP : Antéropostérieur ; ML : Médiolatéral ; ICC : sujets présentant une Instabilité Chronique de Cheville ; RPE : Perception de l'effort ; FC : Fréquence cardiaque

2. Les contraintes cognitives associées à l'environnement sportif

La pratique d'une activité physique ou sportive implique la prise d'informations, souvent visuelles, de l'environnement extérieur comme la position des autres athlètes ou la trajectoire du ballon. L'intégration de ces informations au niveau du système nerveux central nécessite, tout comme la réalisation de performances motrices, des ressources attentionnelles suffisantes (Song, 2019). Toutefois, les capacités attentionnelles étant limitées, une concurrence peut apparaître et conduire à une altération des performances motrices et cognitives lorsque les ressources disponibles ne sont plus suffisantes pour gérer les différentes tâches (Buschman & Kastner, 2015 ; Kahneman, 1973). La dégradation des performances motrices en présence d'une charge attentionnelle élevée pourrait ainsi favoriser le risque de blessure. Afin de comprendre l'interaction entre performances motrices et tâche cognitive, les études scientifiques utilisent depuis de nombreuses années les paradigmes de double tâche (Fraizer & Mitra, 2008). Ces études consistent, en effet, à quantifier l'impact de la réalisation de deux tâches simultanées sur les performances motrices et/ou cognitives.

2.1. Influence des contraintes cognitives sur le contrôle du mouvement

L'influence d'une charge cognitive sur les performances motrices a particulièrement été étudiée dans le cadre de tâches posturales. Toutefois, les effets de l'ajout d'une contrainte cognitive additionnelle lors du maintien de l'équilibre sont variables (Ghai et al., 2017). En effet, certaines études rapportent une altération du contrôle postural en situation de double tâche (Fraizer & Mitra, 2008 ; Pellicchia, 2003) alors que d'autres études montrent, plutôt, une amélioration de la stabilité posturale avec l'ajout d'une contrainte cognitive (Fraizer & Mitra, 2008 ; Siu & Woollacott, 2007 ; Weeks et al., 2003). D'après la méta-analyse de Ghai et al. (2017), 50 % des études analysées montrent une diminution de la stabilité posturale en condition de double tâche, 30 % montrent une amélioration et enfin 20 % ne rapportent pas d'effet de la double tâche. Cette diversité de résultats peut être liée à la difficulté de la tâche posturale (statique, dynamique, avec perturbation, largeur de la base de support) et à la nature et difficulté de la tâche cognitive (visuelle, mentale) (Dault et al., 2001 ; Woollacott & Shumway-Cook, 2002). De plus, l'âge ou la présence de troubles sensori-moteurs sont des facteurs qui influencent l'interaction entre tâche motrice et cognitive (Lacour et al., 2008). Les individus âgés ou présentant des troubles de l'équilibre semblent, en effet, présenter une altération plus importante de la stabilité posturale en condition de double tâche que les sujets sains (Brauer et al., 2001 ; Huxhold et al., 2006).

Lorsque l'on s'intéresse à une tâche motrice plus complexe, caractéristique du milieu sportif, comme les sauts, des modulations neuromusculaires et biomécaniques du membre inférieur apparaissent avec l'ajout d'une tâche cognitive (Tableau 3). En effet, lors d'une réception de saut, effectuée simultanément à une tâche cognitive, l'activité électromyographique du long fibulaire est réduite (Watson et al., 2020). De plus, l'ajout d'une tâche cognitive lors d'un saut entraîne une augmentation de l'activité musculaire du gastrocnémien médial et du biceps fémoral ainsi qu'une diminution au niveau proximal de l'activité du vaste latéral et droit fémoral (Amoli et al., 2021). La biomécanique de saut en condition de double tâche a particulièrement été étudiée dans le cadre de la rupture du ligament croisé antérieur du genou (Hughes & Dai, 2023). D'après les études citées dans la revue narrative de Hughes et Dai (2023), l'ajout d'une tâche cognitive lors de saut implique une diminution de la flexion de genou et une augmentation du valgus de genou à l'impact au sol (Almonroeder et al., 2018, 2019 ; Dai et al., 2018 ; Lin et al., 2020). Le nombre d'études ayant considéré la cinématique de la hanche et surtout celle de la cheville est plus limité. Toutefois, une étude de 2022 s'est intéressée à l'ensemble du membre inférieur et a montré une augmentation de la flexion plantaire et une diminution de la flexion de hanche avec la tâche cognitive à l'impact au sol (Imai et al., 2022). En plus de ces modifications cinématiques et neuromusculaires, des altérations d'ordre cinétique et postural apparaissent en condition de double tâche lors d'un saut. En effet, une augmentation de l'intensité des impacts sur les axes vertical et postérieur est avancée dans la littérature lors d'une réception de saut effectuée avec une distraction cognitive (Almonroeder et al., 2018 ; Dai et al., 2018 ; Lin et al., 2020 ; Ren et al., 2022 ; Shinya et al., 2011). De plus, Ren et al. (2022) montrent une augmentation du délai de stabilisation vertical et des déplacements du centre des pressions sur les axes médiolatéral et antéropostérieur en condition de double tâche, traduisant une altération de la stabilité dynamique.

Les distractions cognitives ou attentionnelles, générées dans la littérature par des tâches cognitives variées (calcul mental, temps de réaction, tâche visuelle et/ou spatiale) conduisent à des modifications posturales, cinématiques et neuromusculaires lors de tâches statiques et dynamiques. Ces modulations tendent à altérer le profil à risque de l'athlète et semblent, dans le cas de la rupture du ligament croisé antérieur du genou, majorer le risque de blessure. Les observations faites lors de réceptions de saut montrent des altérations posturales et neuromusculaires qui peuvent, également, être associées à une majoration du risque d'entorse de cheville. Cependant, peu d'études tiennent compte de la cinématique ou du contrôle neuromusculaire de la cheville, ce qui ne permet pas, aujourd'hui, une compréhension complète des interactions existantes entre distraction cognitive, biomécanique de saut et risque d'entorse de cheville.

2.2. Contraintes cognitives et antécédents de blessures

Les caractéristiques intrinsèques, comme la présence d'antécédents de blessure, interagissent avec les altérations motrices observées en condition de double tâche. En effet, après une blessure et notamment une blessure ligamentaire, des modulations au niveau cortical se produisent. La littérature fait état d'une réorganisation fonctionnelle du cortex suite à la blessure qui conduit à une augmentation de l'activité des aires motrices et prémotrices du cortex lors de la réalisation d'un mouvement simple (Needle et al., 2017). Ces altérations corticales entraînent, ainsi, une augmentation de la demande attentionnelle nécessaire à la réalisation d'une tâche motrice. Dans ces conditions, les sujets présentant un antécédent de blessure pourraient atteindre la limite de leurs ressources attentionnelles disponibles plus vite que les sujets sains, ne leur permettant pas de réaliser simultanément une tâche motrice et cognitive (Needle & Rosen, 2017). Ainsi, dans un contexte sportif où l'attention est portée sur l'environnement (jeu, autres athlètes...), la qualité d'exécution des performances motrices sportives pourrait davantage être altérée dans cette population.

Les atteintes centrales liées à la blessure ont d'abord été étudiées et détaillées après une rupture ou une reconstruction du ligament croisé antérieur du genou (Kapreli et al., 2009 ; Neto et al., 2019). Ainsi, l'aspect cognitif est, aujourd'hui, intégré à la compréhension de cette blessure et à la rééducation du genou (Gokeler et al., 2019 ; Grooms et al., 2023). Dans le cadre de l'entorse de cheville, les modulations du système nerveux central après une entorse ont également été étudiées très récemment (Maricot et al., 2023). En effet, comme nous l'avons détaillé précédemment (CHAPITRE 2), des modifications structurelles et fonctionnelles s'opèrent au niveau cortical après une entorse de cheville. Dans ce contexte, la réalisation de tâches motrices implique une mobilisation plus importante de ressources corticales. Afin de comprendre si les effets délétères associés à la réalisation d'une tâche cognitive étaient majorés chez les personnes présentant une ICC, des études ont utilisé les paradigmes de double tâche.

Parmi ces études, plusieurs se sont intéressées au maintien de la posture en présence d'une charge cognitive. D'après Rahnama et al. (2010), l'ajout d'une tâche cognitive (mémorisation de nombre) entraîne une dégradation de la stabilité posturale uniquement chez les patients atteints d'ICC. Ces patients semblent, ainsi, plus sensibles à l'ajout d'une contrainte cognitive que les sujets sains. Une corrélation significative entre les capacités attentionnelles et la stabilité posturale a également été rapportée chez les personnes présentant une ICC (Rosen et al., 2017). Toutefois, ces résultats s'opposent à ceux avancés par d'autres études, qui ne montrent pas d'évolution différenciée de la stabilité posturale avec l'ajout d'une charge cognitive entre les sujets sains ou atteints d'ICC (Burcal & Wikstrom, 2016a ; Shiravi et al., 2017). Une revue systématique confirme l'absence d'interaction entre antécédent de blessure et dégradation de la posture en condition de double tâche (Burcal et al., 2019). La difficulté inhérente à la tâche

posturale mise en place peut, en partie, expliquer ces résultats. Il est donc possible qu'une tâche motrice plus complexe interfère davantage avec la tâche cognitive. Dans cet objectif, deux études se sont intéressées à la marche dans une population souffrant d'ICC et attestent d'altérations biomécaniques en condition de double tâche (Springer & Gottlieb, 2017 ; Tavakoli et al., 2016). En effet, Tavakoli et al. (2016) rapportent une augmentation de la supination et la flexion plantaire de cheville avant et après la pose de pied au sol en situation de double tâche contrairement aux sujets sains qui ne présentent pas d'évolution avec la contrainte cognitive. La variabilité des paramètres cinématiques du pas est également modifiée avec l'ajout d'une tâche cognitive chez les sujets sains comme chez les sujets présentant une ICC. Toutefois, les sujets atteints d'ICC semblent adapter ces paramètres que lorsque la vitesse de marche est élevée, ce qui caractérise une plus faible capacité d'adaptation de la part de ces sujets (Springer & Gottlieb, 2017). D'après ces études, les sujets avec antécédent d'entorse semblent plus sensibles dans des tâches dynamiques comme la marche à l'ajout d'une contrainte cognitive par rapport aux sujets sains. Néanmoins, la pratique d'une activité physique ou sportive induit la réalisation de tâches motrices plus complexes comme les sauts et changements de direction. Ces tâches, représentant les actions les plus à risque d'entorse de cheville, ont été jusqu'alors peu considérées en condition de double tâche dans une population présentant des antécédents d'entorses de cheville (Tableau 3). En effet, à notre connaissance, il existe une seule étude traitant de l'interaction entre réception de saut et contrainte cognitive dans une population atteinte d'ICC (Watson et al., 2020). Cette étude montre une diminution de l'activité musculaire du long fibulaire et du gastrocnémien latéral en situation de double tâche (calcul). Toutefois, ces évolutions avec la tâche cognitive n'apparaissent pas différentes entre sujets sains et atteints d'ICC. Cette interaction doit être approfondie compte tenu du peu d'études aujourd'hui disponibles. En effet, la compréhension de cette influence est importante à la fois en prévention secondaire et en fin de rééducation afin de prendre une décision cohérente vis-à-vis du retour au sport d'un athlète. En effet, les résultats permettraient de soutenir l'intégration progressive de contraintes cognitives dans la rééducation, mais aussi de proposer des tests fonctionnels de retour au sport considérant ces contraintes (Millikan et al., 2019 ; Picot, Hardy, et al., 2022 ; Simon et al., 2020 ; Verschueren et al., 2019). Cela permettrait, à terme, d'être plus proche des conditions de pratique dans la rééducation et l'évaluation des patients.

Quel que soit le type de population étudiée (saine, pathologique), une grande variabilité des réponses à l'ajout d'une contrainte cognitive est observée dans les études. L'une des explications possibles à cette variabilité provient de la nature et la difficulté de la tâche cognitive mise en place. En effet, dans la revue systématique de Burcal et al. (2019), sur 28 études analysées, 9 tâches cognitives différentes ont été utilisées. Cependant, chaque tâche cognitive présente des spécificités en termes de régions corticales et de ressources attentionnelles mobilisées. Dans la

majorité de ces études, des tâches cognitives impliquant la mémorisation de nombres ou des calculs sont réalisées. Les autres études tendent, elles, à utiliser des tâches visuelles, reflétant davantage les conditions du terrain sportif. Alors que les tâches de calcul ou de mémorisation impliquent la contribution du cortex préfrontal, les tâches intégrant une composante visuelle impliquent, en plus du cortex préfrontal, le cortex pariétal postérieur et occipital (Burcal et al., 2019 ; Lara & Wallis, 2015). Ainsi, les tâches cognitives visuelles, en recrutant les mêmes régions corticales que celles nécessaires à l'action motrice, pourraient davantage interférer avec le mouvement (Wittenberg et al., 2017). Parmi les tâches cognitives visuelles utilisées dans la littérature, on retrouve le suivi d'objet multiple se déplaçant en 3 dimensions sur un écran (Jin et al., 2020 ; Qiu et al., 2018 ; Ren et al., 2022). L'intérêt de cette tâche est de reproduire les caractéristiques de l'environnement sportif en imposant une prise d'information visuelle sur l'environnement. Deux études montrent que le niveau d'expertise en basketball conduit à des différences de performances sur cette tâche cognitive (Jin et al., 2020 ; Qiu et al., 2018). De plus, une relation entre les performances obtenues lors de cette tâche cognitive et les fonctions cognitives visuospatiales et de mémorisation a été, préalablement, établie (Ehmann et al., 2021). En étant plus représentative de l'environnement sportif que les tâches de calcul, ce type de contrainte cognitive présente un intérêt dans l'évaluation et la rééducation des athlètes.

Tableau 3 : Résumé des principales études concernant la comparaison des données électromyographiques, cinématiques et cinétiques évaluées lors de réceptions de sauts effectuées en condition de contraintes cognitives

Auteurs – Année	Type de saut	Tâche cognitive	Électromyographie	Amplitudes articulaires	Forces de réaction au sol	Délai de stabilisation
Shinya et al., 2011	Saut vertical avec réception unipodale	Tâche de réaction à choix (presse-bouton) après signal lumineux	N-R	N-R	Vertical : DT ↗ pic d'impact	N-R
Almonroeder et al., 2018	Saut depuis un support de 31 cm	Attraper une balle suspendue en réaction à un signal lumineux	N-R	Genou : DT ∨ pic de flexion, DT ↗ pic d'abduction	Vertical : DT ↗ pic d'impact	N-R
Dai et al., 2018	Saut depuis un support de 30 cm	Tâche de calcul décroissant	N-R	Genou : DT ∨ flexion à l'impact	Vertical : DT ↗ pic d'impact Postérieur : DT ↗ pic d'impact	N-R
Almonroeder et al., 2019	Saut latéral	Manipulation de balle	N-R	Genou : DT ∨ pic de flexion, DT ↗ pic d'abduction Hanche : pas de différence pour jambe de réception	N-R	N-R
Mejane et al., 2019	Saut antérieur puis latéral	Suivi d'objets multiples en 3 dimensions	N-R	Genou : pas de différences	N-R	N-R
Lin et al., 2020	Saut depuis un support de 30 cm	Signal lumineux à toucher avec la main	N-R	Cheville : pas de différence Genou : DT ∨ pic de flexion Hanche : pas de différence	Vertical : DT ↗ pic d'impact	N-R

Tableau 3 (suite)

Auteurs – Année	Type de saut	Tâche cognitive	Électromyographie	Amplitudes articulaires	Forces de réaction au sol	Délai de stabilisation
Watson et al., 2020	Franchissement d'une haie de 10 cm de hauteur	3 tâches différentes : calcul, visuospatiale, mémorisation verbale	Sains : DT calcul \searrow PL ; DT calcul \searrow GastL ICC : DT calcul \searrow PL ; DT calcul \searrow GastL Pas de différences ICC vs Sains	N-R	N-R	N-R
Wilke et al., 2021	Saut antérieur	Mémorisation visuelle	N-R	N-R	Vertical : pas de différence	Vertical : pas de différence
Lempke et al., 2021	Saut depuis un support de 30 cm	Calcul	N-R	Cheville : pas de différence Genou : pas de différence Hanche : pas de différence	Vertical : DT \nearrow pic d'impact	N-R
Ren et al., 2022	Saut depuis support de 40 cm	Suivi d'objets multiples en 3 dimensions	N-R	N-R	Vertical : DT \nearrow pic d'impact Postérieur : DT \nearrow pic d'impact	Vertical : DT \nearrow délai
Imai et al., 2022	Saut depuis support de 30 cm	Calcul	N-R	Cheville : DT \nearrow flexion plantaire, DT \searrow rotation médiale (pic d'impact vertical) Genou : DT \searrow flexion, pas de différence de la rotation médiale et de l'abduction Hanche : DT \searrow flexion	Vertical : DT \nearrow pic d'impact	N-R

PL : Long Fibulaire ; GastL : Gastrocnémien Latéral ; N-R : Résultats Non-Rapportés dans l'étude ; ICC : sujets présentant une Instabilité Chronique de Cheville ; DT : double tâche.

3. Interaction entre la fatigue neuromusculaire et les contraintes cognitives

Même si certains éléments restent encore à approfondir, la fatigue neuromusculaire tout comme l'ajout d'une contrainte cognitive perturbe le mouvement. Néanmoins, ces deux éléments ont essentiellement été étudiés de manière indépendante. Or, dans le contexte sportif, ces deux facteurs apparaissent simultanément. Cette addition de contraintes pourrait donc majorer les perturbations observées indépendamment pour chaque facteur. En effet, d'après la littérature, la fatigue neuromusculaire entraîne une augmentation des ressources cognitives nécessaires à la réalisation d'une tâche de maintien de force sous-maximale (Lorist et al., 2002) et de contrôle postural dynamique (Simoneau et al., 2006). En effet, les réorganisations motrices nécessaires au maintien d'une tâche motrice en présence de fatigue neuromusculaire requièrent des ressources attentionnelles (Terrier & Forestier, 2009).

Ainsi, en fin d'épreuve sportive ou en fin de match, où la fatigue et la demande cognitive sont simultanées, les ressources attentionnelles pourraient ne plus être suffisantes pour gérer l'ensemble des contraintes (fatigue, cognitif, mouvement). Néanmoins, il existe, aujourd'hui, peu d'étude sur l'interaction entre fatigue et contrainte cognitive dans le cadre de mouvement sportif comme les sauts. À notre connaissance, une seule étude a combiné ces deux contraintes lors d'un saut (Mejane et al., 2019). Cette étude, focalisée sur la cinématique du genou, montre une dégradation des paramètres étudiés en condition de double tâche, et ce uniquement en post-fatigue. Toutefois, cette interaction entre fatigue et tâche cognitive n'a été observée que pour une partie de l'échantillon analysé (12 sujets). À ce jour, aucune étude n'a analysé la biomécanique et le contrôle neuromusculaire de la cheville dans ces conditions ce qui ne permet pas de comprendre le rôle de cette interaction (fatigue, cognitif) dans le risque d'entorse latérale de cheville.

Ce qu'il faut retenir :

La fatigue neuromusculaire, définie comme une diminution de la force ou de la puissance, peut être le résultat de mécanismes centraux et périphériques interdépendants. Induite localement, la fatigue permet de rendre compte de l'importance d'une articulation ou d'un groupe musculaire dans un mouvement donné. Dans le cadre de l'entorse de cheville, un intérêt considérable est porté aux muscles abducteurs de hanche. En effet, un déficit de force à ce niveau est considéré comme un facteur de risque d'entorse de cheville. Ainsi, des études ont mis en évidence des modulations posturales, cinématiques et neuromusculaires de la cheville en réponse à une fatigue ciblée des muscles abducteurs de hanche. Toutefois, le rôle des muscles abducteurs de hanche dans la cinématique de la cheville, notamment frontale, n'est pas clairement établi. La fatigue peut également être généralisée, c'est le cas après une activité physique ou sportive. En réponse à ce type de fatigue, les postures dynamique et statique sont altérées. De plus, les composantes biomécaniques et neuromusculaires du mouvement sont modifiées avec la fatigue, ce qui pourrait prédisposer l'athlète à l'entorse de cheville. Cependant, peu d'attention a été accordée à la présence d'antécédents d'entorses dans cette interaction, ce qui limite la compréhension de l'influence de la fatigue dans cette population.

De plus, des ressources attentionnelles sont nécessaires à la réalisation de mouvements sportifs, notamment chez les patients atteints d'instabilité chronique de cheville. Cette plus grande demande attentionnelle pourrait être un élément favorisant la récurrence dans un contexte sportif où la demande attentionnelle liée à la pratique est importante. Néanmoins, l'influence des distractions cognitives lors de tâches motrices sportives n'a été que très peu étudiée dans une population d'instabilité chronique de cheville et constitue une perspective intéressante en prévention secondaire.

Enfin, la fatigue neuromusculaire ainsi que les contraintes cognitives induites par l'environnement sportif modifient la biomécanique de saut. Toutefois, leur interaction n'a, jusqu'alors, pas été évaluée.

PROBLÉMATIQUE ET HYPOTHÈSES

L'entorse latérale de cheville représente l'une des blessures les plus fréquentes dans le milieu sportif et implique des conséquences importantes. En effet, un taux de récurrence élevé ainsi que des déficits résiduels à long terme, souvent révélateurs d'une instabilité chronique de cheville, sont rapportés dans la littérature. Dans ce contexte, le nombre d'études portant sur la compréhension de cette blessure est grandissant. Aujourd'hui, le mécanisme lésionnel ainsi que certains facteurs de risque intrinsèques et extrinsèques font consensus dans la littérature. L'apport scientifique de ces 20 dernières années a conduit à une approche multifactorielle et individuelle de l'entorse et de l'instabilité chronique de cheville où chaque athlète présente son propre profil à risque d'entorse. L'identification de ce profil à risque d'entorse et l'évaluation des altérations persistantes après l'entorse sont le socle des préventions primaire et secondaire. Cependant, les méthodes d'évaluation et de prévention ne tiennent pas compte de certains facteurs et présentent certaines limites.

D'une part, les méthodes d'évaluation des muscles fibulaires, principaux protecteurs de l'entorse latérale de cheville, sont, aujourd'hui, limitées et parfois éloignées des exigences de l'environnement sportif. Dans ce contexte, la quantification objective des qualités de contrôle de l'inversion de cheville est rendue possible grâce à un dispositif de déstabilisation de l'arrière-pied. Néanmoins, cette quantification a été, jusqu'alors, peu exploitée et aucune mesure de fiabilité n'a été rapportée dans la littérature.

D'autre part, plusieurs études prospectives affirment qu'une diminution de la force des muscles abducteurs de hanche entraîne une augmentation du risque d'entorse latérale de cheville. Toutefois, le rôle joué par les muscles abducteurs de hanche dans le contrôle de la stabilité de cheville, évalué dans la littérature grâce à une fatigue proximale, n'est pas clairement établi. En effet, la cinématique frontale, pourtant caractéristique du mécanisme de blessure de la cheville, n'a pas été évaluée dans ces études.

Enfin, la fatigue neuromusculaire, consécutive à une activité physique, ainsi que les contraintes cognitives font partie intégrante de l'environnement sportif. Ces contraintes, du fait des modifications centrales et périphériques qu'elles impliquent, pourraient perturber l'action motrice et majorer le risque d'entorse de cheville. Toutefois, l'interaction entre ces facteurs et le mouvement n'a été que peu étudiée dans le cadre de l'entorse de cheville. Ainsi, les modèles reprenant les facteurs de risque et les altérations liés à l'entorse de cheville ne tiennent, aujourd'hui, pas compte de ces contraintes extrinsèques.

Ainsi, l'objectif principal de ce travail de thèse était d'étudier les adaptations biomécaniques et neuromusculaires de la cheville en réponse à une fatigue neuromusculaire proximale et générale associée à une contrainte cognitive.

Afin de répondre à cette problématique, le travail de recherche a été réparti en 3 axes. La première partie du projet consistait en un apport méthodologique pour l'évaluation spécifique du contrôle de la cheville en condition de déstabilisation. En effet, deux études ont été mises en place afin de i) évaluer la reproductibilité test-retest de variables cinématiques de la cheville mesurées lors de tests fonctionnels effectués en condition de déstabilisation et ii) de déterminer la hiérarchie d'activation des muscles de la cheville lors de ces mêmes tests fonctionnels. La deuxième partie du projet a intégré cette quantification cinématique de la cheville afin de déterminer l'impact d'une fatigue neuromusculaire des abducteurs de hanche sur le contrôle cinématique et neuromusculaire de la cheville. Enfin, la troisième partie de la thèse s'est intéressée à l'influence de la fatigue neuromusculaire (générale) et de l'ajout d'une contrainte cognitive sur la biomécanique de saut. Cette dernière étape a également considéré les effets différenciés que pouvaient impliquer ces facteurs « fatigue » et « cognitif » sur une population saine et atteinte d'instabilité chronique de cheville.

De manière générale, une détérioration des qualités motrices et sensorielles composant le profil à risque de l'athlète était attendue en réponse aux contraintes externes imposées dans ce travail, à savoir, la fatigue proximale, la fatigue générale et l'ajout d'une contrainte cognitive.

Concernant l'influence de la fatigue des muscles abducteurs de hanche (axe de travail n° 2), une perturbation du contrôle de l'inversion et de la stabilité frontale de la cheville était attendue en réponse à la fatigue des muscles abducteurs de hanche. Nous avons fait l'hypothèse d'une augmentation de la supination et de la vitesse angulaire d'inversion avec la fatigue proximale caractérisant, dans ces conditions, un risque d'entorse plus important. De plus, en cohérence avec la littérature, il était attendu une dégradation des qualités d'équilibre dynamique en réponse à la fatigue proximale.

Concernant l'influence de la fatigue générale associée à l'ajout d'une contrainte cognitive (axe de travail n° 3), nous nous attendions à une majoration du risque d'entorse de cheville (biomécanique, neuromusculaire) avec ces facteurs lors d'une réception de saut. Nous avons émis l'hypothèse que le cumul de ces deux facteurs pourrait amplifier les altérations observées indépendamment avec chacune des contraintes. De plus, compte tenu des altérations, notamment centrales, rapportées chez les sujets atteints d'instabilité chronique de cheville, nous attendions des altérations biomécaniques et neuromusculaires plus marquées dans cette population avec la fatigue et l'ajout d'une contrainte cognitive.

CONTRIBUTIONS EXPÉRIMENTALES

CHAPITRE 4 : Utilisation de la déstabilisation d'arrière-pied dans l'évaluation cinématique et neuromusculaire de la cheville

1. Introduction

L'une des blessures les plus fréquentes dans le milieu sportif est l'entorse latérale de cheville. En effet, l'incidence des entorses de cheville s'élève à 2,15 pour 1000 personnes aux États-Unis (Waterman et al., 2010). Les conséquences à long terme de l'entorse de cheville sont importantes puisqu'on enregistre jusqu'à 47 % de récurrences après la première entorse (Herzog et al., 2019) et jusqu'à 40 % des patients développent une instabilité chronique de cheville (ICC) (Doherty et al., 2016b). Ainsi, des actions prophylactiques visant à la fois la prévention primaire et secondaire sont nécessaires.

En accord avec les recommandations de Bahr & Krosshaug (2005), les stratégies de prévention doivent tenir compte des facteurs de risque d'entorse de cheville avancés dans la littérature (Delahunt & Remus, 2019). Dans ce contexte, l'évaluation du contrôle postural statique et dynamique, dont l'altération est considérée comme un facteur de risque d'entorses, est essentielle (Attenborough et al., 2017 ; Trojian & McKeag, 2006). De plus, les muscles fibulaires représentent les principaux protecteurs de l'entorse de cheville (Ashton-Miller et al., 1996). Ainsi, un déficit de force à ce niveau a été décrit, dans quelques études, comme étant un facteur prédisposant à l'entorse (Kobayashi et al., 2016 ; Witchalls et al., 2012). L'évaluation des qualités posturales et de la force des muscles fibulaires est donc primordiale, que ce soit dans un objectif de suivi de la rééducation, d'aide à la décision pour le retour au sport ou de prévention.

Parmi les tests fonctionnels d'intérêt, le Star Excursion Balance Test (SEBT) est largement utilisé dans la littérature pour évaluer les qualités de contrôle postural dynamique. De plus, c'est un test sensible aux altérations liées à l'ICC notamment lorsque l'on considère les directions antérieure, postéromédiale et postérolatérale (Hertel et al., 2006). La version modifiée du SEBT (SEBTm) comprenant ces 3 directions correspond, aujourd'hui, à la version la plus utilisée dans la littérature. Le SEBTm apparaît également comme un test pertinent pour établir une décision quant au retour au sport d'un athlète après une entorse de cheville (Picot, Hardy, et al., 2022 ; Picot et al., 2023). Néanmoins, il inclut l'ensemble du membre inférieur et est donc utilisé dans le cadre d'autres pathologies comme la rupture du ligament croisé antérieur du genou (Herrington et al., 2009) ou la lombalgie chronique (Tsigkanos et al., 2016). De plus, il a été rapporté qu'un déficit au niveau distal comme la présence d'une ICC pouvait être compensé par des modifications cinématiques du tronc et de la hanche lors de l'exécution du test (de la Motte et

al., 2015). L'évaluation de la posture statique unipodale est réalisée, dans la littérature, par des tests fonctionnels tels que le Foot Lift Test et le Balance Error Scoring System (Arnold, De La Motte, et al., 2009 ; Picot, Hardy, et al., 2022). Toutefois, comme pour le SEBT, ces tests de posture statique restent généraux puisqu'ils impliquent l'ensemble des articulations du membre inférieur. Concernant l'évaluation des muscles fibulaires, les méthodes actuelles utilisent des mesures isocinétiques souvent peu accessibles et éloignées des conditions réelles de recrutement de ces muscles. La deuxième méthode utilisée en l'absence d'appareil isocinétique est une mesure isométrique de la force effectuée à l'aide d'un dynamomètre manuel. Néanmoins, cette mesure, tout comme la mesure isocinétique, est éloignée des conditions réelles de recrutement des muscles fibulaires. De plus, la résistance, appliquée manuellement, implique que le testeur soit capable de bloquer l'articulation. Ainsi cette mesure n'est pas toujours recommandée notamment dans des populations de sujets sains (Kelln et al., 2008).

Afin de rendre ces tests plus spécifiques de la cheville et d'évaluer les muscles fibulaires de manière fonctionnelle et spécifique, un dispositif déstabilisant la cheville selon son axe physiologique a déjà été utilisé dans la littérature. Ce dispositif, équipé d'une centrale inertielle, apparaît pertinent dans l'évaluation fonctionnelle des muscles fibulaires par comparaison à une mesure isocinétique (Terrier et al., 2017). En effet, la quantification de la vitesse angulaire lors d'un mouvement contrôlé d'inversion en charge permet de discriminer des sujets sains de sujets atteints d'ICC (Terrier et al., 2014, 2017). De plus, cet outil peut être intégré à d'autres tests comme le SEBTm ou le contrôle postural statique unipodal (Donovan et al., 2015). L'ajout de cet outil permet, lors de ces tests, de renforcer les contributions musculaires des muscles fibulaires (Donovan et al., 2015). De plus, il permettrait, grâce à l'ajout d'une centrale inertielle, de recueillir des informations cinématiques de la cheville lors de ces tests.

Néanmoins, la reproductibilité des mesures cinématiques, effectuées avec l'outil lors des différents tests, n'a jamais été évaluée. De plus, bien que l'utilisation du dispositif de déstabilisation permette d'accroître les contributions musculaires des fibulaires, aucune étude n'a évalué la hiérarchie d'activation des différents muscles. Néanmoins, la capacité de ce dispositif à cibler précisément les muscles fibulaires pourrait être d'un intérêt majeur en rééducation. Ainsi, dans une perspective de prévention et de rééducation, il apparaît important de connaître à la fois la fiabilité des mesures faites avec l'outil, mais également de s'assurer que le dispositif permet aux muscles ciblés, en l'occurrence les fibulaires, d'être majoritairement impliqués dans chaque tâche.

Deux études ont donc été menées afin de 1) évaluer la reproductibilité test-retest des variables cinématiques mesurées lors de 3 tests fonctionnels, 2) déterminer la hiérarchie d'activation des muscles du membre inférieur lors de la réalisation des tests.

2. Reproductibilité des mesures cinématiques

2.1. Méthodologie

2.1.1. Population

Douze sujets, 6 hommes (âge : $22,0 \pm 1,3$ ans ; taille : $177,0 \pm 3,4$ cm ; poids : $74,0 \pm 3,7$ kg) et 6 femmes (âge : $22,8 \pm 2,8$ ans ; taille : $164,0 \pm 8,6$ cm ; poids : $61,8 \pm 8,3$ kg) ont participé à cette étude. L'ensemble des tests réalisés dans l'étude ont été effectués sur les deux jambes, ce qui correspondait, finalement, à 24 chevilles testées. Les participants ne devaient pas pratiquer une activité intense dans les 24 heures précédant le protocole. De plus, les sujets ne devaient pas avoir subi de blessures aux membres inférieurs dans les 3 derniers mois.

2.1.2. Protocole expérimental

Un modèle à mesure répétée a été utilisé pour tester la reproductibilité test-retest des variables mesurées lors de 3 tests fonctionnels. Les sujets participaient donc à 3 sessions, une familiarisation suivie de deux sessions expérimentales identiques espacées de 7 jours chacune. Les deux sessions expérimentales impliquaient la réalisation de 3 tests fonctionnels : le Star Excursion Balance Test modifié (SEBTm), le test d'inversion en charge et le test d'équilibre unipodal. Les deux sessions de mesures ont été effectuées au même moment de la journée pour chaque sujet.

L'ensemble des tests a été effectué avec une déstabilisation spécifique de l'arrière-pied. Pour cela, deux dispositifs de déstabilisation ont été utilisés (Myolux Medik II et Myolux Athletik ; ICC Physio, Le Bourget du Lac, France). Ces dispositifs sont composés d'un articulateur placé sous l'arrière-pied et entraînent une déstabilisation autour de l'axe de Henke. Le modèle Myolux Medik II a la particularité d'être composé d'une centrale inertielle placée à l'arrière de l'articulateur et connecté à une tablette (logiciel Myolux) qui calcule automatiquement des scores de performances pour les tests d'équilibre unipodal et d'inversion en charge. Pour le SEBTm, le modèle Athletik a été utilisé, car il permet un meilleur maintien de l'articulation lors de la réalisation de tests dynamiques. Pour les 3 tests, une centrale inertielle additionnelle (Delsys trignoTM, Delsys Inc., Natick, États-Unis) a été ajoutée sur le dispositif de déstabilisation afin d'enregistrer (148 Hz) les données cinématiques brutes (vitesses angulaires et accélérations sur les 3 axes). De plus, une centrale inertielle (Delsys trignoTM, Delsys Inc., Natick, États-Unis) était positionnée sur le tibia de la jambe d'appui lors de la réalisation du SEBTm afin de discriminer grâce aux accélérations (148 Hz) les différentes répétitions et directions réalisées.

2.1.3. Tâches et procédures

Le SEBTm consistait à se tenir en équilibre sur la jambe testée et à atteindre des distances maximales dans 3 directions : antérieure, postéromédiale, postérolatérale (Figure 9). Les consignes données pour la réalisation du test étaient en accord avec les recommandations de la littérature (Picot et al., 2021). Ainsi, les sujets devaient placer leur pied, équipé du dispositif déstabilisant (45 degrés d'inversion), derrière l'angle formé par les 3 mètres rubans. Ils devaient ensuite atteindre des distances maximales dans les 3 directions avec la jambe controlatérale. Les mains devaient être placées sur les hanches, le talon ne devait pas décoller du sol et les sujets devaient simplement toucher du bout du pied la distance atteinte sans transférer le poids du corps. Pour chaque direction, 3 répétitions étaient effectuées et un score était calculé correspondant à la moyenne des 3 distances atteintes. Ces performances étaient ensuite rapportées à la longueur de jambe de chacun des sujets, mesurée entre l'épine iliaque antérosupérieure et la malléole médiale (Neelly et al., 2013). Les deux jambes ont été testées dans un ordre randomisé.

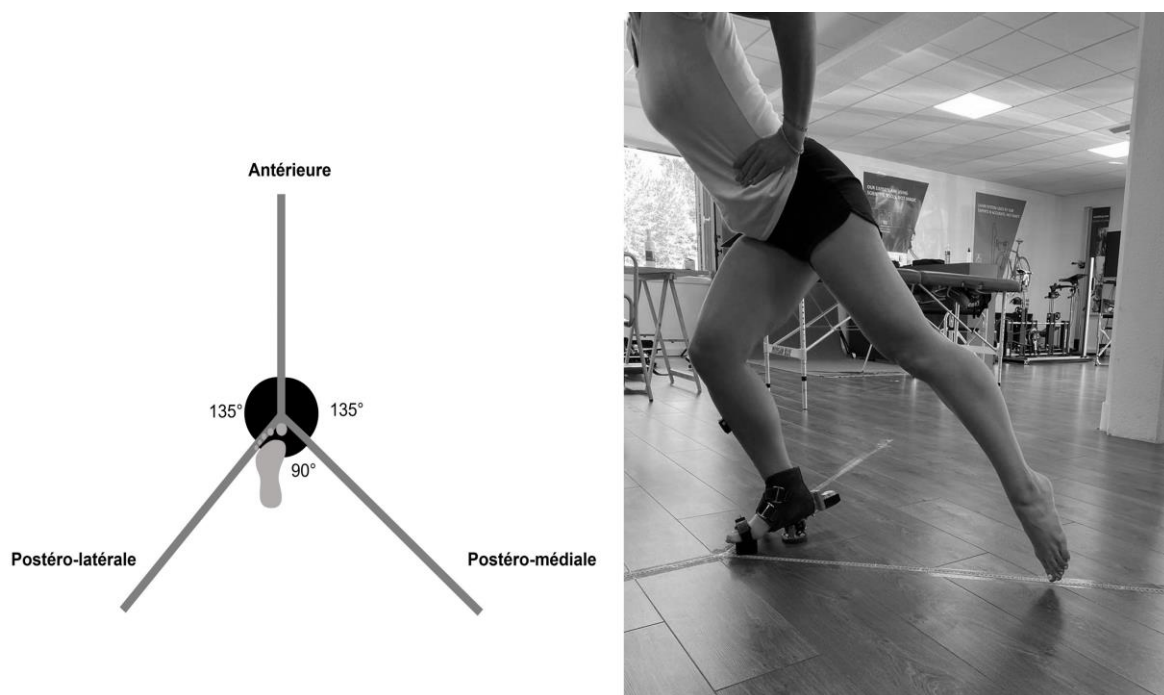


Figure 9 : Exécution et installation du Star Excursion Balance Test modifié

Le test d'équilibre unipodal consistait à se tenir en équilibre sur la jambe équipée du chausson, déstabilisant la cheville de 15 degrés en éversion et en inversion, en maintenant le genou tendu et les yeux fermés pendant une durée de 20 secondes (Figure 10). Les deux jambes étaient également testées dans un ordre randomisé. À l'issue du test, un score (%) était automatiquement calculé par le logiciel du dispositif Myolux. Ce score correspondait au temps passé dans une zone d'amplitude comprise entre 7 degrés d'inversion et 0 degré d'éversion.



Figure 10 : Position lors du test d'équilibre unipodal

Le test d'inversion en charge consistait à contrôler 20 mouvements d'inversion de cheville de 30° . Lors de ce test, le dispositif déstabilisant était réglé de manière à permettre une amplitude de 5° d'éversion à 30° d'inversion. Les sujets se tenaient debout en appui sur la jambe équipée du chausson, le genou tendu et deux doigts de chaque main positionnés sur le mur afin de garantir leur stabilité (Figure 11A). Cet appui avec les doigts ne devait pas soutenir le poids du corps, mais simplement aider à l'équilibration. L'arrière-pied était surélevé par une cale de 2,5 cm de hauteur. Le départ se faisait en éversion (5°) avec un appui unique de l'arrière-pied (Figure 11B). Les sujets devaient ensuite produire une inversion de cheville le plus lentement possible jusqu'à la position basse de 30° (Figure 11C). Immédiatement après la réalisation des 20 inversions de cheville, un score (%) était automatiquement calculé par le logiciel Myolux. Ce score correspondait au nombre de répétitions effectuées avec une vitesse angulaire inférieure à $60^\circ/s$. Ce seuil de vitesse a été choisi par le constructeur puisqu'il représente un seuil de vitesse discriminant d'une instabilité de cheville (Terrier et al., 2014).

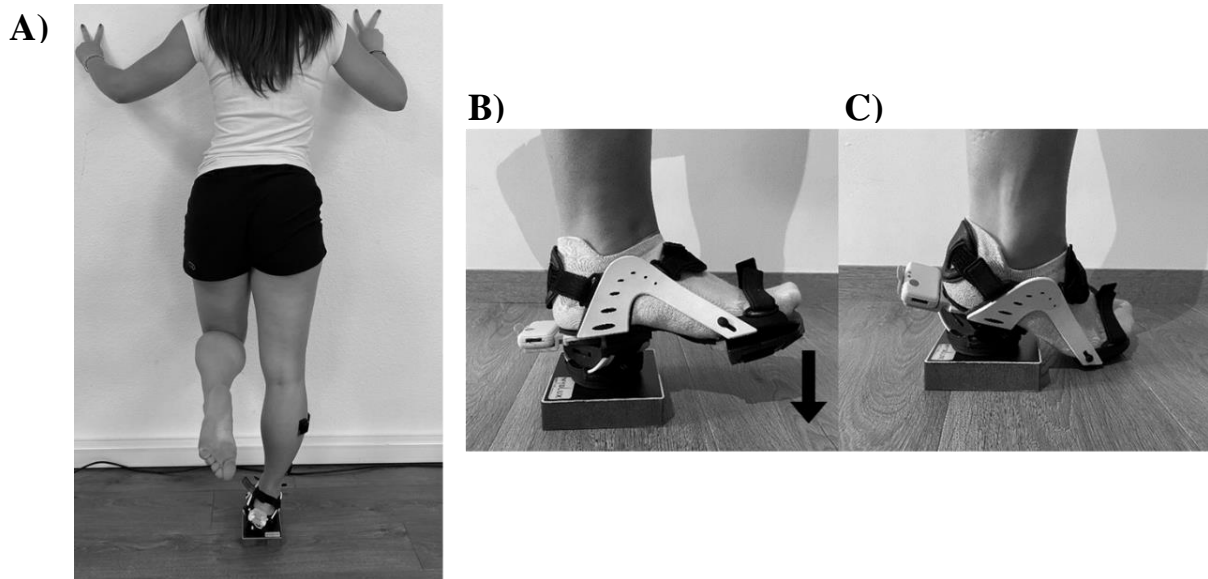


Figure 11 : A) Position des sujets lors de la réalisation du test d'inversion en charge, B) position du pied au départ du mouvement et C) position du pied à la fin du mouvement

2.1.4. Traitement des données

Les données cinématiques issues de la centrale inertielle additionnelle ont été traitées sur le logiciel Matlab® (version R2019b, The MathWorks, Inc., États-Unis). Les différents indices calculés ainsi que la méthodologie de traitement utilisée pour le test d'inversion en charge, le SEBTm et le test d'équilibre ont été illustrés dans la Figure 14, Figure 15 et Figure 16.

Les accélérations et les vitesses angulaires ont été filtrées par un filtre passe-bas avec des fréquences de coupure de 5 Hz et 20 Hz respectivement. Ces seuils ont été déterminés à partir des spectres de fréquence obtenus après l'application d'une transformation de Fourier rapide sur les signaux. Les accélérations dans le plan sagittal (A_x), frontal (A_y) et transverse (A_z) ont permis de calculer l'angle en degrés (Équation 1) formé par le complexe pied/cheville dans le plan frontal (pronation/supination) :

$$\text{Angulation frontale} = \tan^{-1}\left(\frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}}\right) \quad (1)$$

Les vitesses angulaires obtenues dans les plans sagittal (ω_x), frontal (ω_y) et transverse (ω_z) ont permis de calculer la vitesse composite en degrés par seconde (Équation 2) :

$$\text{Vitesse angulaire composite} = \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2 + \omega_z^2} \quad (2)$$

Pour le SEBTm, les différentes répétitions ont été isolées en utilisant l'accélération du plan sagittal, issue du capteur inertielle placé sur le tibia (Figure 15). L'accélération sagittale du tibia a été filtrée par un filtre passe-bas avec une fréquence de coupure de 5 Hz. Le début et la fin de l'exécution de chaque répétition étaient ensuite déterminés visuellement. Ainsi, la moyenne (moyAngF) et l'écart-type (ETAngF) de l'angulation frontale ont été calculés. Ces indices, retenus pour chaque répétition, ont ensuite été moyennés dans chacune des directions. De plus,

les vitesses pics et moyennes, obtenues pour les 3 répétitions et les 3 directions, ont été retenues. La moyenne des 3 vitesses pics, obtenues dans chaque direction (moyenne V_{pic}), ainsi que la moyenne des 3 vitesses moyennes (moyenne V_{moy}) ont ensuite été calculées.

Pour le test d'inversion en charge, le début et la fin de chaque mouvement d'inversion ont été déterminés visuellement à partir de l'angle de la cheville dans le plan frontal (Figure 14). La vitesse pic obtenue pour chacune des 20 répétitions a été calculée. Ensuite, ces 20 vitesses pics ont été moyennées (moyenne V_{pic}).

Pour le test d'équilibre unipodal, une fenêtre de 10 secondes au centre de l'acquisition (de 5sec à 15sec) a été conservée pour le traitement des indices (Figure 16). En éliminant les 5 premières et les 5 dernières secondes du test, la période sélectionnée correspondait à une période stable du test. Lors du test d'équilibre unipodal, la moyenne ($moyAngF$) et l'écart-type ($ETAngF$) de l'angulation frontale ont été calculés lors des 10 secondes sélectionnées. De plus, la vitesse pic (V_{pic}) et la vitesse moyenne (V_{moy}) ont été déterminées sur la période d'acquisition de 10 secondes choisies pour le traitement des indices.

2.1.5. Traitement statistique

La normalité des échantillons a été testée par un test de Shapiro-Wilk. La reproductibilité test-retest a été quantifiée pour les données cinématiques et les scores de performance en utilisant la moyenne des différences entre les deux mesures, l'erreur typique de mesure et le coefficient de corrélation intraclasse (CCI) conformément aux recommandations de Hopkins (Hopkins, 2007 ; Hopkins, 2000). Les différences moyennes ont été comparées par un test de Student apparié (logiciel JASP ; version 0.13.1.0, Amsterdam, Pays-Bas). L'erreur typique de mesure a été calculée en divisant l'écart-type de la différence absolue entre test et retest par $\sqrt{2}$. Les CCI ont été interprétées tel qu'un coefficient inférieur à 0,5 traduisait une reproductibilité faible, compris entre 0,5 et 0,75 modérée, compris entre 0,75 et 0,9 bonne et supérieur à 0,9 excellente (Koo & Li, 2016). De plus, le coefficient de variation a été calculé à partir de l'erreur typique de mesure de chaque variable transformée par une fonction logarithmique ($ETMln$) selon l'équation 3. Le seuil de significativité était fixé à $p \leq 0,05$.

$$CV (\%) = 100. [\exp(ETMln) - 1] \quad (3)$$

2.2. Résultats

En raison de problèmes techniques et de douleurs ressenties par les participants lors de l'exécution des tests, 21 chevilles ont, finalement, été retenues pour l'analyse.

Les résultats de la comparaison test-retest sont présentés dans le Tableau 4, Tableau 5 et Tableau 6 pour le test d'équilibre unipodal, d'inversion en charge et le SEBTm respectivement.

Tableau 4 : Résultats de la comparaison test-retest pour chaque variable mesurée lors du test d'équilibre unipodal

Équilibre unipodal	Test Moyenne ± ET	Retest Moyenne ± ET	Erreur typique de mesure (IC 95%)	Coefficient de variation (IC 95%)	Coefficient de corrélation intraclasse (IC 95%)	Test Student
Score (%)	60,43 ± 36,0	63,52 ± 34,7	23,99 (18,3 – 34,6)	104,8 (72,5 – 184,9)	0,56 (0,2 – 0,8) modéré	p=0,680
Vpic (°/s)	44,17 ± 17,9	38,44 ± 14,1	9,02 (6,9 – 13,0)	29,46 (21,8 – 45,2)	0,71 (0,4 – 0,9) modéré	p=0,053
Vmoy (°/s)	4,34 ± 1,5	4,45 ± 1,8	1,23 (0,9 – 1,8)	30,11 (22,3 – 46,2)	0,47 (0,1 – 0,7) faible	p=0,773
moyAngF (°)	7,88 ± 4,0	7,81 ± 3,9	1,90 (1,4 – 2,7)	36,89 (26,3 – 54,4)	0,79 (0,5-0,9) bon	p=0,908
ETAngF (°)	1,40 ± 0,6	1,56 ± 0,7	0,36 (0,3 – 0,5)	40,50 (29,7 – 63,4)	0,71 (0,4 – 0,9) modéré	p=0,165

Intervalle de confiance à 95% (IC 95%)

Tableau 5 : Résultats de la comparaison test-retest pour chaque variable mesurée lors du test d'inversion en charge

Inversion en charge	Test Moyenne ± ET	Retest Moyenne ± ET	Erreur typique de mesure (IC 95%)	Coefficient de variation (IC 95%)	Coefficient de corrélation intraclasse (IC 95%)	Test Student
Score (%)	86,82 ± 11,0	86,82 ± 15,5	9,88 (7,6 – 14,1)	15,80 (12,0 – 23,3)	0,48 (0,1 – 0,7) faible	p=0,685
Vpic (°/s)	61,61 ± 20,7	64,36 ± 25,0	7,36 (5,6 – 10,6)	13,10 (9,9 – 19,5)	0,91 (0,8 – 1,0) excellent	p=0,239

Intervalle de confiance à 95% (IC 95%)

2.3. Discussion

L'objectif de cette étude était de déterminer la reproductibilité test-retest des paramètres cinématiques mesurés lors de 3 tests fonctionnels réalisés avec une déstabilisation de la cheville.

Les résultats concernant le test d'équilibre dynamique (SEBTm) montrent une bonne fiabilité test-retest des scores obtenus dans les 3 directions. L'erreur typique de mesure (% de longueur de jambe) est comprise entre 2,56 et 3,92 et le coefficient de variation (%) varie de 2,93 à 4,33. Ces résultats sont en accord avec les précédentes études qui témoignent d'une erreur de mesure de 2,48 à 2,94 (% de longueur de jambe) et rapportent une fiabilité bonne, voire excellente, des scores SEBTm obtenus sur sol stable (Munro & Herrington, 2010). Compte tenu de l'ajout de la déstabilisation dans notre étude, il apparaît cohérent d'observer une légère différence par rapport aux études faites sur sol stable. Ainsi, cette étude montre que l'utilisation de scores de performance du SEBTm peut se faire avec une bonne fiabilité, et ce même lorsque

l'on ajoute une déstabilisation de cheville. En plus des scores de performance, l'utilisation du dispositif de déstabilisation a permis, grâce à une centrale inertielle, d'enregistrer puis de calculer des variables cinématiques spécifiques de l'articulation de cheville. Parmi ces indices, la V_{pic} et la V_{moy} d'inversion sont les plus reproductibles lors du SEBTm. En effet, ces paramètres présentaient une erreur typique de mesure comprise entre 7,81 et 12,65°/s et entre 1,29 et 1,58°/s pour la V_{pic} et la V_{moy} , respectivement. Concernant la position moyenne dans le plan frontal et l'écart-type par rapport à cette position, les CCI montrent une fiabilité test-retest modérée. Néanmoins, les erreurs de mesure sont faibles puisqu'elles sont comprises entre 3,22 et 3,91 (degrés) pour la position moyenne et entre 0,42 et 0,66 (degrés) pour l'écart-type. Il est donc important de prendre en considération ces erreurs de mesure dans les futures études afin d'interpréter les résultats. Le calcul des variables cinématiques apparaît ainsi comme une perspective fiable pour évaluer la cheville lors du SEBTm effectué avec une déstabilisation.

Concernant les scores de performance calculés automatiquement par le dispositif lors du test d'équilibre unipodal, la fiabilité test-retest est qualifiée de modérée et l'erreur de mesure est en moyenne de 23,99 %. Il est primordial que les prochaines études tiennent compte de l'erreur de mesure rapportée dans notre étude dans l'interprétation des évolutions. De plus, l'utilisation de ce score dans une perspective clinique ou d'entraînement doit être faite avec précaution compte tenu de l'erreur de mesure importante rapportée dans notre étude. Ce score, en pourcentage, est un indice global qui reflète à la fois la position et la stabilité de cheville. Toutefois, il serait intéressant de pouvoir distinguer ces deux paramètres dans l'analyse. Ainsi, dans la présente étude, nous avons calculé de manière indépendante plusieurs paramètres cinématiques afin de différencier ces composantes. D'après les CCI, la position moyenne dans le plan frontal apparaît comme l'indice le plus reproductible suivi par l'écart-type par rapport à cette position moyenne et la vitesse pic. En revanche, la vitesse moyenne présente une reproductibilité faible. Les erreurs de mesure obtenues pour V_{moy} , V_{pic} , $moyAngF$ et $ETAngF$ étaient en moyenne de 1,23°/s, 9,02°/s, 1,90° et 0,36° respectivement. Dans la littérature, l'évaluation du contrôle postural statique unipodal se fait majoritairement par l'analyse des vitesses et déplacements du centre des pressions enregistrés par une plateforme de force. Néanmoins, cette méthode est coûteuse et ne permet pas de renseigner spécifiquement sur les mouvements de la cheville. Ainsi, l'utilisation des mesures cinématiques rapportées dans notre étude peut permettre de spécifier l'analyse à la cheville avec des outils plus accessibles. De plus, les CCI obtenus sur les déplacements et vitesses du centre des pressions sont similaires à ceux rapportés dans notre étude sur les variables cinématiques (Jc et al., 2018; Kouvelioti et al., 2015). Il apparaît donc pertinent d'utiliser ces indices cinématiques et notamment la position moyenne et l'écart-type par rapport à cette position, pour caractériser indépendamment la position et la

stabilité de la cheville lors de ce test unipodal. Il est néanmoins important de prendre en considération l'erreur de mesure rapportée pour chacun des indices pour en interpréter les évolutions.

Concernant le test d'inversion en charge, le score calculé automatiquement par le dispositif présente une reproductibilité faible avec une erreur de mesure allant de 7,6 à 14,1 %. Le constat est donc identique à celui fait sur le score calculé pour le test d'équilibre unipodal. En effet, son interprétation doit être faite avec précaution et il est primordial de tenir compte de l'erreur de mesure notamment dans une perspective de rééducation ou d'entraînement. Pour ce test d'inversion en charge, la moyenne des vitesses pic mesurées sur chaque mouvement d'inversion a également été calculée. D'après les résultats, cet indice présente une excellente fiabilité avec une erreur de mesure comprise entre 5,6 et 10,6%. Cet indice a déjà été utilisé dans la littérature afin d'évaluer l'influence d'une course de trail sur les moyens de stabilité de la cheville (Ravier et al., 2022). L'augmentation de la vitesse angulaire observée en réponse à une course de trail dans cette étude (+17,3°/s) est supérieure à l'erreur de mesure rapportée dans notre étude. Ainsi cet indice peut présenter un intérêt dans l'évaluation des effets de la fatigue. De plus, cet indice, caractérisant les qualités de contrôle de l'inversion, permet de discriminer une population instable chronique de cheville d'une population de sujets sains (Terrier et al., 2014, 2017). La fiabilité d'utilisation de cet indice présente un intérêt dans le cadre de la récupération après entorse de cheville et dans le diagnostic des qualités de contrôle de l'inversion.

2.4. Conclusion

Cette étude a permis de rendre compte de la fiabilité des différents indices calculés lors de l'utilisation du support déstabilisant. L'interprétation des scores de performance au SEBTm, effectué avec le support déstabilisant, peut se faire avec la même fiabilité que lorsqu'il est réalisé sur sol stable. De plus, l'ajout d'une centrale inertielle pendant les différents tests réalisés permet de calculer des indices cinématiques spécifiques de la cheville. Bien que la fiabilité varie d'un indice à un autre, leur utilisation présente un intérêt dans l'évaluation cinématique de la cheville. Les futures études pourront ainsi se baser sur les erreurs de mesure rapportées dans notre étude. Enfin, la vitesse d'inversion calculée lors du test d'inversion en charge présente une excellente fiabilité. Ce test, utilisé à plusieurs reprises dans la littérature, semble intéressant à intégrer dans l'évaluation des qualités de contrôle de l'inversion. Néanmoins, des recommandations en termes de nombre de répétitions, d'entraînements préalables doivent être définies afin de garantir une utilisation optimale de l'outil. De plus, de futures études doivent être menées afin de confirmer la fiabilité de ces variables dans une population présentant des antécédents d'entorse de cheville. Il convient également d'examiner attentivement la sensibilité des mesures par rapport aux déficits associés à l'instabilité chronique de cheville. En outre, il serait judicieux d'évaluer la capacité prédictive de ces mesures vis-à-vis du risque d'entorse latérale

de cheville au moyen d'une étude prospective, afin de confirmer leur utilité dans une perspective de prévention.

2.5. Applications

Les résultats de cette étude présentent de belles perspectives d'application dans le milieu clinique et sportif. En effet, le support déstabilisant présenté dans cette étude fait partie des outils disponibles pour les cliniciens et entraîneurs. Il était donc primordial de connaître la fiabilité des indices calculés avec l'outil pour en garantir l'utilisation. Ainsi, les erreurs de mesure rapportées dans notre étude pourront servir de point de repère afin d'interpréter les évolutions de performances des patients et athlètes. De plus, cette étude a permis de distinguer les paramètres les plus fiables à prioriser pour évaluer la cinématique de cheville. Des études complémentaires doivent être menées afin de connaître la spécificité et la sensibilité de ces indices face aux déficits de l'entorse ou de l'instabilité chronique de cheville.

2.6. Valorisation

Ce travail a pour objectif d'être valorisé par un article scientifique et d'être soumis dans une revue scientifique à comité de lecture. Il est en cours de rédaction.

Tableau 6 : Résultats des comparaisons test-retest de chaque variable mesurée lors de l'exécution du Star Excursion Balance Test modifié (SEBTm)

Direction	SEBTm	Test Moyenne ± ET	Retest Moyenne ± ET	Erreur typique de mesure (IC 95%)	Coefficient de variation (IC 95%)	Coefficient de corrélacion intraclasse (IC 95%)	Test Student
ANTÉRIEUR	Score (%)	66,15 ± 5,5	66,88 ± 5,8	2,56 (2,0 – 3,6)	4,16 (3,2 – 5,9)	0,81 (0,6 – 0,9) bon	p=0,334
	Vpic (°/s)	58,27 ± 14,1	56,03 ± 15,2	7,81 (6,0 – 11,3)	15,44 (11,6 – 23,0)	0,74 (0,4 – 0,9) modéré	p=0,364
	Vmoy (°/s)	11,83 ± 2,0	11,66 ± 2,3	1,29 (1,0 – 1,9)	12,48 (9,4 – 18,5)	0,67 (0,3 – 0,8) modéré	p=0,673
	moyAngF (°)	14,82 ± 4,7	14,99 ± 4,5	3,22 (2,5 – 4,6)	24,11 (18,0 – 36,6)	0,50 (0,1 – 0,8) modéré	p=0,870
	ETAngF (°)	3,02 ± 0,8	2,97 ± 0,7	0,42 (0,3 – 0,6)	16,04 (12,1 – 24,0)	0,72 (0,4 – 0,9) modéré	p=0,705
POSTERO -MÉDIAL	Score (%)	104,81 ± 7,6	105,09 ± 6,9	3,13 (2,4 – 4,4)	2,93 (2,3 – 4,1)	0,83 (0,6 – 0,9) bon	p=0,763
	Vpic (°/s)	66,90 ± 23,1	69,13 ± 20,0	9,52 (7,3 – 13,7)	15,94 (12,0 – 23,8)	0,81 (0,6 – 0,9) bon	p=0,458
	Vmoy (°/s)	12,62 ± 3,4	13,21 ± 3,6	1,56 (1,2 – 2,3)	13,09 (9,9 – 19,4)	0,82 (0,6 – 0,9) bon	p=0,234
	moyAngF (°)	13,31 ± 5,0	14,00 ± 4,9	3,91 (3,0 – 5,6)	35,74 (26,3 – 55,5)	0,39 (0,1 – 0,7) faible	p=0,570
	ETAngF (°)	3,78 ± 1,1	3,96 ± 1,2	0,64 (0,5 – 0,9)	22,14 (16,5 – 33,5)	0,72 (0,4 – 0,9) modéré	p=0,369
POSTERO -LATERAL	Score (%)	95,80 ± 8,7	95,21 ± 9,0	3,92 (3,1 – 5,5)	4,33 (3,3 – 6,1)	0,82 (0,6 – 0,9) bon	p=0,607
	Vpic (°/s)	76,57 ± 28,4	69,37 ± 22,3	12,65 (9,7 – 18,3)	20,05 (15,0 – 30,2)	0,77 (0,5 – 0,9) bon	p=0,119
	Vmoy (°/s)	13,95 ± 4,1	13,08 ± 3,4	1,58 (1,2 – 2,3)	13,24 (10,0 – 19,7)	0,84 (0,6 – 0,9) bon	p=0,09
	moyAngF (°)	15,44 ± 5,3	16,93 ± 4,5	3,35 (2,6 – 4,8)	24,09 (18,0 – 36,6)	0,56 (0,2 – 0,8) modéré	p=0,165
	ETAngF (°)	4,10 ± 1,3	3,95 ± 1,0	0,66 (0,5 – 0,9)	16,72 (12,6 – 25,0)	0,68 (0,4 – 0,9) modéré	p=0,491

3. Hiérarchie d'activation des muscles lors de tests fonctionnels

3.1. Méthodologie

3.1.1. Population

Vingt-six sujets sains, 13 hommes (âge : $21,6 \pm 1,9$ ans ; poids : $71,0 \pm 8,3$ kg ; taille : $176,4 \pm 5,4$ cm) et 13 femmes (âge : $21,3 \pm 1,8$ ans ; poids : $58,8 \pm 6,5$ kg ; taille : $165,6 \pm 5,3$ cm) ont participé à cette étude. Les participants ne présentaient pas d'instabilité chronique de cheville (CAIT > 24) et n'avaient pas subi de blessure au membre inférieur dans les 6 mois précédents le protocole. Cette étude a été effectuée en accord avec la déclaration de Helsinki et a été approuvée par le comité de protection des personnes Sud Est V sous le numéro 2021-A02759-32 (CPP Sud Est V, CHU Grenoble, France).

3.1.2. Protocole expérimental

Quatre tests fonctionnels ont été réalisés dans un ordre randomisé sur la jambe d'appui définie comme la jambe préférentielle utilisée lors d'un saut. Tous les tests étaient exécutés à l'aide du dispositif de déstabilisation d'arrière-pied. Ce dispositif de déstabilisation était composé d'un articulateur d'arrière-pied entraînant une déstabilisation autour de l'axe de Henke. Deux modèles ont été utilisés pour cette étude (Myolux Medik et Athletik, ICC Physio, Le Bourget-du-Lac, France). Le modèle Myolux Medik a été utilisé pour les tests statiques à savoir le test d'équilibre unipodal, le test d'inversion en charge et le test d'éversion en charge. Le modèle Athletik a, lui, été utilisé pour le test d'équilibre dynamique (SEBTm) afin d'assurer un meilleur maintien du pied lors de l'exécution.

Le SEBTm (Figure 9) consistait à se tenir en équilibre sur la jambe étudiée et à atteindre des distances maximales dans 3 directions : antérieure, postéromédiale, postérolatérale. Les sujets devaient garder les mains sur les hanches, ne pas décoller le talon et ne pas prendre appui sur le sol avec la jambe libre pendant l'exécution du test. Trois essais par direction étaient effectués avec le chausson déstabilisant (Myolux Athletik) permettant une déstabilisation en inversion de 45 degrés.

Le test d'équilibre unipodal (Figure 10) consistait à se tenir en équilibre sur la jambe dominante équipée du chausson déstabilisant (Myolux Medik) pendant 20 secondes en gardant les yeux fermés et les mains sur les hanches. Lors de ce test, le support déstabilisant entraînait une déstabilisation de 15 degrés en inversion et en éversion.

Le test d'inversion en charge (Figure 11) consistait à réaliser 10 mouvements d'inversion le plus lentement possible avec la jambe dominante. Lors du test, les sujets étaient équipés du support déstabilisant (Myolux Medik) autorisant, pour ce test, une déstabilisation de 30 degrés d'inversion. Les sujets positionnaient leur talon sur une cale surélevée d'une hauteur de 2,5 cm.

Le test commençait avec les orteils décollés du sol (Figure 11B) et les sujets avaient pour consignes de produire un mouvement d'inversion le plus lent possible jusqu'à la position basse (Figure 11C). Pendant le test, ils avaient la possibilité de s'équilibrer grâce à deux doigts placés sur le mur en face d'eux. Ils devaient également maintenir le genou tendu lors de la réalisation du test. Ces éléments étaient contrôlés visuellement par les expérimentateurs.

Le test d'éversion en charge consistait à réaliser 10 mouvements d'éversion le plus rapidement possible. Les sujets étaient donc équipés du support déstabilisant (Myolux Medik) entraînant une amplitude d'inversion de 30°. Comme pour le test d'inversion en charge, l'articulateur d'arrière-pied était positionné sur le support surélevé. Les sujets commençaient le test avec le pied en inversion (Figure 11C) et devaient produire une éversion de cheville la plus rapide possible jusqu'à ce que les orteils soient décollés et que le pied soit à plat (Figure 11B). Les mêmes consignes de positionnement que pour le test d'inversion en charge étaient données aux sujets à savoir garder le genou en extension et s'équilibrer à l'aide de deux doigts placés contre le mur.

3.1.3. Outils et mesures

Lors des 4 tests (SEBTm, inversion en charge, éversion en charge et équilibre unipodal), l'activité électromyographique des muscles Peroneus Longus (PL), Peroneus Brevis (PB), Tibialis Anterior (TA), Gastrocnemius Lateralis (GastL) et Gluteus Medius (GlutM) était enregistrée grâce à un dispositif d'électromyographie de surface sans fil (Delsys trignoTM, Delsys Inc.). Les électrodes ont été positionnées sur la peau en surface du muscle conformément aux recommandations SENIAM (<http://www.seniam.org/>). Les consignes de positionnement des électrodes sont répertoriées dans le Tableau 7. Au préalable, la peau était rasée, abrasée et nettoyée à l'alcool afin de garantir une bonne adhérence de l'électrode et un signal de qualité (Konrad, 2005). Afin de normaliser le signal brut (en volt), 3 Contractions Maximales Volontaires isométriques (CMVi) étaient réalisées pour chaque muscle étudié au début du protocole. Chaque contraction était maintenue 4 secondes et espacée par 1 minute de repos. Le placement des sujets lors de ces contractions maximales est précisé dans le Tableau 7. Les données électromyographiques ont été enregistrées à une fréquence de 1111 Hz par le logiciel d'acquisition EMGworks® (Delsys Inc.) et filtrées avec une bande passante de 20-450 Hz. Les signaux EMG ont été redressés et lissés par une moyenne quadratique mobile de 20 ms. Pour les CMVi, une moyenne mobile d'une fenêtre de 200ms a ensuite été appliquée et la valeur maximale de ce signal a été retenue pour chaque muscle afin de normaliser les signaux EMG obtenus lors des tests.

Concernant les signaux EMG obtenus lors du SEBT, l'EMG moyen des signaux préalablement redressés et lissés a été calculé pour chacune des répétitions et chaque direction. L'EMG moyen obtenu pour les 3 répétitions par direction a ensuite été moyenné.

Pour les tests d'inversion et d'éversion en charge, l'EMG moyen a été calculé lors du mouvement pour chaque répétition puis la moyenne des 10 répétitions a été calculée.

Lors du test d'équilibre unipodal, l'EMG moyen a été calculé sur une période de 10 secondes au centre de l'acquisition (de 5sec à 15sec) considérée comme la période la plus stable du test.

Tous les signaux ont été exprimés en pourcentage de la CMVi de référence.

3.1.4. Traitement statistique

Les analyses statistiques ont été effectuées sur le logiciel JASP (version 0.13.1.0, Amsterdam, Pays-Bas). La normalité et l'homogénéité des données ont été testées par le test de Shapiro-Wilk et le test de Levene, respectivement. Une ANOVA à modèle mixte a été utilisée pour les tests d'inversion et d'éversion en charge et d'équilibre unipodal et pour chaque muscle (GlutM, GastL, TA, PL, PB) afin de comparer les contributions des différents muscles indépendamment pour chaque test et de considérer l'effet du sexe sur ces contributions musculaires. Pour le SEBT, une ANOVA mixte à 3 facteurs (muscles \times directions \times sexe) a été utilisée pour comparer l'activité électromyographique des différents muscles dans les trois directions du test, et de considérer les effets du sexe sur ces contributions musculaires. Le seuil de significativité était fixé à $p \leq 0,05$. Pour les effets significatifs, des tests post-hoc utilisant une correction de Bonferroni ont été utilisés pour localiser les différences. Enfin, les tailles d'effet ont été quantifiées à l'aide de la classification de Cohen. Ainsi une taille d'effet $< 0,20$ était qualifiée comme insignifiante, $0,20-0,49$ comme faible, $0,50-0,79$ comme modérée et $\geq 0,8$ comme large (Cohen, 1988).

3.2. Résultats

3.2.1. Test d'équilibre unipodal

L'ANOVA mixte réalisée sur les données EMG enregistrées lors du test d'équilibre unipodal montre un effet principal du facteur muscles ($p < 0,001$) sans effet principal lié au sexe ou d'interactions. Les résultats des tests post-hoc du facteur muscles (Figure 12A) montrent que l'activité musculaire du PL est supérieure à celle du GlutM, du TA et du GastL et que l'activité musculaire du PB est supérieure à celle du TA et du GastL. Pour ces différentes comparaisons, la taille de l'effet est classée comme large.

3.2.2. Test d'inversion en charge

Concernant le test d'inversion en charge, l'ANOVA mixte a révélé un effet principal significatif lié au facteur muscles ($p < 0,001$) sans effet principal lié au sexe ou d'interactions. Les résultats des tests post-hoc du facteur muscles (Figure 12B) montrent que l'activité musculaire du PB est supérieure à celle du GlutM, du GastL et du PL. De plus, l'activité musculaire du TA, du GlutM et du PL sont supérieures à celle du GastL. La différence observée entre le GlutM et le GastL est considérée comme modérée selon la classification de Cohen alors que les autres comparaisons sont considérées comme larges.

3.2.3. Test d'éversion en charge

Comme pour les deux tests précédents, l'ANOVA mixte appliquée au test d'éversion en charge montre un effet principal significatif lié au facteur muscles ($p < 0,001$) sans effet principal lié au sexe ou d'interactions. Les résultats des tests post-hoc appliqués au facteur muscles (Figure 12C) montrent que l'activité musculaire du PL, du PB et du TA sont supérieures à celle du GlutM et du GastL. De plus, l'activité musculaire du GlutM est supérieure à celle du GastL. Pour toutes les comparaisons, la taille de l'effet est considérée comme large.

3.2.4. Star Excursion Balance test modifié

L'ANOVA mixte, effectuée sur le SEBTm, souligne un effet principal significatif lié au facteur muscles ($p < 0,001$) ainsi qu'une interaction significative entre le facteur muscles et le facteur directions ($p < 0,001$). L'effet principal lié au facteur muscle montre que la contribution du PL est supérieure au PB, au TA, au GlutM et au GastL ($p < 0,001$). De plus, la contribution du PB est supérieure à celle du TA, du GlutM et du GastL ($p < 0,001$). Les comparaisons des implications musculaires, analysées séparément pour chaque direction du SEBTm, sont illustrées dans la Figure 12D, Figure 12E et Figure 12F pour les directions antérieure, postéromédiale et postérolatérale, respectivement. Les tailles d'effet calculées pour les comparaisons significatives sont considérées comme larges d'après la classification de Cohen.

L'ANOVA mixte montre également un effet principal significatif du facteur direction ($p = 0,006$). La comparaison des 3 directions montre que la direction antérieure sollicite davantage le système musculaire que la direction postérolatérale ($p = 0,005$). Les différences significatives d'activation musculaire obtenues entre les trois directions indépendamment pour le PL et pour le GlutM sont illustrées dans la Figure 13A et la Figure 13B respectivement. Ces différences sont considérées comme modérées selon la classification de Cohen. Enfin, aucune différence significative n'a été mise en avant entre les hommes et les femmes ou d'interactions avec les deux autres facteurs (directions, muscles).

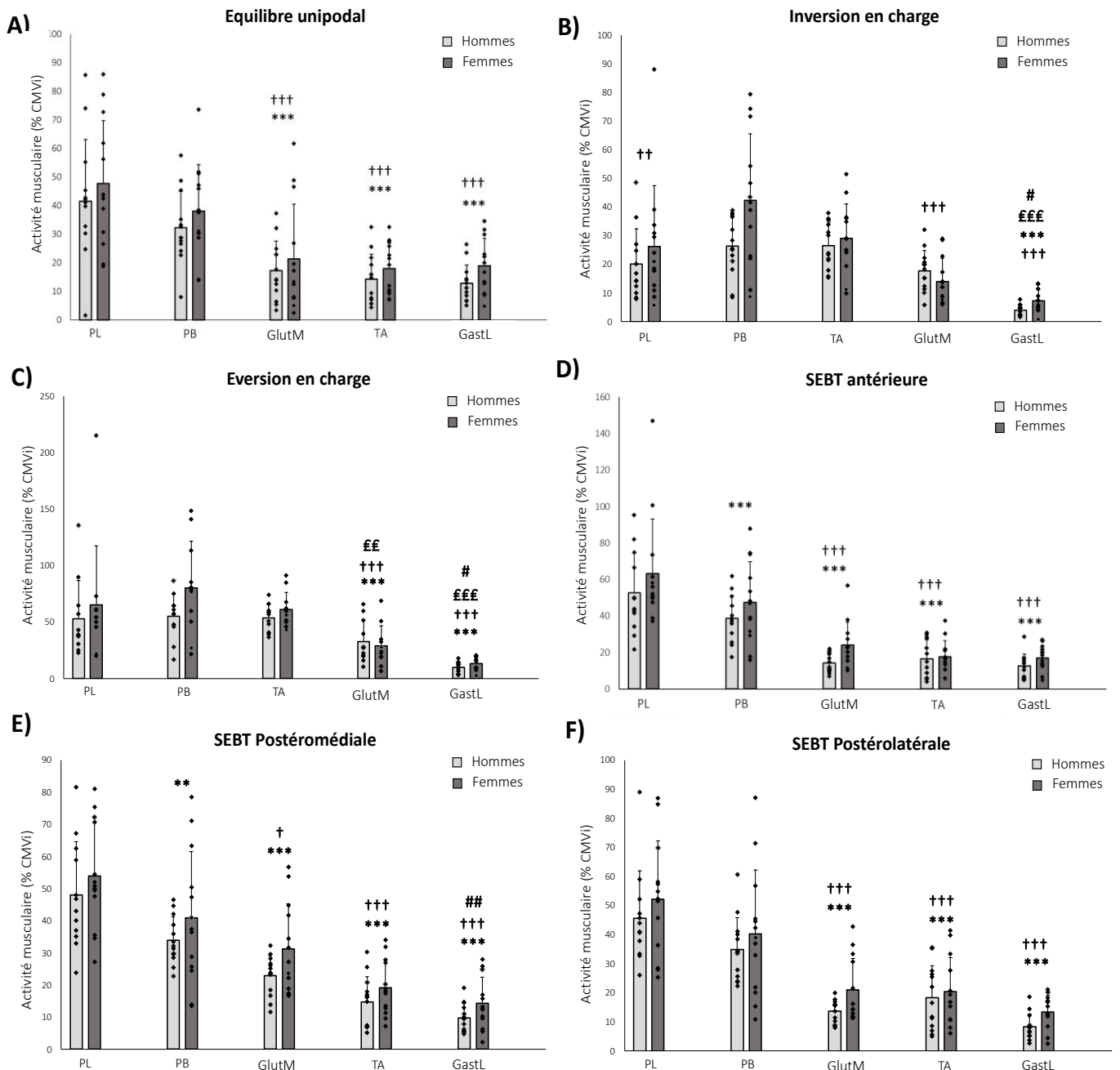


Figure 12 : Moyenne et écart-type des activités musculaires comparées entre le peroneus longus (PL), peroneus brevis (PB), tibialis anterior (TA), gluteus medius (GlutM), et le gastrocnemius lateralis (GastL).

Les résultats sont rapportés pour les femmes (gris foncé) et pour les hommes (gris clair) pour A) le test d'équilibre unipodal, B) le test d'inversion en charge, C) le test d'éversion en charge, D) la direction antérieure du Star Excursion Balance Test, E) la direction postéromédiale du Star Excursion Balance Test, F) la direction postérolatérale du Star Excursion Balance Test. Les résultats individuels sont illustrés par des points noirs.

***, **: différences significatives avec PL (** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$)

†††, ††, † : différences significatives avec PB († $p < 0.05$; †† $p < 0.01$; ††† $p < 0.001$)

£££, ££ : différences significatives avec TA (££ $p < 0.01$; £££ $p < 0.001$)

##, # : différences significatives avec GlutM (# $p < 0.05$; ## $p < 0.01$)

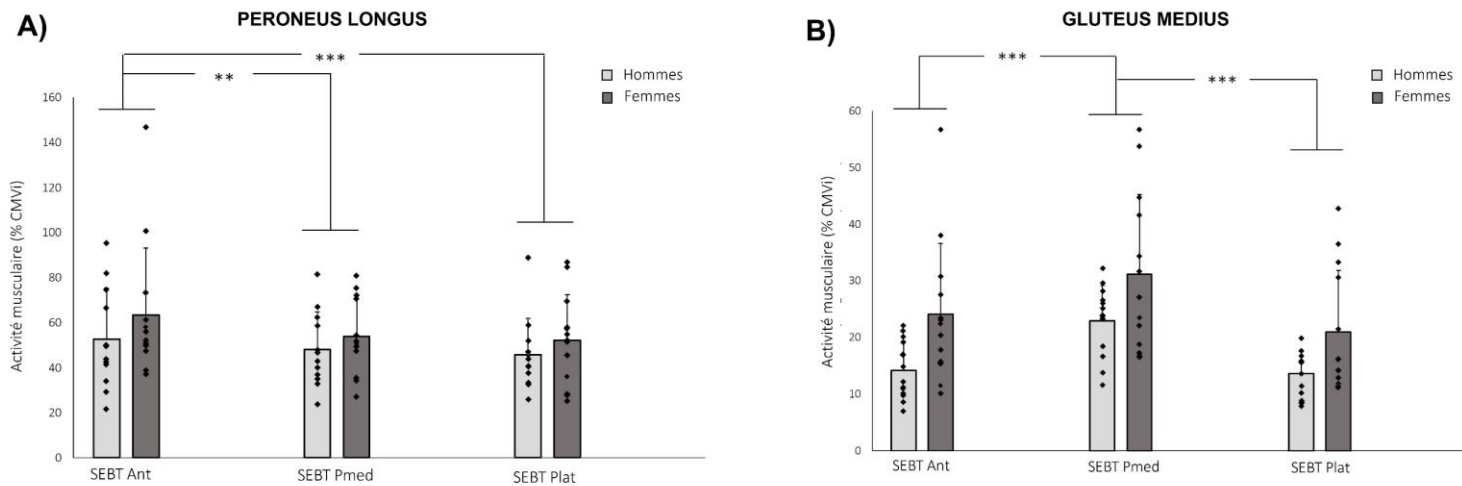


Figure 13 : Moyenne et écart-type de l'activité musculaire du A) peroneus longus, et du B) glutéus medius comparée entre les trois directions du Star Excursion Balance Test modifié : antérieure (Ant), postéromédiale (PMed), postérolatérale (PLat).

Les résultats individuels sont illustrés par des points noirs. Les résultats sont présentés pour les femmes (gris foncé) et les hommes (gris clair)

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

3.3. Discussion

L'objectif de cette étude était de comparer les contributions des muscles du membre inférieur lors de l'exécution du SEBTm, de l'équilibre unipodal, du test d'inversion en charge et du test d'éversion en charge réalisés avec une déstabilisation de la cheville. Pour le SEBTm, les niveaux d'activités musculaires ont également été comparés entre les 3 directions du test. Enfin, les différences de contributions liées au sexe ont été investiguées. Les résultats de l'étude montrent que le support déstabilisant permet de cibler les muscles éverseurs, et ce quel que soit le test fonctionnel étudié.

Lors du SEBTm, l'activité musculaire du PL est significativement plus importante que celle des autres muscles analysés, suivie par le PB qui est davantage impliqué que les autres muscles étudiés. Lors du test d'équilibre unipodal, le PL et PB sont plus impliqués que le TA et GastL. Lors du test d'inversion et d'éversion en charge, l'implication du PL et PB sont similaires à celle du TA et sont supérieures à celle du GlutM et GastL. Ces résultats complètent les résultats précédemment rapportés dans la littérature qui témoignent d'une augmentation de l'activité des muscles fibulaires lors de la marche avec le dispositif de déstabilisation (Forestier & Toschi, 2005) ou lors de tests fonctionnels (Donovan et al., 2015). Le dispositif de déstabilisation ne permet pas seulement d'augmenter les contributions des muscles fibulaires, mais permet, également, à ces muscles d'être dominants lors des différents tests. En effet, lorsque le SEBT est réalisé sur sol stable, le TA est plus impliqué que le PB (Karagiannakis et al., 2020). Or, la présente étude, effectuée avec le dispositif, montre que le PL et PB sont plus impliqués que le

TA. Ainsi, cette étude met en évidence l'intérêt du dispositif déstabilisant afin de maximiser la contribution des muscles éverseurs. La contribution majeure des muscles éverseurs, observée lors des différents tests fonctionnels effectués, représente un grand intérêt dans l'élaboration de programmes de prévention de l'entorse de cheville. En effet, les muscles fibulaires sont les principaux muscles protecteurs contre les entorses latérales de cheville (Ashton-Miller et al., 1996). Le renforcement des muscles éverseurs de la cheville est donc une préoccupation majeure en rééducation. Ainsi l'utilisation du dispositif de déstabilisation pourrait aider les cliniciens à développer et intégrer des exercices spécifiques des éverseurs de la cheville.

Lors du test d'inversion et d'éversion en charge, le TA est activé à 37 % et 57 % de la CMVi respectivement. Ces niveaux d'activation ne sont pas différents des observations faites sur les muscles éverseurs. Cette contribution importante du TA est cohérente avec l'amplitude de flexion plantaire induite lors de ces deux tests. De plus, ces mouvements d'inversion et d'éversion sont difficiles à exécuter et nécessitent une habitude préalable. Il apparaît important de contrôler la réalisation du mouvement afin de s'assurer que les athlètes effectuent un mouvement tridimensionnel incluant une composante de supination et de rotation médiale. La bonne exécution du test peut être contrôlée visuellement par l'entraîneur ou le clinicien, mais peut également être vérifiée grâce à une centrale inertielle. La spécificité et la difficulté de ces tests doivent être prises en considération dans la progressivité de la rééducation.

De plus, chaque direction du SEBT présente des spécificités dans le recrutement musculaire. En effet, la contribution du GlutM est dominante sur la direction postéromédiale. En effet, cette direction postéromédiale implique une déstabilisation latérale de la jambe d'appui afin de compenser le mouvement médial de la jambe controlatérale. Ainsi, le GlutM joue un rôle essentiel dans cette stabilisation frontale. La direction antérieure est celle qui induit la plus grande contribution du PL. En effet, cette direction est notamment associée à la mobilité de la cheville (Terada, Harkey, et al., 2014). Les contributions des articulations proximales sont limitées dans cette direction et les performances de la direction antérieure sont davantage liées aux problématiques de stabilité et de mobilité de cheville. Ces résultats suggèrent que l'utilisation du dispositif de déstabilisation pourrait renforcer la spécificité de cette direction. Ces différences de contributions, observées entre les directions du SEBT, doivent être considérées par les entraîneurs et les cliniciens lors de l'interprétation des scores de performance.

Enfin, les différences de contributions liées au sexe sont limitées. En effet, il n'existe pas de différences significatives entre les hommes et les femmes. Il était attendu une plus grande contribution musculaire chez les femmes comme cela a déjà été rapporté dans la littérature lors de sauts (Landry et al., 2009), et la marche (Mueller et al., 2018). Des études complémentaires doivent être menées afin d'améliorer nos connaissances concernant les différences de contributions entre les sexes.

Néanmoins, l'hétérogénéité des sports pratiqués dans la population d'étude n'a pas été prise en compte dans les analyses. De plus, les tests ont uniquement été réalisés avec le dispositif de déstabilisation ce qui ne permet pas de comparer la hiérarchie d'activation obtenue sur sol stable de celle rapportée avec le dispositif.

3.4. Conclusion

La présente étude souligne l'efficacité du dispositif de déstabilisation pour cibler les muscles éverseurs lors de la réalisation de différents tests fonctionnels. Ce dispositif devrait être utilisé par les cliniciens et les entraîneurs afin de mieux cibler les muscles stabilisateurs de la cheville. De plus, chaque test présente des spécificités en termes de recrutement musculaire qui peuvent être considérées dans le développement de programmes de prévention et de rééducation. Des études complémentaires devraient être conduites afin d'évaluer l'efficacité de ces tests en rééducation et en prévention. De plus, il serait intéressant de comparer la contribution des muscles du membre inférieur chez des sujets présentant une instabilité de cheville. Il est possible que des stratégies différentes apparaissent entre ces populations.

3.5. Applications

Cette étude montre l'intérêt d'utiliser le dispositif de déstabilisation dans une perspective d'entraînement et de rééducation. En effet, les muscles éverseurs sont souvent difficiles à entraîner puisqu'ils sont responsables d'un mouvement tridimensionnel. Ainsi, l'intégration de ce dispositif en rééducation et en entraînement pourrait être bénéfique afin de renforcer spécifiquement ces muscles. De plus, la possibilité d'intégrer cet outil lors de différents tests est intéressante et permettrait d'apporter une progressivité à la prise en charge.

3.6. Valorisation

Ce travail fait l'objet d'un article scientifique soumis à la revue *International Journal of Sports Medicine*. Il est actuellement en révision dans cette revue.

CHAPITRE 5 : Influence d'une fatigue spécifique des muscles abducteurs de hanche sur la cinématique et le contrôle neuromusculaire de la cheville

1. Introduction

L'entorse latérale de cheville est l'une des pathologies les plus fréquentes dans le milieu sportif (Fong et al., 2007 ; Waterman et al., 2010). Ce traumatisme génère des conséquences à court et long terme comme un taux de récurrence élevé compris entre 12 et 47 % (Herzog et al., 2019). De plus, dans 40 % des cas, le premier événement d'entorse conduit au développement d'une instabilité chronique de cheville (ICC) (Doherty et al., 2016b). Cette instabilité implique des altérations individualisées qui peuvent être à la fois d'origine mécanique, sensorielle et motrice (Hertel & Corbett, 2019). Les préventions primaire et secondaire des entorses de cheville apparaissent donc comme un enjeu considérable dans le milieu sportif. En premier lieu, la connaissance et la compréhension des facteurs de risque d'entorse sont indispensables à la mise en place de programmes de prévention adaptés (Bahr & Krosshaug, 2005).

L'altération du contrôle postural, qu'il soit statique ou dynamique, ainsi que les déficits de production de force au niveau des muscles stabilisateurs de la cheville représentent des facteurs de risque majeurs d'entorses latérales (Collado et al., 2010 ; Delahunt & Remus, 2019). De plus, dans certaines activités sportives, le sexe apparaît comme un facteur de risque. En effet, il a été montré que les femmes présentaient un risque d'entorse plus élevé que les hommes en basket-ball (Doherty, Delahunt, et al., 2014). Des études épidémiologiques ont également mis en évidence l'importance de la force des muscles proximaux, notamment des muscles extenseurs et abducteurs de hanche, dans la prévention des entorses de cheville (De Ridder et al., 2017 ; Kawaguchi et al., 2021 ; Powers et al., 2017). En effet, une faiblesse ou une fatigue des muscles abducteurs de hanche affecte la fonction neuromusculaire et le contrôle postural. Lors d'une tâche d'équilibre unipodal, une faiblesse de force des abducteurs de hanche de 30 % altère l'équilibre, augmente les moments de force inverseurs et éverseurs et augmente l'activité du long fibulaire (Lee & Powers, 2014). Lors d'une tâche de réception de saut, une fatigue induite au niveau des muscles abducteurs de hanche génère une déstabilisation médiolatérale et s'accompagne d'une augmentation et d'une anticipation de la contraction du long fibulaire (Lee & Powers, 2013). Il a également été montré, sur une tâche de réception de saut, un retard d'activation du gastrocnémien latéral, une plus grande activation du tibial antérieur ainsi qu'une moindre flexion plantaire en réponse à une fatigue des muscles abducteurs de hanche (Gafner et al., 2018).

Ces différentes études témoignent de l'existence d'une relation entre l'articulation proximale (hanche) et l'articulation distale (cheville) dans la réalisation de tâches posturales et motrices. Les adaptations neuromusculaires et biomécaniques de la cheville rendent compte d'une

stratégie de protection de la cheville mise en place en réponse à une faiblesse ou une fatigue des abducteurs de hanche. Néanmoins, ces adaptations à la fatigue des abducteurs de hanche n'ont jamais été étudiées dans le cadre du contrôle de l'inversion de cheville ou lors de tâches posturales réalisées avec une déstabilisation spécifique de la cheville. Or, il serait pertinent d'étudier le rôle des abducteurs de hanche et l'influence d'une fatigue à ce niveau sur le contrôle de la stabilité frontale de la cheville lors de tests plus spécifiques de cette articulation. Cela permettrait de rendre compte de la capacité de la cheville à gérer une tâche motrice particulière et spécifique, reprenant les caractéristiques du mécanisme d'entorse, avec une suppléance proximale de la hanche limitée. Et ainsi de comprendre si les compensations mises en place par le système nerveux central au niveau de la cheville suffisent, dans ce contexte, à maintenir un contrôle sécuritaire de l'articulation.

Afin de rendre la réalisation des tests plus spécifique de la cheville, il est possible d'utiliser une déstabilisation de l'arrière-pied qui s'articule selon l'axe physiologique subtalaire (axe de Henke). Ce dispositif a déjà été utilisé lors d'un test d'inversion de cheville en charge et a permis d'identifier une faiblesse des muscles éverseurs chez des sujets présentant une instabilité chronique de cheville (Terrier et al., 2017). De plus, ce dispositif peut être utilisé lors de tests de contrôle postural statique ou dynamique tels que le Star Excursion Balance Test (SEBT), ce qui entraîne une augmentation des contributions musculaires de la cheville (Donovan et al., 2015).

L'objectif principal de cette étude était de déterminer l'influence d'une fatigue des muscles abducteurs de la hanche sur la cinématique et le contrôle neuromusculaire de la cheville lors de tâches réalisées avec une déstabilisation spécifique de l'arrière-pied. L'objectif secondaire était d'étudier l'influence du sexe sur ces composantes et son interaction avec la fatigue. Il était attendu une altération du contrôle postural dynamique et statique ainsi qu'une détérioration de la capacité à contrôler le mouvement d'inversion de cheville avec la fatigue des muscles abducteurs de hanche. De plus, il était attendu une altération plus importante de la stabilité de cheville chez les femmes que chez les hommes avec la fatigue.

2. Méthodologie

2.1. Population

Vingt-six sujets sains, 13 hommes (âge : $21,6 \pm 1,9$ ans ; poids : $71,0 \pm 8,3$ kg ; taille : $176,4 \pm 5,4$ cm) et 13 femmes (âge : $21,3 \pm 1,8$ ans ; poids : $58,8 \pm 6,5$ kg ; taille : $165,6 \pm 5,3$ cm) ont été inclus dans cette étude. Les critères d'inclusion étaient les suivants : hommes et femmes volontaires, âgés de 18 à 35 ans, pratiquant une activité physique régulière (>4 heures par semaine). Les critères de non-inclusion étaient les suivants : personnes âgées de moins de 18 ans

ou plus de 35 ans ou/et ayant subi une blessure au membre inférieur dans les 6 derniers mois précédant le protocole ou/et présentant une instabilité chronique de cheville (score au Cumberland Ankle Instability Tool ≤ 24).

Cette étude a été menée conformément à la déclaration d'Helsinki et approuvée par le comité de protection des personnes CPP Sud Est V (CHU Grenoble, France) sous le numéro : 2021-A02759-32.

2.2. Protocole expérimental

Un modèle d'observation à mesures répétées a été utilisé pour déterminer l'effet aigu de la fatigue des muscles abducteurs de la hanche sur le contrôle de la cheville. Le protocole était composé de deux sessions espacées d'au moins 2 jours et au maximum de 7 jours. La première session consistait à familiariser les sujets avec les différents tests et mesures. Ainsi, chaque test était réalisé plusieurs fois jusqu'à ce que les consignes de réalisation soient assimilées. La deuxième session consistait à réaliser le protocole dans son intégralité avec l'ensemble des mesures. Le protocole expérimental comprenait 3 tests : le Star Excursion Balance Test modifié (SEBTm), le test d'inversion en charge et le test d'équilibre unipodal. Ces tests étaient effectués avant et immédiatement après une séquence fatigante spécifique des muscles abducteurs de la hanche. L'ensemble des tests était uniquement réalisé sur la jambe dominante des sujets, identifiée comme étant la jambe préférentielle utilisée lors d'un saut unipodal.

2.3. Tâches et procédures

Le Star Excursion Balance Test est un test de contrôle postural dynamique qui consiste à se tenir en équilibre sur une jambe et à atteindre des distances maximales dans 8 directions avec la jambe controlatérale. Dans le cadre de cette étude, une version modifiée (SEBTm) comprenant seulement 3 directions (antérieure, postéromédiale, postérolatérale), considérées comme les plus sensibles aux altérations de l'articulation de la cheville (Hertel et al., 2006), a été effectuée (Figure 9). Lors de ce test, les sujets se tenaient en équilibre sur la jambe dominante équipée du chausson déstabilisant Myolux Athletik (ICC Physio, Le Bourget du Lac). Les sujets devaient placer leur pied derrière le « Y » formé par les mètres rubans des directions antérieure, postéromédiale et postérolatérale. Ils avaient pour consignes d'atteindre la plus grande distance avec la jambe controlatérale (non dominante) dans chaque direction en gardant les mains sur les hanches, sans décoller le talon et sans prendre appui sur le sol avec la jambe controlatérale (Picot et al., 2021). Trois répétitions par direction étaient effectuées et la distance atteinte pour chaque répétition était mesurée par l'expérimentateur en relevant la valeur atteinte sur le mètre ruban fixé au sol. La moyenne des distances atteintes lors des 3 répétitions était calculée pour chaque direction. Cette distance moyenne était ensuite rapportée à la longueur de jambe des

sujets (en pourcentage). La longueur de jambe était mesurée grâce à un mètre ruban de l'épine iliaque antérosupérieure à la malléole médiale (Neelly et al., 2013). Enfin, le score composite, correspondant à la moyenne des scores obtenus dans les 3 directions, était calculé.

Le test d'inversion en charge (Figure 11) consistait à produire 10 inversions de cheville contrôlées, permettant de cibler les muscles éverseurs de la cheville selon un régime de contraction excentrique. Les sujets devaient se tenir debout en appui sur la jambe dominante équipée du chausson déstabilisant Myolux Medik e-evolution (ICC Physio, Le Bourget du Lac, France). L'articulateur d'arrière-pied était positionné sur une cale de 2,5 cm de hauteur et les sujets devaient réaliser les inversions de cheville le plus lentement possible. Les sujets pouvaient placer deux doigts de chaque main contre le mur afin de s'équilibrer. Néanmoins, il leur était précisé qu'ils ne devaient pas prendre appui sur le mur. De plus, ils devaient garder le genou tendu tout au long du mouvement pour limiter les compensations de cette articulation. Ces éléments étaient contrôlés visuellement par l'expérimentateur.

Lors du test d'équilibre unipodal (Figure 10), les sujets se tenaient debout sur la jambe dominante équipée du chausson déstabilisant Myolux Medik e-evolution (ICC Physio, Le Bourget du Lac). Ils avaient pour consignes de fermer les yeux, de garder le genou tendu et les mains sur les hanches et de maintenir leur équilibre pendant 20 secondes.

L'exercice fatigant spécifique des muscles abducteurs de hanche consistait à exécuter des abductions de hanche à répétition avec une amplitude de 30° et une cadence à respecter de 60 répétitions par minute (Gafner et al., 2018). Lors de l'exercice, les sujets étaient allongés sur le côté, la jambe dominante vers le haut et la jambe controlatérale fléchie vers l'avant afin de garantir une bonne stabilité. La force isométrique des muscles abducteurs de hanche était évaluée à différents instants du protocole expérimental et servait d'indicateur pour l'arrêt de l'exercice fatigant. Cette mesure de force était réalisée dans la même position que l'exercice fatigant avec une abduction de hanche de 30°. Le capteur de force (PCE-FB 2K, PCE Instruments®) était attaché par des sangles au sol et à la jambe du sujet afin de réaliser des contractions isométriques. Trois contractions maximales volontaires isométriques (CMVi) étaient réalisées avant le début de l'exercice fatigant afin de déterminer un niveau de force maximale pré-fatigue. Des mesures de forces étaient ensuite réalisées au cours de l'exercice fatigant. L'exercice se poursuivait jusqu'à ce qu'une diminution de force de 50 % par rapport à la mesure pré-fatigue soit observée. De plus, il leur était demandé de graduer leur perception de l'effort entre 0 et 10 sur une échelle visuelle analogique (CR10 Borg) à la fin de l'exercice fatigant. Enfin, une dernière mesure de force des abducteurs de hanche était réalisée à l'issue du protocole expérimental afin de s'assurer de la persistance de la fatigue. Les données de force ont été collectées par le logiciel PCE à une fréquence de 40 Hz. Une moyenne glissante d'une fenêtre de 1 seconde a été appliquée aux données de force puis la valeur maximale de ce signal a été sélectionnée afin





de caractériser la force des abducteurs de hanche dans chaque condition (pré-fatigue, post-fatigue, post-protocole).

2.4. Outils de mesure

Lors des 3 tests (SEBTm, inversion en charge et équilibre unipodal), l'activité électromyographique des muscles Peroneus Longus (PL), Peroneus Brevis (PB), Tibialis Anterior (TA), Gastrocnemius Lateralis (GastL) et Gluteus Medius (GlutM) a été enregistrée grâce à un dispositif d'électromyographie de surface sans fil (Delsys trigno™, Delsys Inc.). Les électrodes ont été positionnées sur la peau en surface du muscle conformément aux recommandations SENIAM (<http://www.seniam.org/>). Les consignes de positionnement des électrodes sont répertoriées dans le Tableau 7. Au préalable, la peau était rasée, abrasée et nettoyée à l'alcool afin de garantir une bonne adhérence de l'électrode et un signal de qualité (Konrad, 2005). De plus, la comparaison des activités musculaires entre les sujets implique de normaliser le signal brut (en volt) à une référence. Ainsi, des CMVi pour chaque muscle étudié ont été réalisées au début du protocole à la suite d'un échauffement. Lors de ces contractions, il était demandé aux sujets de produire une force maximale le plus rapidement possible et de maintenir la contraction pendant 4 secondes. Un temps de récupération de 1 minute était ensuite imposé. Les sujets effectuaient 3 CMVi par muscle étudié. Le placement des sujets lors de ces contractions maximales est précisé dans le Tableau 7. Les données électromyographiques ont été enregistrées à une fréquence de 1111 Hz par le logiciel d'acquisition EMGworks® (Delsys Inc.) et filtrées avec une bande passante de 20-450 Hz.

De plus, une centrale inertielle (Delsys trigno™ ; Delsys Inc.) était placée, lors de la réalisation des 3 tests, à l'arrière du dispositif déstabilisant. Cette centrale inertielle permettait l'enregistrement des accélérations et des vitesses angulaires dans les 3 plans de l'espace à une fréquence de 148 Hz.

Tableau 7 : Description du placement des électrodes électromyographiques et du positionnement des sujets lors des contractions maximales volontaires isométriques

Muscle	Placement électrode	Position pour les CMVi
Gluteus Medius	Mi-distance entre la crête iliaque et le grand trochanter	<p>Allongé sur le côté avec une abduction de hanche de 30°. Une sangle fixée au sol permet de créer une résistance contre l'abduction.</p> 
Peroneus Longus	1/4 de la distance entre la tête de la fibula et la malléole latérale	<p>Assis, le pied fixé à une pédale inclinée de 30° dans le plan frontal.</p> 
Peroneus Brevis	3/4 de la distance entre la tête de la fibula et la malléole latérale	
Tibialis Anterior	1/3 de la distance entre la tête de la fibula et la malléole médiale	<p>Assis, le pied fixé à une pédale, la cheville en position de référence (90°). Une sangle permet de limiter la flexion dorsale.</p> 
Gastrocnemius Lateralis	1/3 de la distance entre la tête de la fibula et le talon	<p>Assis, le pied fixé à une pédale, la cheville en position de référence (90°). Une sangle permet de limiter la flexion plantaire.</p> 

2.5. Traitement des données

Les données électromyographiques et cinématiques ont été traitées sur le logiciel Matlab® (version R2019b, The MathWorks, Inc., États-Unis). Les différents indices calculés ainsi que la méthodologie de traitement utilisée pour le test d'inversion en charge, le SEBTm et le test d'équilibre ont été illustrés dans la Figure 14, la Figure 15 et la Figure 16.

Les signaux électromyographiques ont été lissés et redressés à l'aide d'une moyenne quadratique glissante d'une fenêtre de 20 millisecondes. En effet, cette fenêtre temporelle a été choisie en accord avec les recommandations qui indiquent qu'une fenêtre supérieure à 25-30 ms génère un décalage trop important pour la mise en relation de l'EMG avec d'autres éléments (Merletti, 1999).

Concernant les CMVi, elles ont ensuite été lissées avec une moyenne glissante de 200 ms et la valeur maximale de chaque signal a été sélectionnée. Cette valeur maximale, obtenue pour chaque muscle, était considérée comme la référence permettant de normaliser les signaux EMG des différents tests.

Pour le SEBTm, les différentes répétitions ont été isolées en utilisant l'accélération du plan sagittal, issue du capteur électromyographique placé sur le TA (Figure 15). En effet, ces capteurs utilisés pour l'acquisition électromyographique sont également des centrales inertielles. L'accélération sagittale du tibia a été filtrée par un filtre passe-bas avec une fréquence de coupure de 5 Hz. Le début et la fin de l'exécution de chaque répétition étaient ensuite déterminés visuellement. Ainsi, l'EMG moyen des signaux préalablement redressés, lissés et normalisés a été calculé pour chaque répétition et chaque direction. L'EMG moyen obtenu pour les 3 répétitions par direction a ensuite été moyenné.

Pour le test d'inversion en charge, le début et la fin de chaque mouvement d'inversion ont été déterminés visuellement à partir de l'angle de la cheville dans le plan frontal (Figure 14). L'EMG moyen a donc été calculé à partir des signaux redressés, lissés et normalisés pour chaque répétition d'inversion. Ensuite, l'EMG moyen de chacune des 10 répétitions a été moyenné permettant de définir un niveau d'activation moyen de chaque muscle sur la totalité du test.

Pour le test d'équilibre unipodal, une fenêtre de 10 secondes au centre de l'acquisition (de 5sec à 15sec) a été conservée pour le traitement des indices (Figure 16). En éliminant les 5 premières et les 5 dernières secondes du test, la période sélectionnée correspondait à une période stable du test. Ainsi, l'EMG moyen a été calculé sur cette fenêtre de 10 secondes pour chaque muscle étudié. Concernant les données cinématiques, les accélérations et les vitesses angulaires ont été filtrées par un filtre passe-bas avec des fréquences de coupure de 5 Hz et 20 Hz respectivement. Ces seuils ont été déterminés à partir des spectres de fréquence obtenus après l'application d'une transformation de Fourier rapide sur les signaux. Les accélérations dans le plan

sagittal (A_x), frontal (A_y) et transverse (A_z) ont permis de calculer l'angle en degrés (Équation 1) formé par le complexe pied/cheville dans le plan frontal (pronation/supination).

Pour le SEBTm et le test d'équilibre unipodal, la moyenne ($moyAngF$), l'écart-type ($ETAngF$), le minimum ($minAngF$) et le maximum ($maxAngF$) de l'angulation frontale ont été calculés. Pour le SEBTm, ces indices, retenus pour chaque répétition, ont ensuite été moyennés dans chacune des directions.

Les vitesses angulaires obtenues dans les plans sagittal (ω_x), frontal (ω_y) et transverse (ω_z) ont permis de calculer la vitesse composite en degrés par seconde (Équation 2).

Pour le SEBTm, les vitesses pics obtenues dans les 3 répétitions et les 3 directions ont été retenues. La moyenne des 3 vitesses pics obtenues dans chaque direction (moyenne V_{pic}) a ensuite été calculée.

Lors du test d'inversion en charge, la vitesse pic obtenue pour chacune des 10 répétitions a été calculée. Ensuite, ces 10 vitesses pics ont été moyennées (moyenne V_{pic}).

Lors du test d'équilibre unipodal, la vitesse pic a été déterminée sur la période d'acquisition de 10 secondes choisie pour le traitement des indices.

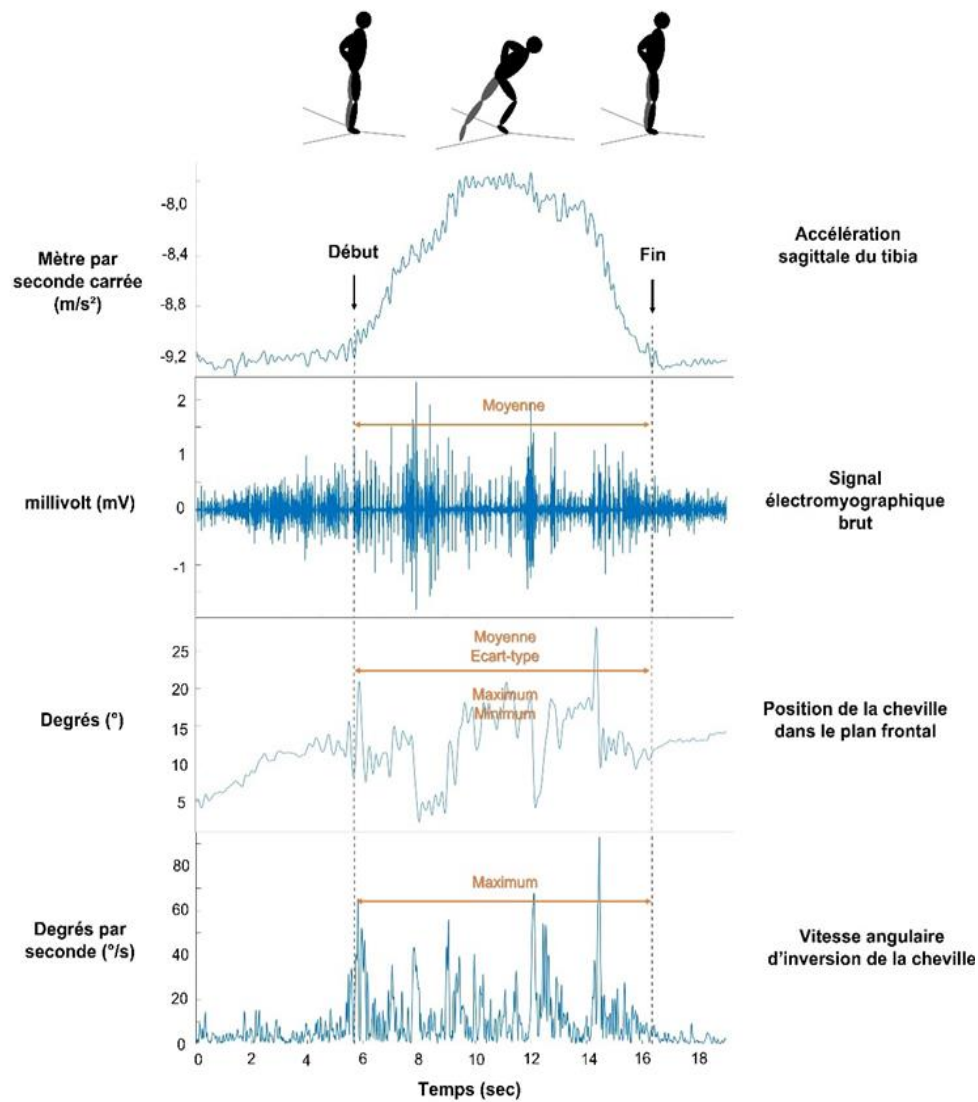


Figure 15 : Illustration des différents indices mesurés lors du Star Excursion Balance test modifié (exemple pour la direction postérolatérale)

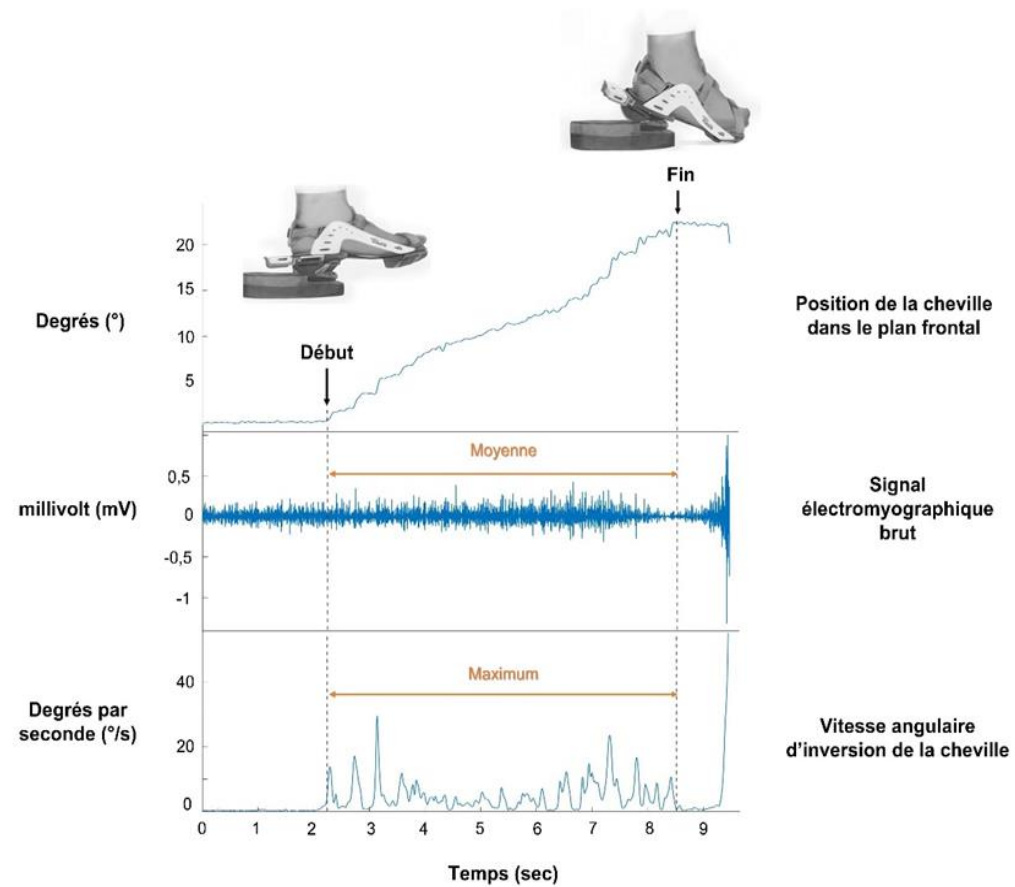


Figure 14 : Illustration des différents indices mesurés lors du test d'inversion en charge

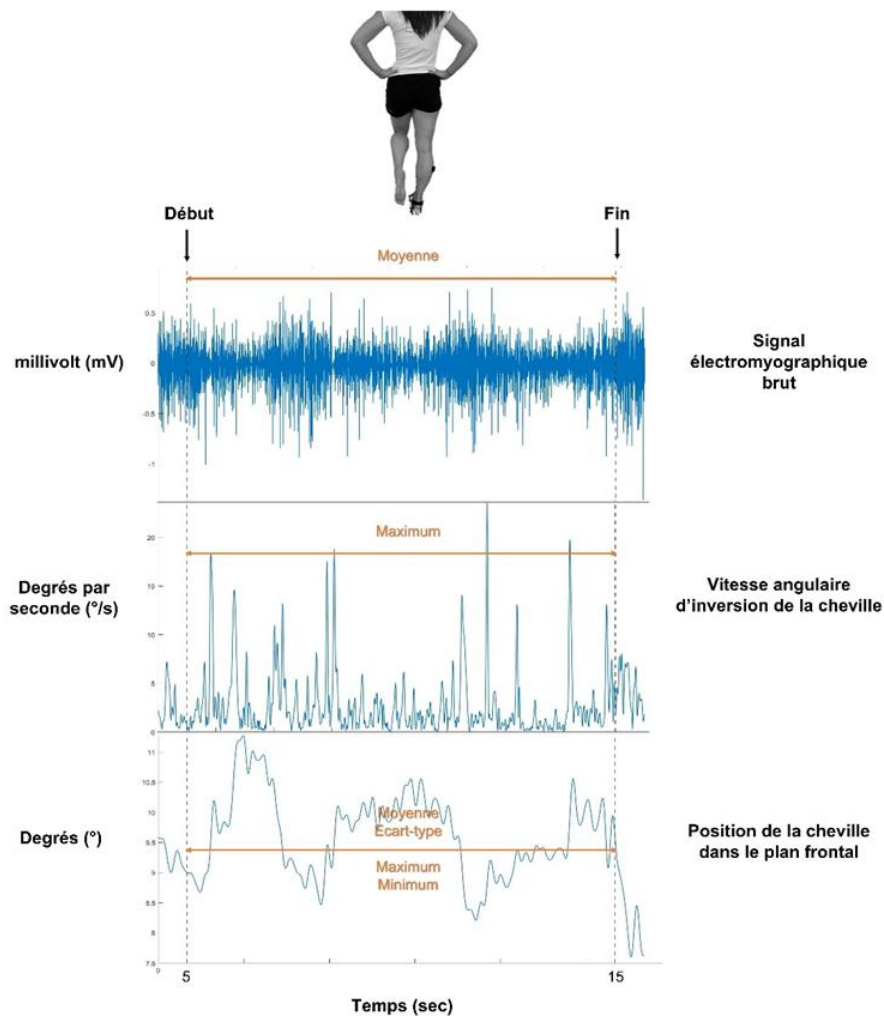


Figure 16 : Illustration des différents indices mesurés lors du test d'équilibre unipodal

2.6. Traitement statistique

Les analyses statistiques ont été réalisées sur le logiciel JASP (version 0.13.1.0, Amsterdam, Pays-Bas). La normalité et l'homogénéité des données ont été testées par le test de Shapiro-Wilk et le test de Levene, respectivement. Pour les échantillons non paramétriques, une transformation logarithmique a été appliquée (\log_{10}). Une ANOVA à modèle mixte a été utilisée pour chaque test (SEBTm, inversion en charge, équilibre unipodal) et pour chaque paramètre (EMG : GlutM, GastL, TA, PL, PB ; Cinématique : Vpic, moyAngF, ETAngF, minAngF, maxAngF) afin de quantifier les effets du temps (pré-, post-fatigue) et du sexe. Le seuil de significativité était fixé à $p \leq 0,05$. Enfin, les tailles d'effet ont été quantifiées à l'aide de la classification de Cohen. Ainsi une taille d'effet $< 0,20$ était qualifiée comme insignifiante, 0,20-0,49 comme faible, 0,50-0,79 comme modérée et $\geq 0,8$ comme large (Cohen, 1988).

3. Résultats

3.1. Exercice fatigant

À la fin de l'exercice d'abduction de hanche, les sujets avaient, en moyenne, une perception de l'effort de $8,1 \pm 1,8$ sur l'échelle CR10 Borg. Cet exercice fatigant a ainsi duré $9,55 \pm 5,77$ minutes. La force des abducteurs de hanche a diminué significativement ($p < 0,001$) de 56 % après l'exercice fatigant ($134,2 \pm 31,9$ N en pré-fatigue contre $59,4 \pm 22,1$ N en post-fatigue). À l'issue du protocole expérimental, la force d'abduction de hanche était significativement inférieure ($p < 0,001$) à la force pré-fatigue ($97,6 \pm 28,3$ N en post-protocole expérimental).

3.2. Star Excursion Balance Test modifié

3.2.1. Performances

L'ANOVA a montré un effet principal significatif pour le facteur temps sur les scores obtenus au SEBTm. Aucun effet du sexe ou d'interaction entre le facteur sexe et temps n'a été révélé par l'ANOVA. En moyenne, les scores diminuaient de 3,06 % à 3,51 % avec la fatigue chez les hommes et de 2,65 % à 4,17 % chez les femmes. Les résultats liés à l'effet de la fatigue sur les scores de performance au SEBTm sont illustrés dans la Figure 17.

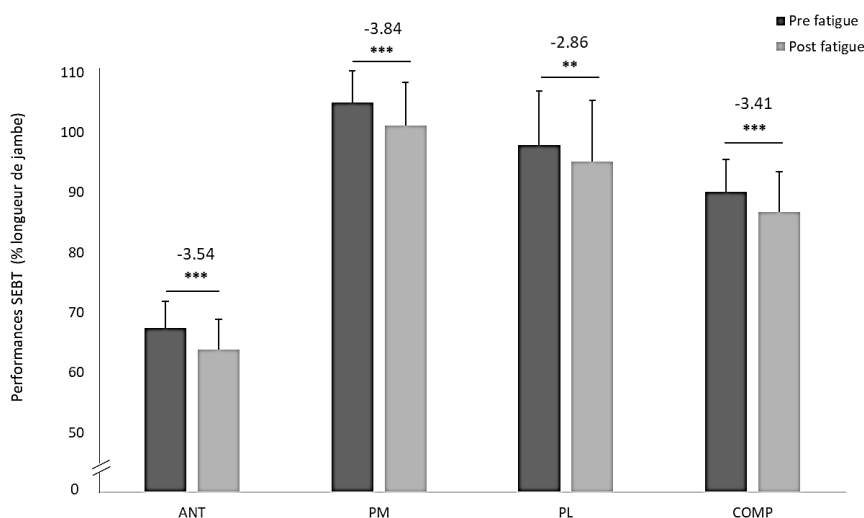


Figure 17 : Performances obtenues lors du Star Excursion Balance Test modifié (SEBTm) dans la direction antérieure (ANT), postéromédiale (PM), postérolatérale (PL) et pour le score composite (COMP) en pré- et post-fatigue.
*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$

3.2.2. Électromyographie

Les effets principaux (temps et sexe) et les effets d'interaction (T*S) de l'ANOVA mixte, réalisée sur les données électromyographiques lors des 3 directions du SEBTm, sont présentés dans le Tableau 8.

Tableau 8 : Variables électromyographiques et analyses statistiques pour le Star Excursion Balance
Test modifié et le test d'inversion en charge

Tests	Muscles	Sexe	Pré-fatigue Moyenne ± ET (% CMVi)	Post-fatigue Moyenne ± ET (% CMVi)	Valeur de p Temps Sexe T*S	Taille d'effet Pré vs post fatigue (population totale)	
SEBTm Antérieure	GlutM ^a	F	21,35 ± 7,72	22,45 ± 8,44	0,147	0,30 – faible	
		M	14,15 ± 5,19	15,32 ± 6,85	0,005 0,645		
	PL ^a	F	64,85 ± 28,97	63,91 ± 23,07	0,181	0,28 – faible	
		M	52,69 ± 22,43	54,42 ± 23,61	0,147 0,164		
	PB ^a	F	49,20 ± 20,34	51,29 ± 23,15	0,362	0,19 – insignifiant	
		M	38,65 ± 12,63	40,00 ± 15,60	0,173 0,808		
	TA	F	17,61 ± 8,88	19,67 ± 11,17	0,656	0,09 - insignifiant	
		M	16,63 ± 10,34	15,32 ± 9,34	0,506 0,073		
	GastL	F	16,83 ± 6,87	18,35 ± 7,15	0,007	0,59 – modéré	
		M	12,70 ± 6,47	15,41 ± 8,33	0,227 0,427		
	SEBTm Postéromédiale	GlutM ^a	F	29,28 ± 13,74	33,20 ± 19,15	0,005	0,61 – modéré
			M	22,95 ± 6,19	28,59 ± 7,45	0,435 0,141	
PL		F	55,25 ± 14,96	58,86 ± 15,78	0,001	0,73 – modéré	
		M	48,05 ± 16,56	55,29 ± 20,23	0,424 0,237		
PB ^a		F	41,89 ± 19,53	44,18 ± 20,38	0,187	0,27 – faible	
		M	33,90 ± 7,31	35,38 ± 9,34	0,327 0,663		
TA		F	19,31 ± 8,46	20,06 ± 10,61	0,811	0,05 – insignifiant	
		M	14,73 ± 7,86	12,27 ± 6,73	0,045 0,278		
GastL ^a		F	14,10 ± 8,04	15,79 ± 8,02	<0,001	0,99 – large	
		M	9,69 ± 4,50	12,39 ± 7,23	0,281 0,715		
SEBTm Postérolatérale		GlutM ^a	F	18,93 ± 10,22	20,96 ± 11,92	0,098	0,34 – faible
			M	13,65 ± 3,88	15,45 ± 5,41	0,176 0,606	
	PL	F	52,88 ± 19,32	52,87 ± 18,80	0,273	0,22 – faible	
		M	45,68 ± 16,28	48,75 ± 17,92	0,466 0,325		
	PB ^a	F	41,24 ± 21,04	41,93 ± 20,16	0,831	0,04– insignifiant	
		M	34,83 ± 10,98	34,31 ± 10,82	0,506 0,495		
	TA	F	20,81 ± 11,42	21,80 ± 12,67	0,532	0,13 – insignifiant	
		M	18,25 ± 11,02	15,31 ± 8,83	0,276 0,115		
	GastL ^a	F	13,16 ± 5,76	13,58 ± 5,74	0,018	0,50 – modéré	
		M	8,26 ± 4,43	9,23 ± 5,18	0,034 0,315		
	Inversion en charge	GlutM ^a	F	13,55 ± 7,75	13,84 ± 11,24	0,248	0,23 – faible
			M	17,72 ± 7,12	17,21 ± 8,14	0,099 0,477	
PL ^a		F	25,60 ± 21,15	26,93 ± 20,28	0,221		

	M	20,09 ± 12,35	20,63 ± 12,57	0,511 0,871	0,25 – faible
PB	F	42,94 ± 22,68	49,28 ± 25,77	0,005	0,60 – modéré
	M	26,31 ± 10,32	29,25 ± 12,84	0,019 0,269	
TA	F	30,00 ± 10,76	31,53 ± 10,68	0,524	0,13 – insignifiant
	M	26,49 ± 7,96	26,29 ± 10,70	0,246 0,623	
GastL ^a	F	7,46 ± 3,76	8,36 ± 4,35	0,002	0,66 – modéré
	M	8,26 ± 4,43	9,23 ± 5,18	0,032 0,916	

Note : Moyenne, écart-type (ET), valeur p (facteurs temps, facteur sexe, interaction) et taille d'effet pour le star excursion balance test modifié (SEBTm) et le test d'inversion en charge en pré- et post-fatigue pour les femmes (F) et les hommes (H). Les effets significatifs ont été mis en gras. Abréviations : GastL, gastrocnemius lateralis ; GlutM, gluteus medius ; PB, peroneus brevis ; PL, peroneus longus ; TA, tibialis anterior.

^a variables analysées après transformation logarithmique

3.2.3. Cinématique

Les résultats de l'ANOVA mixte réalisée sur les variables cinématiques mesurées au cours du SEBTm sont présentés dans le Tableau 9.

3.3. Test d'inversion en charge

3.3.1. Électromyographie

Les effets principaux (temps et sexe) et les effets d'interaction (T*S) concernant les données électromyographiques, enregistrées lors du test d'inversion en charge, sont présentés dans le Tableau 8.

3.3.2. Cinématique

Les résultats de l'ANOVA mixte, réalisée sur la moyenne des vitesses pics obtenues lors du test d'inversion en charge, sont présentés dans le Tableau 9.

Tableau 9 : Variables cinématiques et analyses statistiques pour le Star Excursion Balance Test modifié et le test d'inversion en charge

Test	Variabes	Sexe	Pré-fatigue Moyenne ± ET	Post-fatigue Moyenne ± ET	Valeur de p Temps Sexe T*S	Taille d'effet Pré vs post fatigue (population totale)
SEBTm Antérieure	Vpic (°/s) ^a	F	54,47 ± 14,91	60,55 ± 14,12	0,365	0,18 – insignifiant
		M	72,42 ± 24,54	70,31 ± 23,18	0,065 0,103	
	moyAngF (°)	F	12,02 ± 4,24	9,56 ± 5,33	0,003	0,65 – modéré
		M	11,53 ± 3,33	7,65 ± 3,85	0,348 0,569	
	ETAngF (°) ^a	F	2,84 ± 0,67	3,00 ± 0,39	0,453	0,15 – insignifiant
		M	3,43 ± 1,17	3,43 ± 1,07	0,159 0,437	

SEBTm Postéromédiale	maxAngF (°)	F	18,10 ± 5,15	16,87 ± 6,29	0,015	0,52 – modéré	
		M	19,31 ± 4,37	14,64 ± 3,62	0,746 0,145		
	minAngF (°)	F	5,12 ± 4,15	2,99 ± 5,63	0,036	0,45 – faible	
		M	2,14 ± 5,61	-1,26 ± 5,65	0,040 0,744		
	Vpic (°/s)	F	68,12 ± 26,92	65,77 ± 27,53	0,393	0,17 – insignifiant	
		M	78,95 ± 27,04	87,62 ± 22,94	0,102 0,143		
	moyAngF (°)	F	10,52 ± 5,19	8,18 ± 5,75	0,004	0,61 – modéré	
		M	10,58 ± 3,80	6,40 ± 3,95	0,582 0,384		
	ETAngF (°)	F	3,54 ± 1,18	3,38 ± 0,97	0,953	0,01 – insignifiant	
		M	4,43 ± 1,33	4,57 ± 1,17	0,022 0,380		
	maxAngF (°)	F	19,41 ± 6,29	16,18 ± 7,60	0,008	0,57 – modéré	
		M	20,31 ± 4,61	17,20 ± 6,16	0,667 0,956		
minAngF (°)	F	2,54 ± 5,63	0,60 ± 6,32	0,075	0,36 – faible		
	M	0,01 ± 7,27	-3,15 ± 4,97	0,123 0,659			
SEBTm Postérolatérale	Vpic (°/s) ^a	F	82,57 ± 34,84	77,19 ± 24,21	0,618	0,10 – insignifiant	
		M	94,75 ± 58,20	85,19 ± 28,24	0,349 0,927		
	moyAngF (°)	F	12,54 ± 6,54	10,84 ± 6,95	0,060	0,39 – faible	
		M	13,90 ± 3,42	11,18 ± 4,39	0,649 0,652		
	ETAngF (°)	F	3,80 ± 1,03	3,85 ± 1,24	0,628	0,10 – insignifiant	
		M	4,06 ± 1,16	4,19 ± 0,76	0,429 0,832		
	maxAngF (°)	F	21,93 ± 6,33	20,02 ± 9,63	0,090	0,35 – faible	
		M	23,08 ± 4,32	20,65 ± 5,70	0,710 0,837		
	minAngF (°)	F	3,35 ± 6,31	2,29 ± 6,56	0,089	0,35 – faible	
		M	4,28 ± 4,60	0,45 ± 4,82	0,794 0,325		
	Inversion en charge	Vpic (°/s) ^a	F	56,31 ± 30,12	55,37 ± 28,00	0,086	0,35 – faible
			M	48,84 ± 14,32	57,55 ± 18,24	0,975 0,120	

Note : Moyenne, écart-type (ET), valeur p (facteurs temps, facteur sexe, interaction) et taille d'effet pour le star excursion balance test modifié (SEBTm) et le test d'inversion en charge en pré- et post-fatigue pour les femmes (F) et les hommes (H). Les effets significatifs ont été mis en gras.

^a variables analysées après transformation logarithmique

3.4. Test d'équilibre unipodal

3.4.1. Population totale

L'ANOVA mixte réalisée sur les variables électromyographiques et cinématiques du test d'équilibre unipodal n'a révélé aucune différence significative entre pré- et post-fatigue, entre les hommes et les femmes ou d'interactions entre ces deux facteurs. L'évolution des différents indices avec la fatigue était de +2,07 % CMVi (IC 95% : -0,69 ; 5,03) pour le GlutM ; +1,51% CMVi (-5,91 ; 8,54) pour le PL ; +2,19 % CMVi (-2,64 ; 7,02) pour le PB ; -0,91 % CMVi (-3,06 ; 1,25) pour le TA ; -0,22 % CMVi (-2,79 ; 2,34) pour le GastL ; -0,29° (-0,77 ; 0,20) pour

ETAngF ; $-1,06^\circ$ (-0,40 ; 2,51) pour moyAngF ; $+0,16^\circ$ (-1,84 ; 2,17) pour minAngF ; $-1,88^\circ$ (-4,35 ; 0,57) pour maxAngF.

3.4.2. Segmentation de la population

Les réponses individuelles à l'exercice fatigant étaient variables entre les individus, notamment pour l'indice de stabilité frontale : ETAngF (Figure 18). Ainsi, une segmentation de la population a été réalisée a posteriori. Deux groupes ont donc été constitués en prenant en considération l'évolution du ETAngF avec la fatigue. Le groupe nommé PROG était composé de 14 sujets (7 femmes, 7 hommes). Ils présentaient tous une diminution de l'indice ETAngF avec la fatigue (c.-à-d. une amélioration de la stabilité). Le groupe ALT était composé de 12 sujets (6 femmes, 6 hommes). L'ensemble du groupe présentait une augmentation de l'indice ETAngF avec la fatigue (c.-à-d. une altération de la stabilité).

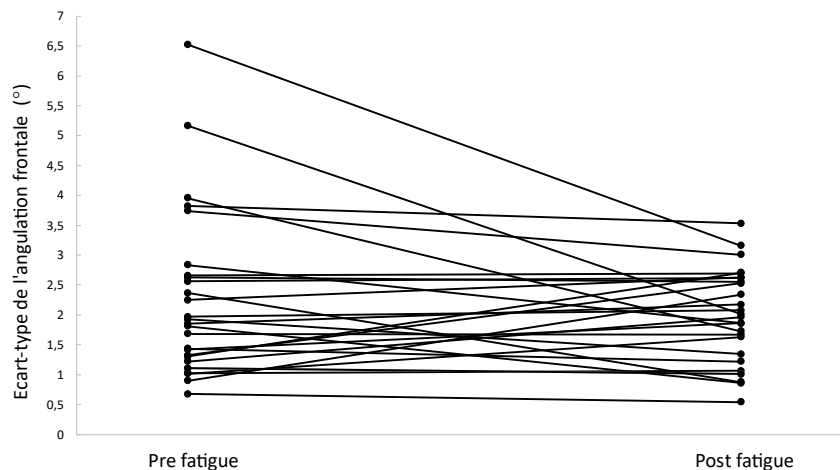


Figure 18 : Évolutions individuelles de l'écart-type de l'angulation frontale entre pré- et post-fatigue

Afin de comparer l'évolution avec la fatigue des paramètres étudiés entre ces deux groupes, les évolutions normalisées des différents indicateurs ont été calculées à partir de l'équation 4.

$$\text{Évolution normalisée (\%)} = \left(\frac{\text{post} - \text{pré}}{\text{pré}} \right) \times 100 \quad (4)$$

Des tests de Student pour échantillons indépendants ou des tests de Mann-Whitney ont été utilisés afin de comparer les évolutions normalisées de chaque indice entre le groupe PROG et le groupe ALT. Le seuil de significativité était fixé à $p < 0,05$.

De plus, afin de comparer les valeurs brutes des différents indices entre pré et post-fatigue indépendamment pour chaque groupe, des tests de Student pour échantillons appariés ou des tests de Wilcoxon ont été utilisés. Ces valeurs brutes ont également été comparées entre les deux groupes en pré-fatigue et post-fatigue indépendamment grâce à des tests de Student indépendants ou des tests de Mann Whitney. Compte tenu des multiples comparaisons effectuées, une correction de Bonferroni a été appliquée au seuil de significativité pour ces comparaisons. Ainsi, le seuil de significativité était de $p < 0,01$.

3.4.3. Exercice fatigant (comparaison après segmentation de la population)

Les deux groupes (PROG et ALT) présentaient une diminution significative de la force d'abduction de hanche à l'issue de l'exercice fatigant. La force du groupe PROG diminuait significativement de $70,05 \pm 22,3$ N ($p < 0,001$) et la force du groupe ALT diminuait significativement de $80,25 \pm 22,6$ N ($p < 0,001$). L'évolution normalisée de la force d'abduction avec la fatigue n'était, statistiquement, pas différente entre les groupes ($p = 0,25$). De plus, les valeurs brutes de force en pré et en post-fatigue n'étaient pas différentes entre les groupes (pré : $p = 0,65$; post : $p = 0,75$).

3.4.4. Cinématique (comparaison après segmentation de la population)

Le groupe PROG (Figure 19) présentait une diminution significative de ETAngF de $1,02 \pm 1,14$ degrés (IC 95% : 0,37-1,68), ce qui correspondait à une évolution normalisée de -30%. Le groupe ALT (Figure 19) présentait une augmentation significative de ETAngF de $0,57 \pm 0,53$ degrés (IC 95% : 0,23-0,90) ce qui correspondait à une évolution normalisée de +46%. L'évolution normalisée de ETAngF (Figure 20) apparaissait significativement différente entre les deux groupes ($p < 0,001$). De plus, en condition pré-fatigue, le ETAngF du groupe PROG tendait à être supérieur à celui du groupe ALT ($p = 0,02$; $d = 0,94$).

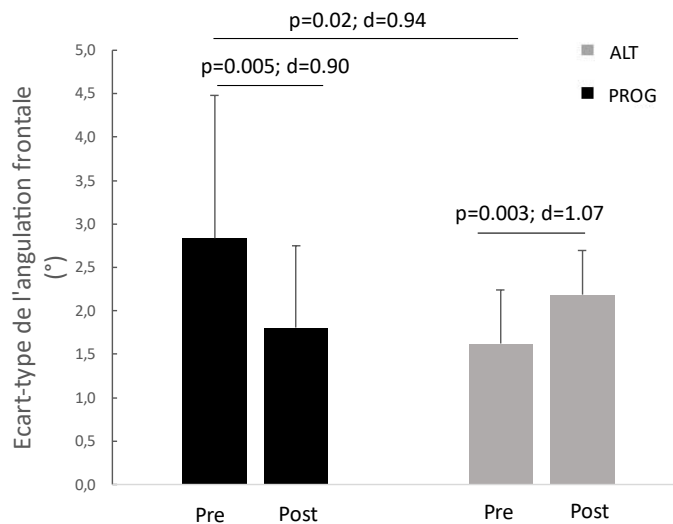


Figure 19 : Écart-type de l'angulation frontale en pré et post-fatigue pour le groupe PROG et le groupe ALT

Concernant les indices moyAngF et minAngF, aucune différence significative n'a été montrée entre pré et post-fatigue, quel que soit le groupe. De plus, la comparaison de l'évolution normalisée des indices moyAngF et minAngF avec la fatigue n'a révélé aucune différence significative entre les groupes. Les valeurs brutes comparées entre les groupes en pré et en post-fatigue indépendamment n'apparaissent pas significativement différentes.

Concernant l'indice maxAngF, le groupe PROG présentait une diminution significative du pic d'inversion avec la fatigue de $5,18 \pm 6,04$ (IC 95% : 1,69-8,67 ; $p=0,007$). Le groupe ALT ne présentait pas de modifications significatives de ce paramètre avec la fatigue. L'évolution normalisée de maxAngF était significativement différente entre les deux groupes (+23% pour ALT, -25% pour PROG ; $p=0,002$; $d=1,34$). Les valeurs brutes comparées entre les groupes en pré et en post-fatigue indépendamment n'apparaissaient pas significativement différentes.

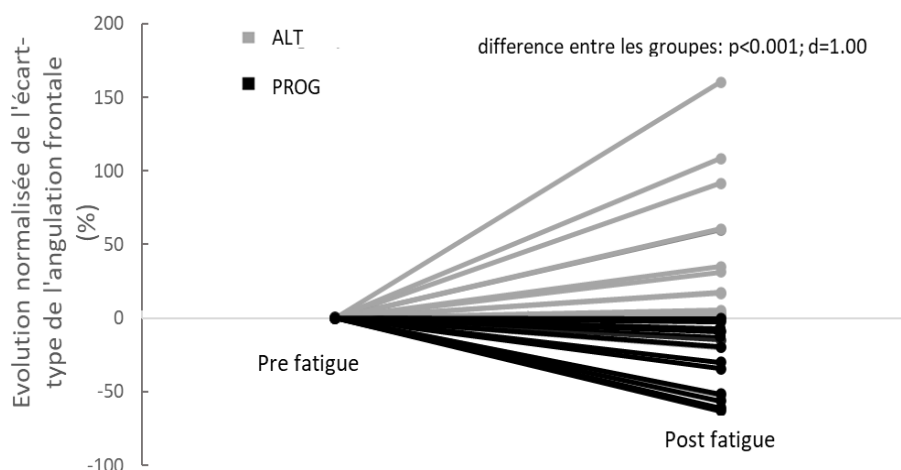


Figure 20 : Évolutions normalisées de l'écart-type de l'angulation frontale pour le groupe ALT et le groupe PROG

3.4.5. Électromyographie (comparaison après segmentation de la population)

Concernant l'évolution des contributions musculaires avec la fatigue, le groupe PROG tendait à augmenter l'activité du PL en post-fatigue (+31% ; $p=0,06$; $d=0,52$), ainsi que celle du GastL (+23% ; $p=0,03$; $d=0,65$). Le groupe ALT ne présentait pas de modifications significatives des contributions musculaires avec la fatigue (-6% pour le PL et -11% pour le GastL).

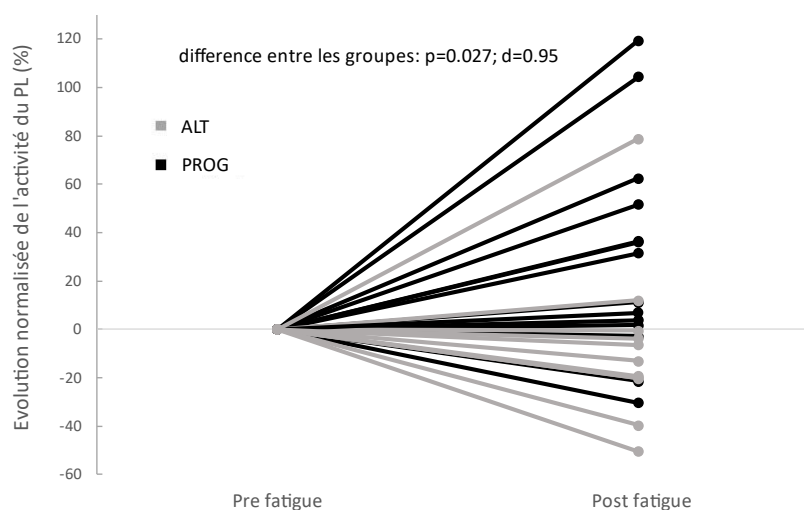


Figure 21 : Évolutions normalisées de l'activité du Peroneus Longus (PL) avec la fatigue pour le groupe ALT et PROG

Les évolutions normalisées de l'activité du PL (Figure 21) et du GastL (Figure 22) étaient significativement différentes entre les deux groupes. Enfin, l'activité du PL du groupe PROG tendait à être supérieure à celle du groupe ALT en post-fatigue ($p=0,03$; $d=0,94$). Aucune différence significative n'a été mise en évidence pour les autres muscles étudiés (GlutM, TA, PB).

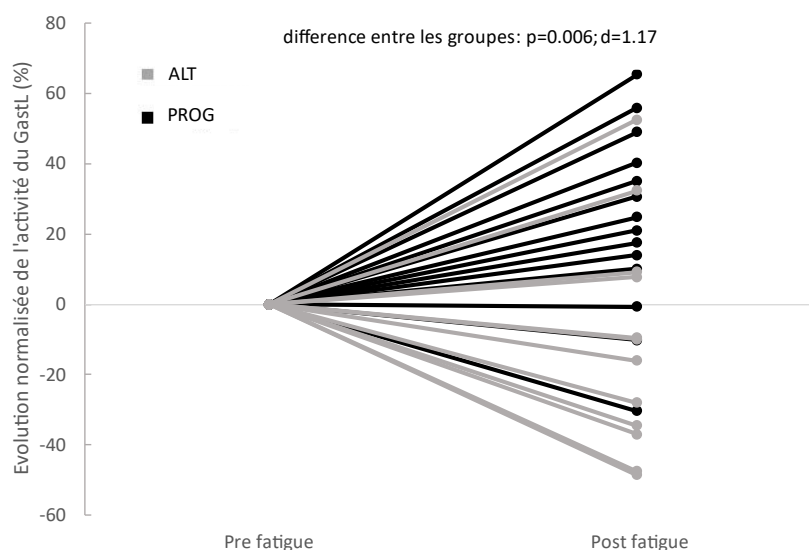


Figure 22 : Évolutions normalisées du Gastrocnemius Lateralis (GastL) avec la fatigue pour le groupe ALT et le groupe PROG

4. Discussion

L'objectif de cette étude était de déterminer l'influence d'une fatigue spécifique des muscles abducteurs de hanche sur le contrôle neuromusculaire et cinématique de la cheville. De plus, les différences liées au sexe étaient étudiées. Les principaux résultats de ce travail montrent une altération des performances au SEBTm avec la fatigue des muscles abducteurs de hanche qui s'accompagne d'adaptations cinématiques de la cheville. De plus, les contributions musculaires de la cheville augmentent avec la fatigue proximale lors du test d'inversion en charge et lors du SEBTm. Une grande variabilité des réponses à la fatigue a également été mise en évidence lors du test d'équilibre unipodal et suggère l'adoption de stratégies différentes.

4.1. Star Excursion Balance Test modifié

À la suite de l'exercice fatigant d'abduction de hanche, les performances au SEBTm ont diminué significativement (Figure 17). L'évolution des scores de performance, obtenue sur les directions antérieure et postéromédiale, est supérieure à l'erreur de mesure rapportée dans le chapitre précédent (page 93), ce qui renforce l'importance de ces résultats. Pour la direction postérolatérale, l'erreur de mesure est légèrement supérieure à l'évolution observée avec la fatigue. Ainsi, les résultats de la direction postérolatérale doivent être considérés avec précaution.

De manière générale, ces altérations témoignent d'une détérioration de l'équilibre postural dynamique. Dans la littérature, une altération des performances au SEBT a également été montrée à la suite d'exercices fatigants incluant des sprints (Hosseinimehr et al., 2010) ou suite à une fatigue spécifique des fléchisseurs et des extenseurs de hanche (Gribble et al., 2004). Compte tenu de la pertinence des scores de performance du SEBT dans la prédiction du risque de blessure au membre inférieur, les résultats de cette étude suggèrent qu'une fatigue des muscles abducteurs de hanche peut prédisposer un athlète à la blessure (Gribble et al., 2012). Ces résultats confirment le lien préalablement établi entre la force des muscles abducteurs de hanche et les scores au SEBT (McCann et al., 2017).

Une diminution de l'angle de supination de la cheville a également été constatée en réponse à la fatigue des muscles abducteurs de hanche lors de l'exécution du SEBTm (Tableau 9). En parallèle, une augmentation de l'activité du GastL a été mise en évidence pour chaque direction du SEBTm après l'exercice fatigant (Tableau 8). Ces adaptations à la fois cinématiques et neuromusculaires font référence à une stratégie de protection de la cheville permettant de limiter la déstabilisation latérale. En effet, une augmentation de la déstabilisation latérale a précédemment été montrée chez des individus présentant une faiblesse de force des muscles abducteurs de hanche (Lee & Powers, 2014). Dans notre étude, l'ajout du dispositif de déstabilisation amplifie l'instabilité latérale de la cheville. Dans ce contexte et contrairement à l'étude de Lee & Powers (2014), il est impératif pour les sujets d'adopter une stratégie de protection afin de maintenir l'équilibre et d'éviter une chute. Nos résultats sont en cohérence avec de précédentes études qui ont montré une augmentation de l'éversion du pied suite à un exercice de course à pied (Vie et al., 2013). De plus, d'après une étude de Hollman et al. (2006), il existe une corrélation négative entre la force des abducteurs de hanche et la pronation du pied, ce qui soutient nos résultats. En effet, l'alignement du membre inférieur pourrait être modifié avec la fatigue des abducteurs de hanche. Un déficit de force ou du contrôle des muscles abducteurs de hanche conduit à une augmentation de l'adduction de hanche générant ainsi une augmentation du valgus dynamique de genou, ce qui entraînerait une augmentation de la pronation du pied (Powers, 2010). Toutefois, les évolutions de l'angle de supination observée dans notre étude sont proches de l'erreur de mesure rapportée dans le chapitre précédent (page 93). Il convient donc d'être prudent quant à l'interprétation de ces évolutions. La modification de l'angle de supination s'accompagne d'une augmentation de l'activité musculaire du GastL avec la fatigue. En effet, les muscles gastrocnémiens jouent un rôle important dans le contrôle frontal du pied (Nicola & Jewison, 2012) et travaillent en synergie avec les muscles fessiers pour maintenir l'équilibre (Bramah et al., 2021). Les compensations du GastL, observées avec la fatigue des muscles abducteurs de hanche, sont donc cohérentes.

La fatigue des muscles abducteurs de hanche influence particulièrement la direction postéro-médiale tant sur le score de performance (-3,84 %) que sur les modifications de contributions musculaires. En effet, cette direction implique une augmentation de l'activité des muscles PL et GlutM après la fatigue proximale. C'est également sur cette direction que l'on retrouve une l'implication la plus importante du GlutM. L'exécution de cette direction entraîne un déplacement médial par rapport à la jambe d'appui qui doit être compensé par des ajustements posturaux dans le sens opposé (c.-à-d. en latéral). Néanmoins, cet ajustement latéral est perturbé par la fatigue des abducteurs de hanche et doit être compensé par l'implication des muscles stabilisateurs latéraux comme le PL et le GlutM. Les résultats de notre étude soulignent l'importance des muscles abducteurs de hanche dans la réalisation de la direction postéro-médiale et le besoin de contrôler la stabilité de cheville lorsque le contrôle de l'articulation proximale est altéré.

4.2. Test d'inversion en charge

Concernant le test d'inversion en charge, les résultats n'ont montré aucune modification de la vitesse angulaire d'inversion. Ce test permet de caractériser la capacité des muscles éverseurs à ralentir le mouvement d'inversion et donc d'évaluer un déficit de contrôle de ce mouvement. Bien que la cinématique du mouvement n'ait pas évolué avec la fatigue proximale, des modifications neuromusculaires ont été constatées. En effet, les muscles PB et GastL étaient plus activés après l'exercice fatigant. Ces évolutions neuromusculaires peuvent s'expliquer par un besoin de renforcer la stabilité de l'articulation de la cheville afin de maintenir un contrôle sécuritaire de l'inversion. De précédentes études avaient également mis en avant le besoin de renforcer la stabilité distale par une augmentation des contributions musculaires lorsque la stabilité proximale était compromise (Lee & Powers, 2013, 2014). Contrairement à nos attentes, aucune compensation n'a été mise en place par le GlutM alors qu'il représente un muscle primordial dans le contrôle de la posture statique unipodale. Cette absence de compensation au niveau du GlutM peut avoir augmenté la déstabilisation latérale du corps et ainsi nécessité une contribution plus conséquente des muscles de la cheville afin de maintenir la stabilité et la performance dans la tâche. Ces résultats suggèrent une relation entre la fatigue des muscles abducteurs de hanche et la contribution des muscles de la cheville dans le contrôle du mouvement d'inversion.

4.3. Test d'équilibre unipodal

Concernant le test d'équilibre unipodal, la fatigue n'a pas modifié les composantes neuromusculaires et cinématiques du test sur la population totale. Ces résultats sont surprenants puisque de précédentes études soulignent une perturbation de l'équilibre unipodal avec la fatigue (Paillard, 2012) et notamment avec une fatigue spécifique des muscles abducteurs de

hanche (Gribble & Hertel, 2004). Néanmoins, notre étude analysait des données inertielles liées au déplacement de la cheville dans le plan frontal alors que les études de références s'intéressaient au contrôle postural du corps entier via l'utilisation d'une plateforme de force. Ces différences méthodologiques peuvent expliquer la divergence des résultats. De plus, nos résultats ont montré une grande variabilité des réponses cinématiques et neuromusculaires avec la fatigue entre les individus, ce qui ne permet pas de tirer des conclusions définitives sur notre population d'étude.

Afin de tenir compte de cette variabilité, deux groupes ont été constitués à partir de l'évolution de l'écart-type de la position frontale du pied avec la fatigue. La moitié de notre échantillon présentait une augmentation de cet indice alors que l'autre moitié présentait une diminution de celui-ci. Les évolutions de l'écart-type de la position frontale observées dans chaque groupe sont supérieures à l'erreur de mesure rapportée dans le chapitre précédent (page 93). Cela suggère que la fatigue des abducteurs de hanche pourrait affecter les sujets de manière différente. Une segmentation semblable de la population a déjà été réalisée dans la littérature et a révélé la présence de deux stratégies, à la suite d'une restriction mécanique de la cheville, selon lesquelles certains sujets augmenteraient leurs déplacements posturaux alors que d'autres les réduiraient (Tsai et al., 2018). Dans cette étude, Tsai et al., (2018) expliquent ces comportements différenciés par une stratégie individuelle favorisant (ou non) les mouvements de la hanche pour compenser la contrainte mécanique de la cheville.

Les évolutions cinématiques différenciées de l'indice de stabilité (écart-type de la position frontale) qui ont été observées dans notre étude (+46 % pour le groupe ALT et -30 % pour le groupe PROG) peuvent être liées à des modifications neuromusculaires. En effet, les compensations neuromusculaires mises en place par chaque sujet dans notre étude sont différentes entre le groupe ALT et le groupe PROG. Le groupe PROG augmente l'activité du PL et GastL alors que le groupe ALT ne semble pas modifier ses contributions musculaires. Les réorganisations neuromusculaires implémentées à la suite d'un exercice fatigant peuvent varier d'un individu à l'autre (Paillard, 2012). La redondance du système neuromusculaire implique une multitude de solutions possibles pour compenser une fatigue locale lorsque l'on s'intéresse à un exercice pluri-articulaire comme la posture (Côté et al., 2002). Il a précédemment été montré que deux stratégies pouvaient être mises en place, l'une consistant à augmenter l'activité des muscles impliqués dans la tâche fatigante et l'autre induisant le recrutement de muscles d'autres articulations (Bonnard et al., 1994). Les individus inclus dans le groupe PROG de notre étude tendent à renforcer la dépendance à l'articulation distale (cheville) pour réaliser la tâche posturale en condition de fatigue proximale. Ce changement semble permettre d'améliorer la stabilité de cheville malgré la fatigue. Les individus du groupe ALT ne semblent, à l'inverse, pas en mesure de mettre en place de telles compensations. Il est possible que ce groupe de sujets ait compensé

la fatigue en utilisant une stratégie impliquant d'autres articulations que la cheville, qui serait, dans cette tâche spécifique avec déstabilisation de cheville, moins efficace. Néanmoins, nous n'avons pas mis en évidence de modification de l'activité musculaire du GlutM avec la fatigue ce qui ne nous permet pas de conclure que ce groupe de sujets compense la fatigue en augmentant les contributions proximales. Il serait donc intéressant d'investiguer l'activité d'autres muscles proximaux afin de comprendre la stratégie adoptée par ces sujets.

De plus, la stratégie adoptée par chaque individu pour compenser les effets de la fatigue pourrait dépendre de leur capacité à repondérer les informations proprioceptives en fonction de leur disponibilité et de leur pertinence dans la tâche considérée (Vuillerme et al., 2006). Chez des sujets sains, une variabilité dans les stratégies proprioceptives utilisées pour maintenir l'équilibre a, en effet, été montrée (Picot, Rémy-Neris, et al., 2022). Cette précédente étude souligne notamment deux comportements différents, un nommé « rigide » qui impliquerait un maintien de la stratégie en dépit des contraintes environnementales et l'autre nommé « plastique » qui conduirait à une adaptation de la stratégie face à la contrainte externe. Dans notre population, le groupe ALT n'aurait pas réussi à repondérer les informations proprioceptives à la suite de l'exercice fatigant. Ce comportement « rigide » expliquerait la détérioration de la stabilité de cheville et l'absence de compensations neuromusculaires. À l'inverse, le groupe PROG, a augmenté les contributions de la cheville et aurait donc réussi à renforcer la stratégie de cheville, ce qui conduirait à une amélioration de la stabilité distale dans cette tâche spécifique.

4.4. L'effet lié au sexe

Il existe peu d'études ayant analysé les différences de contrôle neuromusculaire de la cheville liées au sexe. Les résultats de cette étude montrent des différences dans les contributions musculaires entre les hommes et les femmes lors du test d'inversion en charge. En effet, les femmes présentent une plus grande activité du PB et du GastL que les hommes. Ces résultats sont cohérents avec de précédentes études qui ont montré une plus grande contribution des gastrocnémiens chez les femmes lors de sauts (Landry et al., 2009) ou lors de la marche (Muellet et al., 2018). Cette plus grande contribution musculaire chez les femmes pourrait être adoptée afin de contrebalancer les différences anatomiques et mécaniques existantes entre les sexes (c.-à-d. une moindre raideur chez les femmes) (Adjei et al., 2020). Enfin, il n'existe pas d'interaction entre le sexe et la fatigue.

4.5. Limites

Cette étude comporte quelques limites comme la segmentation de la population qui a été effectuée a posteriori pour le test d'équilibre unipodal. En effet, le nombre de sujets présents

dans l'étude ne nous a pas permis de considérer plus de 2 groupes. Or, certains sujets apparaissent très peu impactés en termes de stabilité par la fatigue des abducteurs de hanche. Il serait donc pertinent d'enrichir cette segmentation par un 3^{ème} groupe. De plus, l'utilisation de méthodes statistiques, comme l'analyse en clusters permettrait de discriminer ces groupes avec plus de précision. L'objectif de cette étude s'intéressait exclusivement à une fatigue spécifique des abducteurs de hanche. Cette spécificité ne permet donc pas de généraliser les résultats à une fatigue plus globale liée à la pratique d'une activité sportive.

5. Conclusion

Les adaptations cinématiques et neuromusculaires observées dans cette étude en réponse à une fatigue spécifique des abducteurs de hanche confirment l'existence d'une relation entre l'articulation distale et proximale du membre inférieur lors de tâches réalisées en chaîne cinématique fermée. Ces résultats témoignent de l'instauration de compensations distales pour gérer le déficit proximal et maintenir une exécution sécuritaire du test. Néanmoins, malgré ces compensations, les performances posturales dynamiques sont altérées, ce qui représente un facteur de risque de blessures important. De plus, les sujets ne semblent pas toujours en mesure de compenser le déficit proximal par un renforcement de la stratégie distale. Cette étude souligne l'intérêt des muscles abducteurs de hanche dans la prévention des blessures et le contrôle de la cheville. Il serait intéressant d'investiguer ce lien chez des sujets pathologiques, par exemple présentant une instabilité chronique de cheville. De plus, l'identification des facteurs influençant l'utilisation de différentes stratégies de réponses à la fatigue est d'un intérêt majeur dans le cadre de la prévention et de la rééducation des blessures.

6. Applications

Les résultats avancés dans cette étude ont des implications dans le milieu clinique et sportif. Il semble intéressant dans une perspective de prévention, mais également de rééducation de l'entorse de cheville de s'intéresser au membre inférieur dans sa globalité et notamment aux muscles abducteurs de la hanche. En effet, une modification de force au niveau proximal perturbe la cinématique et le contrôle neuromusculaire de la cheville. Il est donc important d'évaluer les articulations proximales et d'intégrer des exercices spécifiques à ces articulations dans la prévention et la rééducation des entorses.

La direction postéromédiale du Star Excursion Balance Test est influencée par la force des muscles abducteurs de hanche. Cette information doit aider l'interprétation des scores de performances à ce test.

Enfin, sur un test d'équilibre unipodal, la fatigue proximale entraîne différentes réponses. Il semble donc primordial d'analyser les réponses individuelles des athlètes et patients afin de mettre en lumière les stratégies adoptées.

7. Valorisation

Cette étude a fait l'objet de deux publications dans des revues internationales à comité de lecture :

Dury, J., Michel, F., & Ravier, G. (2022). Fatigue of hip abductor muscles implies neuro-muscular and kinematic adaptations of the ankle during dynamic balance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. <https://doi.org/10.1111/sms.14198>

Dury, J., Ravier, G., & Michel, F. (2022). Hip Abductor Muscle Fatigue Induces Different Strategies During Disrupted Postural Control. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fspor.2022.918402>

Cette étude a également fait l'objet de trois communications orales en congrès :

Dury J., Ravier G., Michel, F., *Influence of hip abductor muscles fatigue on ankle stability*. Présentation orale, 19^{ème} congrès de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Montpellier, 27 au 29 octobre 2021.

Dury J., Michel, F., Ravier G., *Hip abductor muscle fatigue induces different ankle strategies during disrupted postural control*. Présentation orale, 27^{ème} édition du Forum Jeunes Chercheurs (FJC), Dijon, 16 et 17 juin 2022.

Dury J., *Stabilité de cheville : quel lien avec les muscles abducteurs de hanche ?* Présentation orale, 9^{ème} Journées Francophones de Kinésithérapie (JFK), Rennes, 29 au 02 avril 2023.

Ce travail a également été présenté au sein du laboratoire de recherche biodynamique de l'université de Caroline du Nord à Charlotte dans le cadre d'un stage réalisé au mois d'avril 2023.

CHAPITRE 6 : Influence de la fatigue et de l'ajout d'une contrainte cognitive sur le contrôle biomécanique et neuromusculaire d'une réception de saut

1. Introduction

Les entorses de cheville sont l'une des pathologies les plus fréquentes dans le milieu sportif (Fong et al., 2007 ; Waterman et al., 2010). Dans la majorité des cas, ces entorses de cheville font suite à un mouvement d'inversion excessif présentant une composante de supination et de rotation médiale de cheville importante (Lysdal et al., 2022). Ce mécanisme conduit ainsi à une lésion du ligament collatéral latéral (Doherty et al., 2016b). Souvent considérée comme une blessure bénigne, l'entorse de cheville implique, pourtant, un taux de récurrence élevé de 47 % en basketball (Herzog et al., 2019). En effet, la présence d'antécédents d'entorses de cheville est considérée comme étant le premier facteur de risque de blessure à la cheville (Beynon et al., 2002 ; Delahunt & Remus, 2019). De plus, après une entorse, 40 % des patients développent ce que l'on appelle une instabilité chronique de cheville (ICC) (Doherty et al., 2016b).

L'ICC se caractérise par des atteintes individualisées qui peuvent être d'origine mécanique, perceptuelle, sensorielle ou motrice et entraînent des épisodes d'instabilité fréquents (Hertel & Corbett, 2019). Par exemple, lors d'une réception de saut, qui représente une action sportive particulièrement contraignante et traumatisante pour le membre inférieur et pour l'articulation de la cheville (McKay et al., 2001 ; Woods et al., 2003), les sujets atteints d'ICC s'organisent différemment que les sujets sains, et tendent à s'exposer davantage à la blessure. En effet, ces patients présentent une moindre activité des muscles périarticulaires de la cheville notamment au niveau du long fibulaire lors de la réception de saut (Delahunt et al., 2006 ; Jeon et al., 2021 ; Son et al., 2017) ainsi qu'un retard d'activation des muscles de la cheville (Suda et al., 2009). Or, une anticipation de la commande musculaire est indispensable lors d'une réception de saut afin de préparer l'atterrissage et d'absorber les contraintes importantes générées par l'impact au sol (Santello, 2005). De plus, les amplitudes articulaires avant l'impact au sol sont déterminantes dans la qualité de la réception et le risque de blessures sous-jacent (Fong et al., 2009, 2012 ; Terada & Gribble, 2015). Cependant, les sujets atteints d'ICC atterrissent avec des amplitudes articulaires distales et proximales les exposant davantage au risque de blessures au niveau de la cheville, mais également du genou (Simpson, Stewart, Turner, et al., 2019 ; Theisen & Day, 2019). Au niveau des données cinétiques, les sujets instables de cheville présentent un pic d'impact au sol plus intense et plus rapide que les sujets sains lors de la réception (Jeon et al., 2021). Ce comportement biomécanique, lié à l'intensité et au taux de charge, peut également être associé à un risque de blessures plus conséquent ainsi qu'à une dégénération précoce des tissus (Jeon et al., 2021). En effet, plus l'intensité de l'impact est élevée et le temps d'atteinte de ce pic est court, plus les contraintes transférées aux tissus sont importantes. Enfin, le délai

mis pour se stabiliser après l'impact au sol permet de caractériser les qualités de contrôle postural dynamique. Plusieurs auteurs ont montré que les sujets atteints d'ICC, par comparaison à des sujets sains, présentaient un délai de stabilisation plus long sur l'axe vertical (Yalfani & Raeisi, 2022), sur l'axe médiolatéral (Kunugi et al., 2017 ; Wright et al., 2016), et sur l'axe antéropostérieur (Gribble & Robinson, 2009a). L'ensemble de ces altérations (électromyographiques, cinématiques et cinétiques) tendent à prédisposer davantage les patients atteints d'ICC à de futurs traumatismes.

Néanmoins, dans le contexte sportif, ces réceptions de sauts sont réalisées dans un environnement contraignant impliquant la présence d'une charge cognitive additionnelle (prise d'information, prise de décision...) et d'une fatigue neuromusculaire. Ainsi, l'influence de ces facteurs (cognitif et fatigue) doit être considérée dans la gestion du risque d'entorses latérales de cheville.

L'influence de la fatigue neuromusculaire sur la réception de saut a, majoritairement, été étudiée dans une population de sujets sains. Ces études montrent parfois des résultats divergents du fait de la mixité des séquences fatigantes testées. Néanmoins, la fatigue perturbe la cinématique du membre inférieur et génère une augmentation de la supination de cheville, une diminution de la flexion dorsale ou encore une augmentation de la flexion de genou lors de la pose de pied au sol (Herbaut & Delannoy, 2020 ; Jayalath et al., 2018 ; Santamaria & Webster, 2010). De plus, la littérature rapporte une diminution de l'intensité des forces de réaction verticales lors de l'atterrissage (Santamaria & Webster, 2010) ainsi qu'une augmentation des délais de stabilisation sur les axes antéropostérieur et vertical (Brazen et al., 2010). Une diminution des contributions musculaires de la cheville est également constatée en réponse à la fatigue lors des sauts (Herbaut & Delannoy, 2020). Chez les sujets atteints d'ICC, il existe peu d'étude s'intéressant à l'effet de la fatigue sur les qualités d'atterrissage de sauts. Ces quelques études montrent des dégradations neuromusculaires et posturales similaires à celles obtenues chez les sujets sains (Steib, Hentschke, et al., 2013 ; Webster et al., 2016). Cependant, d'après la littérature, les évolutions de la cinématique d'atterrissage de saut, observées en réponse à la fatigue, n'ont pas été comparées entre ces deux populations. Or, la cinématique est importante à évaluer puisqu'elle est décisive dans le mécanisme d'entorse latérale de cheville.

À la fatigue générée par l'activité, s'ajoute une charge cognitive associée à la pratique. Cette demande attentionnelle représente une contrainte supplémentaire que l'athlète doit être capable de gérer. Chez des sujets sains, les récentes études montrent des modifications cinématiques du membre inférieur lors de sauts effectués en présence de contraintes cognitives, telles qu'une diminution de la flexion du genou et de la hanche (Almonroeder et al., 2018 ; Imai et al., 2022). De plus, une augmentation des délais de stabilisation antéropostérieur et médiolatéral (Ren et al., 2022) ainsi qu'une augmentation de l'intensité d'impact des axes vertical et antéropostérieur

(Dai et al., 2018 ; Ren et al., 2022) sont observées en réponse à l'ajout d'une tâche cognitive lors de réceptions de sauts. Enfin, une diminution des contributions musculaires de la cheville est également rapportée en conséquence de la distraction cognitive (Watson et al., 2020). Chez des sujets atteints d'ICC, des évolutions similaires sont observées sur les caractéristiques neuromusculaires avec la tâche cognitive (Watson et al., 2020). L'analyse du contrôle moteur en situation de double tâche semble particulièrement importante chez les sujets souffrant d'ICC. En effet, après une blessure ligamentaire, comme l'entorse de cheville, une réorganisation fonctionnelle du cortex s'opère (Needle et al., 2017). Cette réorganisation induit une augmentation des ressources corticales nécessaires à la réalisation d'une tâche, ce qui tend à altérer les performances motrices (Burcal et al., 2019 ; Needle & Rosen, 2017). En effet, des altérations de la sensibilité cutanée plantaire (Burcal & Wikstrom, 2016b), du contrôle postural (Rahnama et al., 2010) et de la cinématique de marche (Tavakoli et al., 2016) ont été rapportées chez des sujets atteints d'ICC en condition de double tâche.

Enfin, l'influence simultanée de la fatigue et de contraintes cognitives a été étudiée sur la cinématique du genou lors d'un saut dans une population de sujets sains. Cette étude montre une détérioration de la cinématique du genou lorsque les sujets sont exposés à ces deux contraintes (Mejane et al., 2019). Néanmoins, il n'existe à notre connaissance aucune étude traitant de l'influence de cette double contrainte sur le contrôle de l'articulation de la cheville, que ce soit chez des sujets sains ou atteints d'ICC. Or, la compréhension précise de l'influence de la fatigue, de la charge cognitive ainsi que de leurs interactions est indispensable à la mise en place de programmes de prévention et de réadaptation adaptés aux contraintes de la pratique sportive. De plus, les critères de retour au sport établi à la suite d'une entorse de cheville n'incluent pas d'évaluation dans des environnements contraints (fatigue, cognitif) (Smith et al., 2021). Ainsi, approfondir nos connaissances dans ce domaine permettrait, à terme, de faire évoluer ces critères de retour au sport.

L'objectif principal de l'étude était de déterminer l'influence d'une contrainte cognitive et de la fatigue sur le contrôle d'une réception de saut par une comparaison 1) des activités musculaires, 2) de la cinématique du membre inférieur, 3) de l'intensité des forces de réaction et 4) du délai de stabilisation après l'impact. L'objectif secondaire était de comparer ces effets entre des sujets sains et des sujets présentant une ICC. En réponse à l'ajout d'une contrainte cognitive, il était attendu une diminution de l'activité musculaire, notamment avant l'impact au sol, une altération de la cinématique du membre inférieur (augmentation de la supination de cheville), une augmentation de l'intensité des forces de réaction accompagnée d'un délai de stabilisation plus conséquent. Il était attendu que ces altérations soient exacerbées par la fatigue neuromusculaire. Enfin, nous avons fait l'hypothèse que les altérations liées à la tâche cognitive soient plus marquées chez les sujets présentant une ICC.

2. Méthodologie

2.1. Population

Vingt-trois hommes ont participé à cette étude (âge : $22,7 \pm 4,6$ ans ; taille : $178,0 \pm 5,2$ cm ; poids : $72,5 \pm 7,5$ kg). Tous les sujets devaient pratiquer une activité physique régulière (>4h hebdomadaires). Parmi ces sujets, 13 ont été inclus dans le groupe contrôle (âge : $22,9 \pm 5,0$ ans ; taille : $178,8 \pm 5,4$ cm ; poids : $73,8 \pm 8,0$ kg). Ils ne présentaient pas d'antécédents de blessures au membre inférieur dans les 6 derniers mois, ils ne présentaient pas d'instabilité chronique de cheville (score CAIT ≥ 27) et n'avaient jamais subi d'entorses de cheville sur la jambe étudiée. Les 10 sujets restants (âge : $23,5 \pm 4,0$ ans ; taille : $176,7 \pm 4,9$ cm ; poids : $69,3 \pm 5,5$ kg) ont été inclus dans le groupe présentant une instabilité chronique de cheville (groupe ICC). Ce groupe ICC était composé de sujets ayant subi au moins un évènement d'entorse significatif datant de plus de 12 mois. Ils devaient présenter un score au CAIT ≤ 24 et ne pas avoir eu d'antécédents de blessures au membre inférieur au cours des 6 mois précédant le protocole. Ces critères d'inclusion ont été déterminés en accord avec les recommandations de l'International Ankle Consortium (Gribble et al., 2014). Cette étude a été menée conformément à la déclaration d'Helsinki et approuvée par le Comité d'Éthique pour la Recherche en STAPS (Grenoble, France) sous le numéro : IRB00012476-2022-28-01-15.

2.2. Protocole expérimental

Le protocole était composé d'une session expérimentale où les sujets devaient réaliser des réceptions de saut dans différentes conditions. Les sauts étaient réalisés avant et après une séquence fatigante. De plus, en pré- et post-fatigue, les sauts étaient effectués à la fois avec et sans tâche cognitive.

2.2.1. Tâche de réception de saut

Le test de saut consistait à réaliser une réception de saut unipodale depuis un support d'une hauteur de 30 cm, puis à se stabiliser. Le départ ainsi que la réception se faisaient sur la même jambe, à savoir la jambe présentant une instabilité de cheville pour le groupe ICC et la jambe saine pour le groupe contrôle. Un écran était positionné face aux sujets pendant la tâche et permettait d'afficher le signal de départ du saut ainsi que le signal de fin de la période de stabilisation post-saut. Dans les conditions de double tâche, l'écran permettait également de projeter la tâche cognitive. Les sujets devaient donc se placer sur le support surélevé en position unipodale jusqu'à ce que le signal de départ soit donné par un changement de couleur de l'écran. Le changement de couleur était généré automatiquement et de manière aléatoire. En effet, celui-ci

se déclenchait aléatoirement entre 10 et 12 secondes par rapport au début du test afin d'éviter une anticipation des sujets. Ils devaient ensuite réagir et effectuer la réception de saut. Enfin, ils restaient dans la position unipodale jusqu'à ce que la tâche soit terminée (signal sur l'écran). Ainsi, la réception de saut était précédée et suivie d'une phase de stabilisation unipodale. Pour chaque condition de mesure (pré-fatigue sans tâche cognitive, pré-fatigue avec tâche cognitive, post-fatigue sans tâche cognitive, post-fatigue avec tâche cognitive), 5 essais de sauts étaient effectués.

2.2.2. Tâche cognitive

La tâche cognitive (Figure 23) était projetée sur un écran de $46,5 \times 26,2$ cm à une distance de 150 cm du sujet. Cette tâche reprenait les caractéristiques d'une tâche de suivi d'objets préalablement utilisée dans la littérature (Ren et al., 2022). Ainsi, la tâche consistait à observer une bille spécifique parmi un ensemble de 10 billes en mouvement et de déterminer à l'issue de la séquence animée où se situait la bille d'intérêt. La bille cible s'éclairait d'abord en rouge afin de la distinguer des autres billes (Étape 1 - Figure 23). Ensuite, elle reprenait la même couleur que les autres billes (les distracteurs). Puis, les billes se mettaient toutes en mouvement pendant 20 secondes (Étape 2 - Figure 23). À l'issue de ce délai, les billes se stabilisaient et un numéro compris entre 1 et 10 apparaissait à côté de chaque bille (Étape 4 - Figure 23). Les sujets devaient donc annoncer le numéro de la bille cible de départ. Le nombre de bonnes réponses

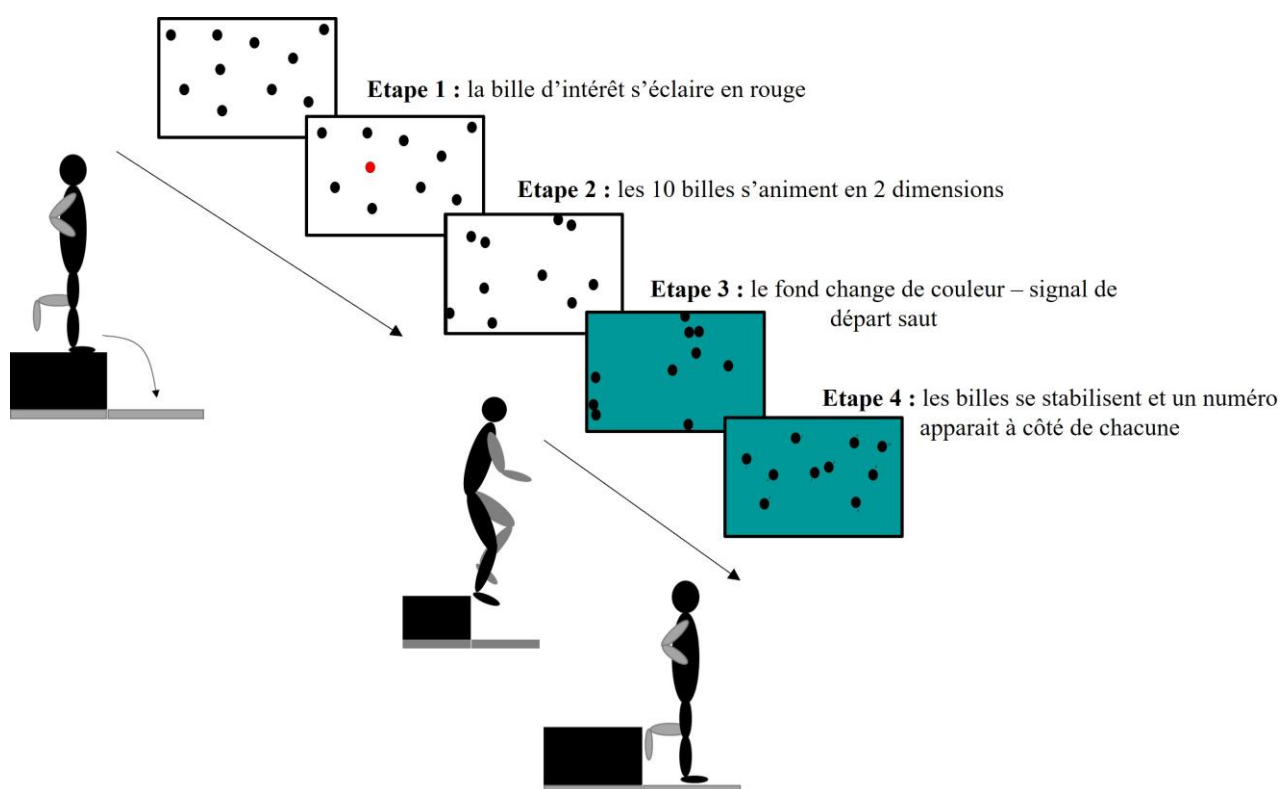


Figure 23 : Différentes étapes de la tâche cognitive

obtenu pour chaque condition (pré-, post-fatigue) était calculé permettant ainsi de définir un score de performance sur la tâche cognitive allant de 0 à 5 pour chaque condition (pré-, post-fatigue). La tâche cognitive débutait lorsque le sujet était en position unipodale sur le support surélevé et se poursuivait jusqu'à ce qu'il soit dans la phase de stabilisation post-atterrissage. De plus, comme pour les conditions de simple tâche (sans tâche cognitive), un changement de couleur de fond d'écran survenait de manière aléatoire entre 10 et 12 secondes après le début de la tâche (Étape 3 - Figure 23). Ce changement correspondait au signal de départ du saut.

2.2.3. Séquence fatigante

Avant de commencer la séquence d'exercices fatigants, trois mesures de force maximale isométrique des fléchisseurs plantaires étaient réalisées grâce à un capteur de force Chronojump échantillonné à 80 Hz (Chronojump, Barcelone, Espagne). Cette mesure était effectuée en position assise, le genou bloqué par la cellule de force et les sujets devaient produire une flexion plantaire maximale et la maintenir 4 secondes. Un repos de 1 minute était imposé entre chaque répétition. Cette mesure servait de référence pour suivre l'évolution de la fatigue au cours du protocole. La séquence de fatigue avait pour objectif de se rapprocher des contraintes imposées par la pratique d'une activité sportive au niveau des membres inférieurs. Ainsi une succession de 4 exercices était à réaliser. Le premier exercice était un déplacement en forme de 8 autour de deux plots à réaliser 10 fois. Ensuite, les sujets continuaient avec un exercice de déplacements latéraux effectués par-dessus un step. Ils avaient 20 franchissements de step à effectuer. Le 3^{ème} exercice consistait à produire 30 sauts unipodaux (sur la jambe étudiée) d'avant en arrière. Enfin, le circuit se terminait par 60 rebonds verticaux à deux jambes. Le circuit était enchaîné 3 fois avant de procéder à une première mesure de force isométrique des fléchisseurs plantaires. La séquence fatigante se poursuivait jusqu'à ce qu'on observe une diminution de la force de 20 % par rapport à la mesure effectuée avant le début de l'exercice fatigant. De plus, les sujets devaient renseigner leur perception d'effort perçu sur une échelle visuelle analogique graduée de 0 à 10 (CR10 Borg). À l'issue du protocole fatigant, les sujets effectuaient à nouveau les réceptions de sauts avec et sans tâche cognitive. Enfin, une dernière mesure de force des fléchisseurs plantaires était réalisée à l'issue des derniers sauts afin d'évaluer la persistance de la fatigue.

2.3. Outils de mesure

2.3.1. Cinématique

Les réceptions de sauts ont été filmées par un dispositif de capture du mouvement composé de 12 caméras infrarouges échantillonnées à 100 Hz (Oqus 5+ et 12+) (Qualisys, Gothenburg, Suède). Ces caméras ont permis de reconstituer grâce au logiciel Qualysis Track Manager les

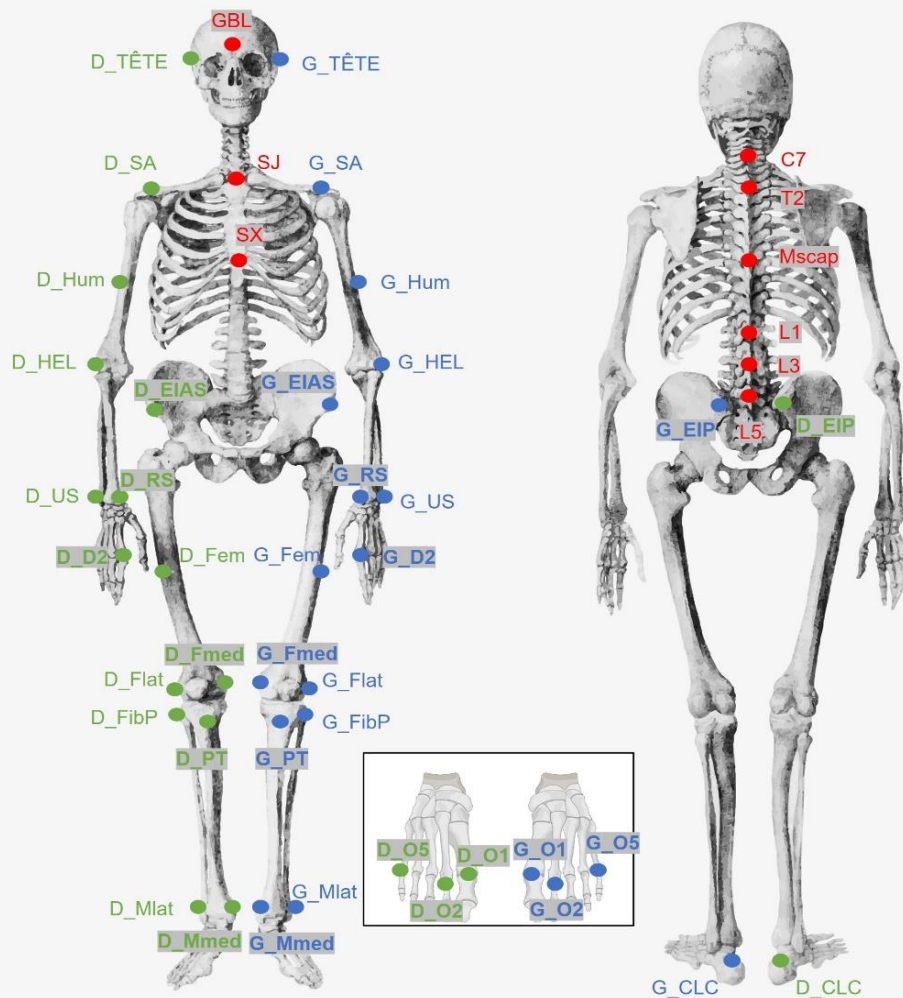
mouvements du corps dans les 3 dimensions. Ce système d'acquisition implique, au préalable, de placer des marqueurs réfléchissants sur des points anatomiques précis afin de créer et reconstituer les différents segments corporels. Les repères utilisés pour le placement des marqueurs sont répertoriés dans la Figure 24 et ont été choisis en accord avec la littérature (Leardini et al., 2007). De plus, après avoir positionné l'ensemble des marqueurs sur la peau, une phase de calibration statique était nécessaire afin d'indiquer au logiciel à quelle zone anatomique correspondait chaque marqueur. Pour cette phase de calibration, les sujets se tenaient au centre de l'espace matérialisé par les caméras, immobile, les bras et les jambes suffisamment écartés pour que l'ensemble des marqueurs soient visibles. Ensuite, il suffisait d'associer chaque marqueur à un repère anatomique. L'acquisition cinématique était synchronisée avec l'acquisition des données électromyographiques et de plateforme de force. Pour chaque essai de saut, il était nécessaire de vérifier l'association automatique des marqueurs aux repères anatomiques. En effet, sur un mouvement dynamique comme un saut, le logiciel peut confondre certains marqueurs et donc fausser l'analyse. Une fois cette étape de vérification effectuée, les données étaient exportées sur le logiciel *Visual 3D* (C-Motion, Boyds, États-Unis).

2.3.2. Électromyographie

Lors des réceptions de sauts, l'activité électromyographique des muscles peroneus longus (PL), peroneus brevis (PB), tibialis anterior (TA), gastrocnemius lateralis (GastL), gastrocnemius medius (GastM), rectus femoris (RF), semitendinosus (SET) et gluteus medius (GlutM) étaient enregistrées grâce à un dispositif d'électromyographie de surface sans fil (Delsys trigno™, Delsys Inc.). Les électrodes EMG ont été placées sur la peau rasée, abrasée et nettoyée à l'alcool en accord avec les recommandations SENIAM (<http://www.seniam.org/>). Les signaux EMG ont été enregistrés à une fréquence de 2000 Hz par le logiciel *Qualysis Track Manager* (Qualisys, Gothenburg, Suède).

2.3.3. Cinétique

Dans cette étude, deux plateformes de force (AMTI, Watertown, États-Unis) ont été utilisées. La fréquence d'acquisition était fixée à 2000 Hz et l'acquisition des forces et moments dans les 3 plans de l'espace était synchronisée avec l'électromyographie et les caméras infrarouges. La première plateforme de force était placée sous le support surélevé de 30 cm et permettait ainsi d'enregistrer le départ du saut. La deuxième se situait devant la première, elle permettait d'accueillir la réception du saut et la phase de stabilisation. Les données de plateforme tout comme les données cinématiques étaient ensuite exportées sur le logiciel *Visual 3D* (C-Motion, Boyds, États-Unis)



Nom marqueur	Localisation
D_TÊTE / G_TÊTE	Juste au-dessus de l'oreille
GBL	Glabele
SJ	Sternum – Echancre jugulaire
SX	Sternum - Apophyse xiphoïde
C7	7 ^{ème} vertèbre cervicale
T2	2 ^{ème} vertèbre thoracique
Mscap	Milieu des bords inférieurs des scapula
L1	1 ^{ère} vertèbre lombaire
L3	3 ^{ème} vertèbre lombaire
L5	5 ^{ème} vertèbre lombaire
D_SA / G_SA	Scapula – Acromion
D_Hum / G_Hum	Humérus
D_HEL / G_HEL	Epicondyle latéral humérus
D_US / G_US	Apophyse styloïde ulna
D_RS / G_RS	Apophyse styloïde radius
D_D2 / G_D2	Base de l'index
D_EIAS / G_EIAS	Epine iliaque antéro-supérieure
D_EIP / G_EIP	Epine iliaque postéro-supérieure
D_Fem / G_Fem	Fémur
D_Flat / G_Flat	Epicondyle latéral fémur
D_Fmed / G_Fmed	Epicondyle médial fémur
D_FibP / G_FibP	Tête de la fibula
D_PT / G_PT	Tubérosité tibiale
D_Mlat / G_Mlat	Malléole latérale
D_Mmed / G_Mmed	Malléole médiale
D_CLC / G_CLC	Insertion tendon d'Achille sur le calcaneus
D_O5 / G_O5	Tête du 5 ^{ème} métatarse
D_O2 / G_O2	Tête du 2 ^{ème} métatarse
D_O1 / G_O1	Tête du 1 ^{er} métatarse

Figure 24 : Placement des marqueurs réfléchissants. Traduit et adapté de Qualisys

2.4. Traitement des données

Les données ont été traitées sur le logiciel Matlab (version R2019b, The MathWorks, Inc., États-Unis).

2.4.1. Force des fléchisseurs plantaires

Concernant les données de force obtenues en pré-fatigue, post-fatigue et post-protocole, une moyenne glissante d'une seconde a été appliquée puis la valeur maximale de ce signal moyen a été retenue comme indicateur de force maximale pour chaque instant de mesure (pré-, post-fatigue, post-protocole).

2.4.2. Temps de réaction

Le temps de réaction des sujets, suite au signal de départ de saut, a été mesuré. Le temps de réaction correspondait au délai temporel calculé entre le changement de couleur de l'écran (signal de départ du saut) et le début de l'initiation du saut (Figure 25). Le signal de départ a été recueilli grâce à la caméra frontale placée à l'arrière du sujet qui a permis de capter la première image de changement de couleur du fond d'écran. L'initiation du saut a, elle, été déterminée en accord avec la littérature (Mendes et al., 2021; Owen et al., 2014) comme l'instant où la force enregistrée par la plateforme sur la composante verticale (F_z) excédait le poids du corps ± 5 fois l'écart-type du poids du corps (Figure 25).

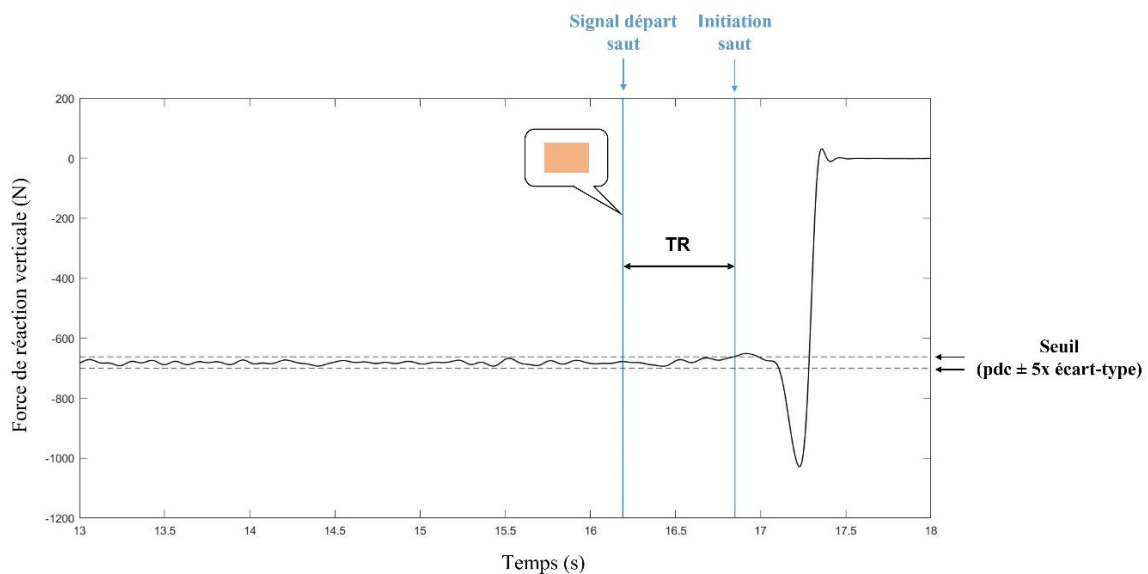


Figure 25 : Détermination de l'initiation du saut et schématisation du temps de réaction (TR) après le signal de départ.

Pdc : poids du corps

2.4.3. Tâche de réception de saut

Les paramètres mesurés lors de la tâche de réception de saut ont été analysés par rapport à l'impact au sol. Celui-ci était déterminé comme le moment où la force verticale, enregistrée sur la plateforme de force utilisée pour la réception, était supérieure à 10 N (Mundy et al., 2016).

2.4.3.1. Cinématique

Les données de positions de chaque marqueur anatomique ont été exportées sur le logiciel *Visual 3D*. Les amplitudes articulaires sur les axes X, Y et Z pour la cheville, le genou et la hanche de la jambe testée ont ensuite été calculées automatiquement par une séquence de CARDAN. Les amplitudes articulaires ont été moyennées pour les 5 essais de sauts dans chaque condition sur l'intervalle compris entre -200 ms avant l'impact au sol et +200 ms après l'impact au sol. Cet intervalle a été retenu pour les analyses statistiques. Pour la hanche et le genou, l'axe X correspondait à la flexion/extension, l'axe Y à l'adduction/abduction et l'axe Z à la rotation médiale/latérale. Pour l'articulation de la cheville, l'axe X correspondait à la flexion plantaire/dorsale, l'axe Y à la rotation médiale/latérale et l'axe Z à l'adduction/abduction.

2.4.3.2. Électromyographie

Les signaux électromyographiques ont été filtrés avec une bande passante de 20 à 500 Hz puis redressés et lissés à l'aide d'une moyenne quadratique mobile d'une fenêtre de 20 ms. Les signaux EMG de chaque muscle ont été moyennés pour les 5 essais de sauts dans chaque condition sur l'intervalle compris entre -200 ms avant l'impact au sol et +200 ms après l'impact au sol. Ces signaux moyens ont ensuite été normalisés à la moyenne des pics EMG obtenus dans les 5 essais de sauts en condition pré-fatigue simple tâche (Delahunt et al., 2006 ; Terada, Pietrosimone, et al., 2014). En effet, la normalisation dynamique apparaît plus reproductible et cohérente qu'une normalisation en référence à la contraction maximale isométrique lors d'une tâche de saut latéral (Zebis et al., 2008).

2.4.3.3. Cinétique

Les signaux de forces (F_x , F_y , F_z) enregistrés par les deux plateformes ont été filtrés à l'aide d'un filtre passe-bas (Butterworth) avec une fréquence de coupure de 10 Hz et d'ordre 4 (Son et al., 2017). Les pics de force vertical (GRFv), médial (GRFmed), latéral (GRFlat) et antéro-postérieur (GRFap) obtenus après l'impact au sol sur la deuxième plateforme ont été retenus et exprimés en pourcentage du poids du corps (% pdc). De plus, le taux de charge vertical a été calculé (TCv). Cet indicateur correspondait au rapport entre l'intensité de l'impact vertical et le délai d'atteinte de ce pic vertical. Enfin, le délai de stabilisation (TTS) a été calculé grâce

aux forces de réaction au sol, enregistrées sur les trois axes après l'impact au sol. Le TTS correspond au délai temporel entre l'impact au sol et la stabilisation du sujet et est, le plus souvent, calculé indépendamment pour chaque axe (vertical, AP, ML). Ce délai a été calculé selon les recommandations de la littérature (Ross et al., 2005 ; Wright et al., 2016). La première étape de calcul consistait à déterminer le seuil de référence de chaque axe (vertical, AP, ML). Ce seuil de référence a été calculé en tenant compte uniquement des valeurs des sujets sains lors des essais réalisés en condition pré-fatigue simple tâche. Pour cela, la moyenne de chaque signal de force a été calculée sur les 2 dernières secondes d'acquisition. La moyenne des 5 essais de saut par sujet a ensuite été calculée puis divisée par le poids du corps pour chaque sujet. Enfin, cet indice moyen de force de réaction au sol normalisé au poids du corps a été moyenné pour l'ensemble des sujets sains et l'écart-type du groupe a été calculé. Le seuil de référence, utilisé ensuite pour le calcul du TTS, correspondait pour chaque axe à la moyenne du groupe + 3 fois l'écart-type du groupe.

Afin de déterminer le TTS, chaque signal de force de réaction rectifié a été ajusté par une fonction polynomiale non bornée d'ordre 3 pour chaque essai, chaque condition et chaque participant entre l'impact au sol ($GRF_v > 10N$) et la fin de l'acquisition. Le seuil de référence calculé à partir des données des sujets sains a été adapté à chaque sujet en multipliant ce seuil au poids du corps de chacun. Le TTS correspondait au délai temporel entre l'impact au sol et l'instant où la fonction polynomiale croisait, pour la première fois, le seuil de référence (Figure 26). Le TTS a donc ensuite été moyenné pour les 5 essais de chaque condition et chaque

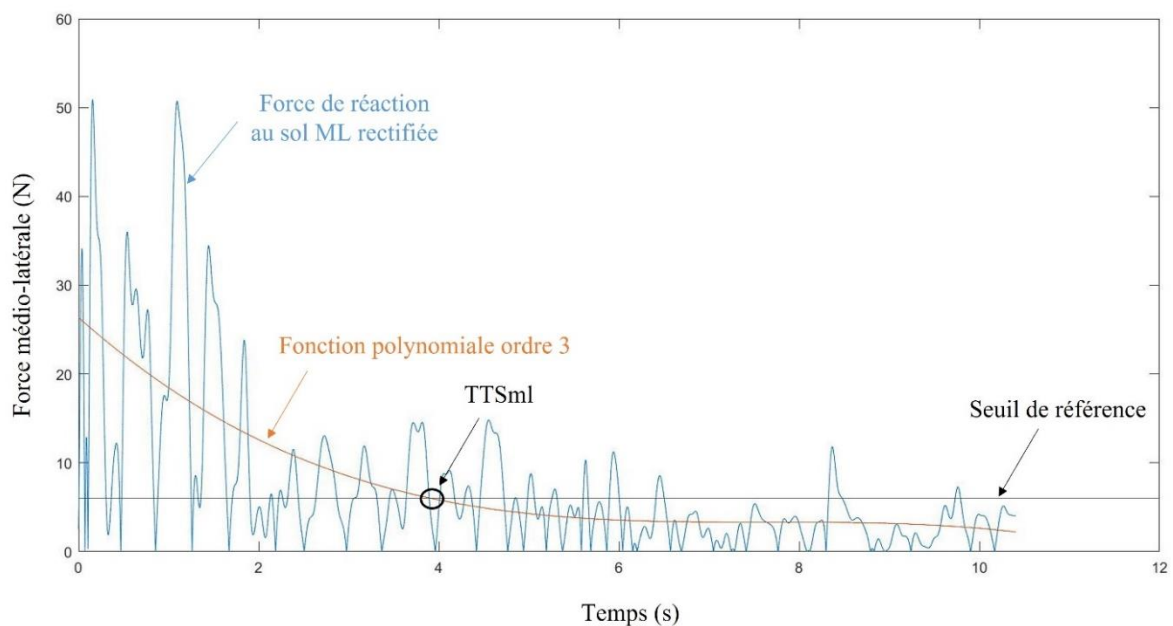


Figure 26 : Détermination du délai de stabilisation (TTS) pour un sujet, un essai, une condition sur l'axe médiolatéral (ML)

axe. Ainsi, le TTS était calculé sur l'axe vertical (TTSv), sur l'axe ML (TTSml) et sur l'axe AP (TTSap).

2.5. Traitement statistique

Les analyses statistiques ont été réalisées sur le logiciel JASP (version 0.13.1.0, Amsterdam, Pays-Bas). La normalité et l'homogénéité des données ont été testées par le test de Shapiro-Wilk et le test de Levene, respectivement. Une ANOVA à modèle mixte à 2 facteurs a été utilisée pour comparer la force des fléchisseurs plantaire avant et après l'exercice fatigant et après le protocole expérimental. Une ANOVA à modèle mixte à 3 facteurs a été utilisée pour l'ensemble des indicateurs cinétiques mesurés (GRFv, TCv, GRFmed, GRFlat, GRFap, TTSv, TTSml, TTSap) afin de quantifier les effets de la fatigue (pré-, post-fatigue), de la tâche cognitive (ST, DT) et des antécédents d'entorse (ICC, sains). De plus, pour caractériser les performances cognitives, une ANOVA mixte à 2 facteurs a été utilisée pour comparer les scores (/5) obtenus à la tâche cognitive entre pré- et post-fatigue et entre les groupes (ICC, sains). Enfin, le deuxième critère retenu pour qualifier les performances cognitives était le TR, il a été comparé entre les conditions et les groupes grâce à une ANOVA à modèle mixte à 3 facteurs. Le seuil de significativité était fixé à $p \leq 0,05$. Enfin, les tailles d'effet ont été quantifiées à l'aide de la classification de Cohen. Ainsi une taille d'effet $< 0,20$ était qualifiée comme insignifiante, $0,20-0,49$ comme faible, $0,50-0,79$ comme modérée et $\geq 0,8$ comme large (Cohen, 1988).

Les données cinématiques et électromyographiques de la phase de saut ont été comparées entre les conditions (pré, post-fatigue, ST, DT) et entre les groupes (ICC, sains) grâce à la cartographie statistique paramétrique unidimensionnelle (SPM) sur l'intervalle compris entre -200 ms avant l'impact et +200 ms après l'impact. Un modèle ANOVA SPM $\{F\}$ 3*2 a été utilisé pour comparer les données entre les conditions et les groupes et leurs interactions. La méthode statistique SPM était, depuis les années 1990, particulièrement utilisée dans le cadre de l'imagerie cérébrale (Friston et al., 1991). Plus récemment, cette méthode a été adaptée et développée pour les enregistrements biomécaniques (Pataky, 2010 ; Pataky & Goulermas, 2008). La singularité de cette méthode statistique est qu'elle permet de comparer des courbes continues dans le temps (uni, bi ou tridimensionnelles) sans réduction de données. En effet, les méthodes d'analyses classiques impliquent de réduire les données à des valeurs calculées localement comme le pic ou la moyenne sur une plage temporelle. Cependant, cela conduit à une abstraction du reste de l'échantillon temporel de données et conduit ainsi à des erreurs statistiques (Pataky et al., 2008). L'analyse SPM permet donc de compenser ces limites. Les analyses SPM ont été effectuées sur le logiciel Matlab (version R2019b, The MathWorks, Inc., États-

Unis) en utilisant le pack SPM-1D (version M.0.4.8, Todd Pataky, 2022). Le seuil de significativité était fixé à 0,05.

3. Résultats

3.1. Force des fléchisseurs plantaires

L'exercice fatigant a entraîné une perception de l'effort de $5,61 \pm 1,71$ pour les sujets sains et de $5,95 \pm 1,30$ pour les sujets atteints d'ICC sur l'échelle CR10 de Borg. En moyenne, la séquence fatigante a duré $11,63 \pm 2,12$ min pour les sujets sains et $9,85 \pm 2,10$ min pour les sujets souffrant d'ICC. La force des fléchisseurs plantaire a significativement diminué ($p < 0,001$) de 24 % après l'exercice fatigant (Sains : $933,27 \pm 312,10$ N en pré-fatigue contre $762,04 \pm 280,75$ N en post-fatigue ; ICC : $767,14 \pm 423,91$ N en pré-fatigue contre $537,75 \pm 301,54$ N en post-fatigue). À l'issue du protocole expérimental, la force des fléchisseurs plantaire était significativement inférieure (-16 %, $p < 0,001$) à la force pré-fatigue (Sains : $761,45 \pm 253,54$ N ; ICC : $659,55 \pm 380,10$ N en post-protocole expérimental). Les sujets sains et atteints d'ICC ne présentaient pas d'évolution significativement différente de la force des fléchisseurs plantaire avec la fatigue.

3.2. Performances cognitives

Les résultats concernant le temps de réaction moyen (\pm écart-type), c.-à-d. le délai entre le signal de départ du saut et l'initiation du saut, montrent un effet principal cognitif ($p < 0,001$) (Figure 27). De plus, un effet principal d'interaction entre le facteur cognitif et le facteur fatigue ($p = 0,014$) ainsi qu'un effet d'interaction entre le facteur cognitif et antécédent ($p = 0,005$) ont été mis en évidence. Les résultats des tests post-hoc, réalisés avec une correction de Bonferroni, indiquent que le TR est significativement plus élevé en DTPOS qu'en STPRE ($p = 0,004$; $d = 0,68$) et qu'en STPOS ($p < 0,001$; $d = 0,86$). De plus, les TR obtenus en ST chez les sujets sains sont significativement inférieurs à ceux obtenus en DT pour ce même groupe de sujet ($p < 0,001$; $d = 0,92$). Enfin, un temps de réaction plus élevé est observé en DTPOS chez les sujets sains par rapport aux conditions STPRE ($p = 0,002$; $d = 1,04$) et STPOS ($p < 0,001$; $d = 1,38$) pour ce même groupe de sujets. Les scores de performances (/5) obtenus à la double tâche étaient en moyenne de $4,78 \pm 0,4$ en pré-fatigue et de $4,70 \pm 0,6$ en post-fatigue. Ces résultats n'apparaissent pas significativement différents ($p = 0,29$). De plus il n'existe pas de différence de score entre le groupe ICC et sains ($p = 0,92$) ou d'interaction significative entre le groupe et la fatigue ($p = 0,09$).

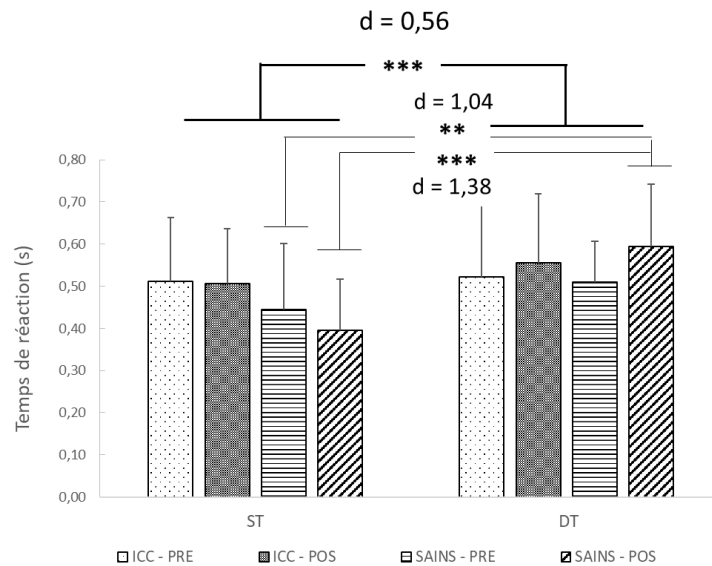


Figure 27 : Comparaison du temps de réaction moyen (\pm écart-type) entre les conditions effectuées en simple tâche (ST) et en double tâche (DT).

PRE : Pré-fatigue ; POS : Post-fatigue ; ICC : instabilité chronique de cheville ; d : taille d'effet de Cohen.

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$

3.3. Tâche de réception de saut

3.3.1. Cinématique

Concernant les comparaisons des amplitudes articulaires de la hanche, du genou et de la cheville dans les 3 dimensions, les effets principaux liés au facteur fatigue (pré-post fatigue) sont présentés dans la Figure 28, ceux liés au facteur cognitif (simple tâche et double tâche) sont présentés dans la Figure 29. Aucune différence significative n'a été mise en avant par l'analyse statistique pour les comparaisons entre le groupe sains et ICC (Figure 30). De plus, les analyses statistiques n'ont révélé aucun effet d'interaction entre les facteurs fatigue, cognitif et antécédent.

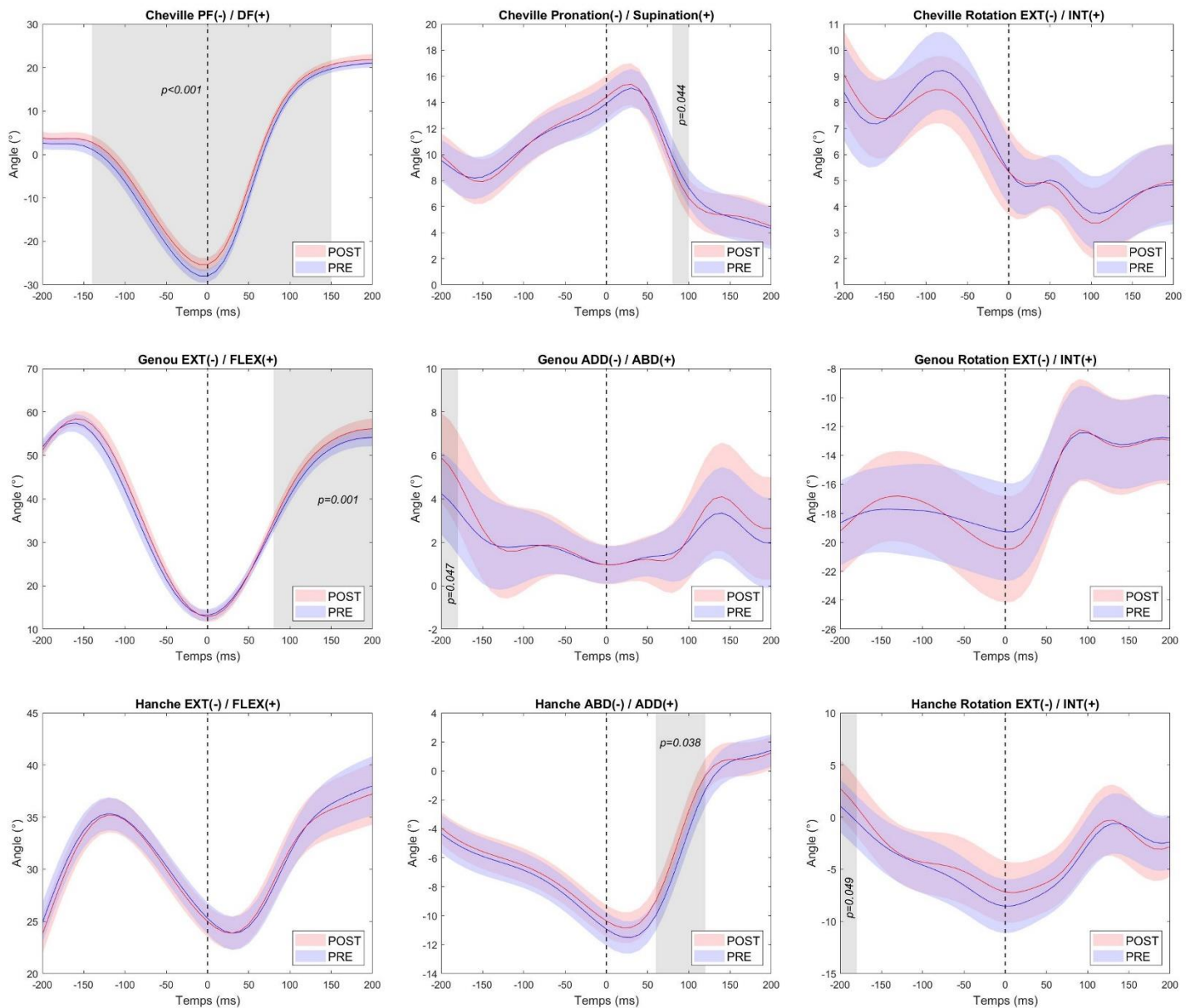


Figure 28 : Moyenne et intervalle de confiance à 95 % des amplitudes articulaires au cours de la réception de saut pour la condition pré-fatigue (bleu) et post-fatigue (rouge).
 PF : flexion plantaire ; DF : flexion dorsale ; rotation EXT : rotation latérale ; rotation INT : rotation médiale ; EXT/FLEX : extension/flexion ; ADD/ABD : adduction/abduction.
 La ligne pointillée à 0 correspond à l'impact au sol.

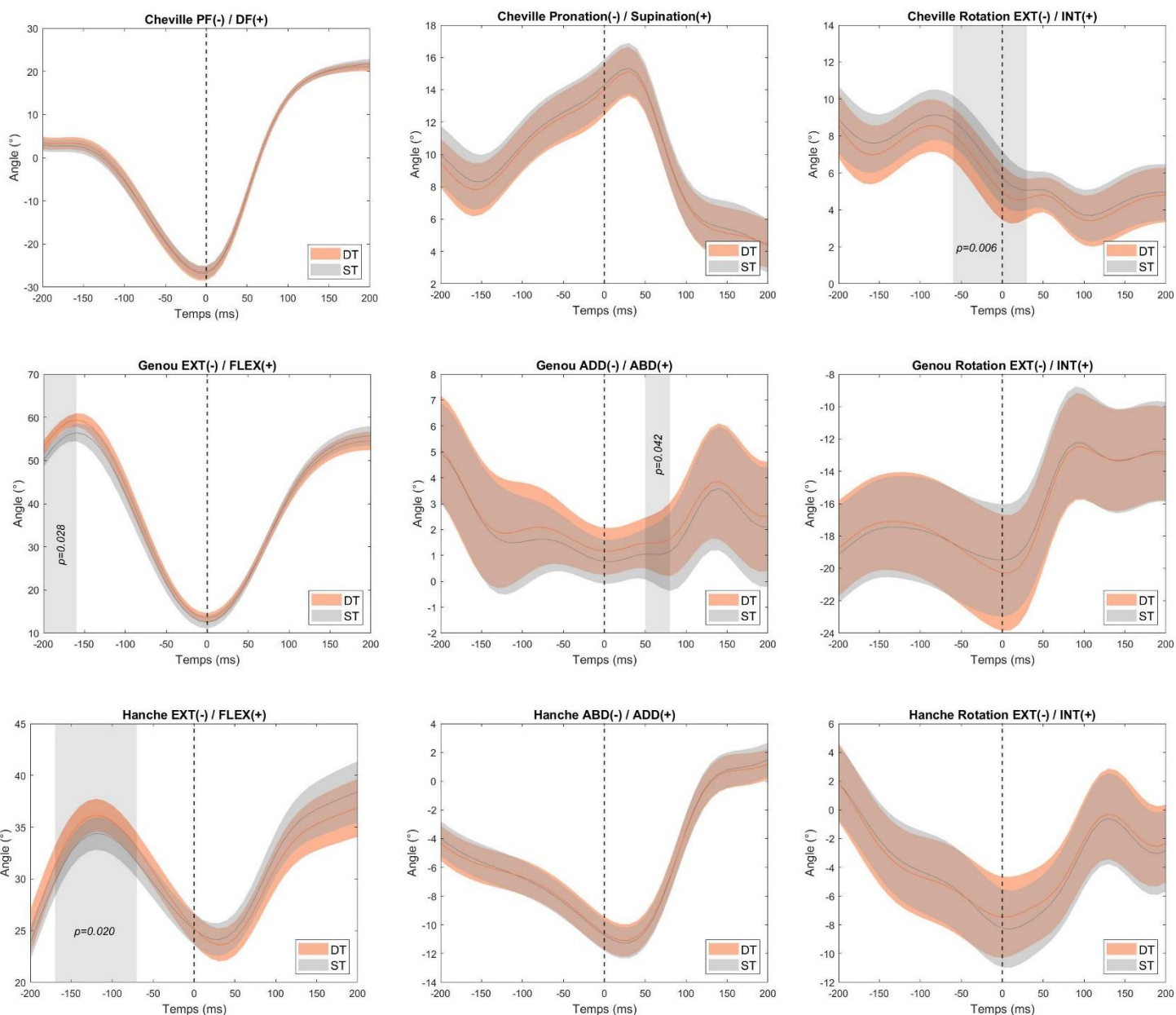


Figure 29 : Moyenne et intervalle de confiance à 95 % des amplitudes articulaires au cours de la réception de saut pour la condition simple tâche (gris) et double tâche (orange).
 PF : flexion plantaire ; DF : flexion dorsale ; rotation EXT : rotation latérale ; rotation INT : rotation médiale ; EXT/FLEX : extension/flexion ; ADD/ABD : adduction/abduction.
 La ligne pointillée à 0 correspond à l'impact au sol.

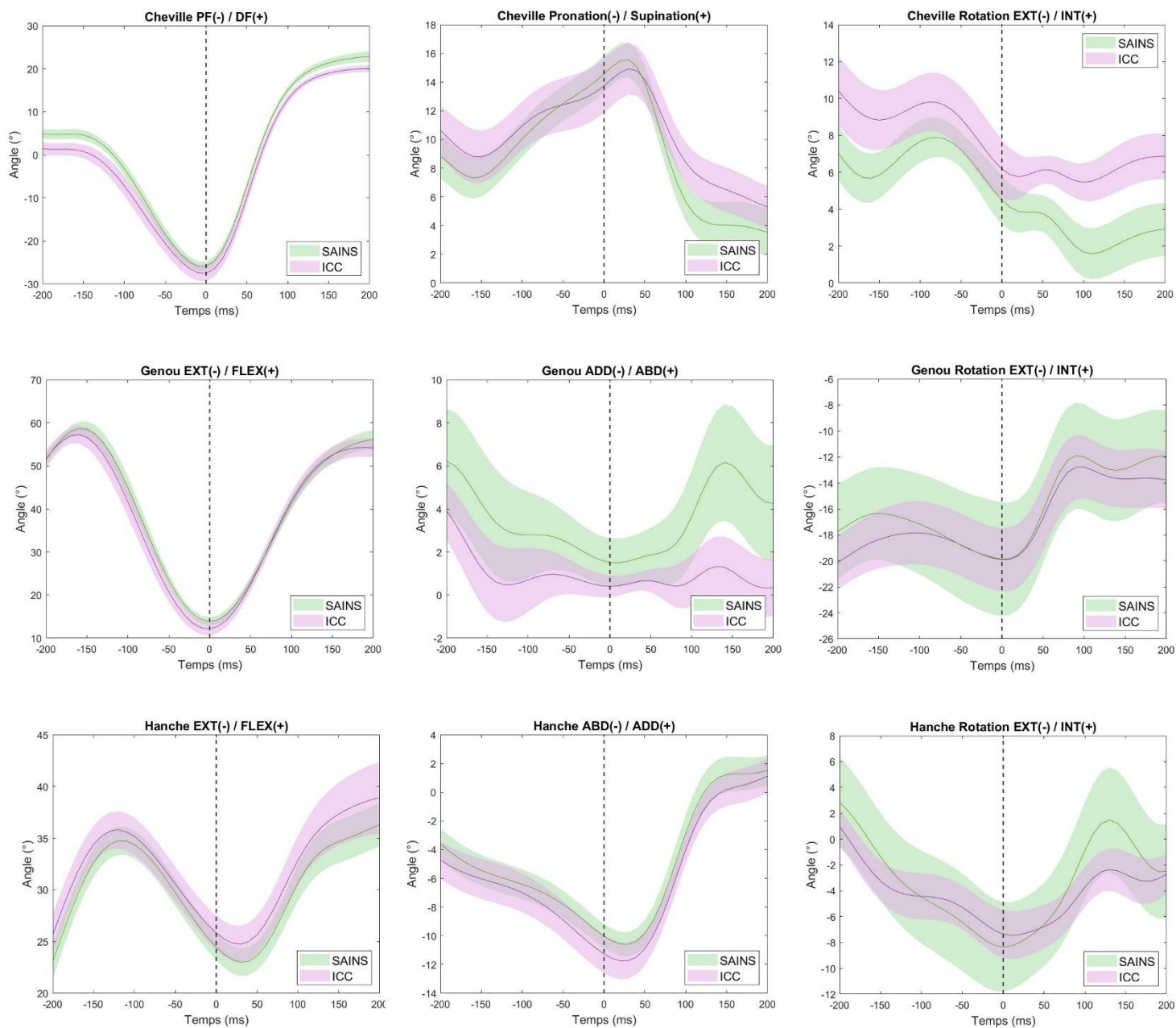


Figure 30 : Moyenne et intervalle de confiance à 95 % des amplitudes articulaires au cours de la réception de saut pour le groupe sain (vert) et ICC (violet).

PF : flexion plantaire ; DF : flexion dorsale ; rotation EXT : rotation latérale ; rotation INT : rotation médiale ; EXT/FLEX : extension/flexion ; ADD/ABD : adduction/abduction.

La ligne pointillée à 0 correspond à l'impact au sol.

3.3.2. Électromyographie

Les résultats de l'effet principal fatigue (pré-post fatigue) des analyses statistiques, effectuées sur les données électromyographiques, sont présentés dans la Figure 31. Cependant, aucune différence significative n'a été mise en évidence pour l'effet principal cognitif (Figure 32) ou l'effet principal antécédent (Figure 33). De plus, aucun effet d'interaction entre les différents facteurs n'a été montré par les analyses statistiques.

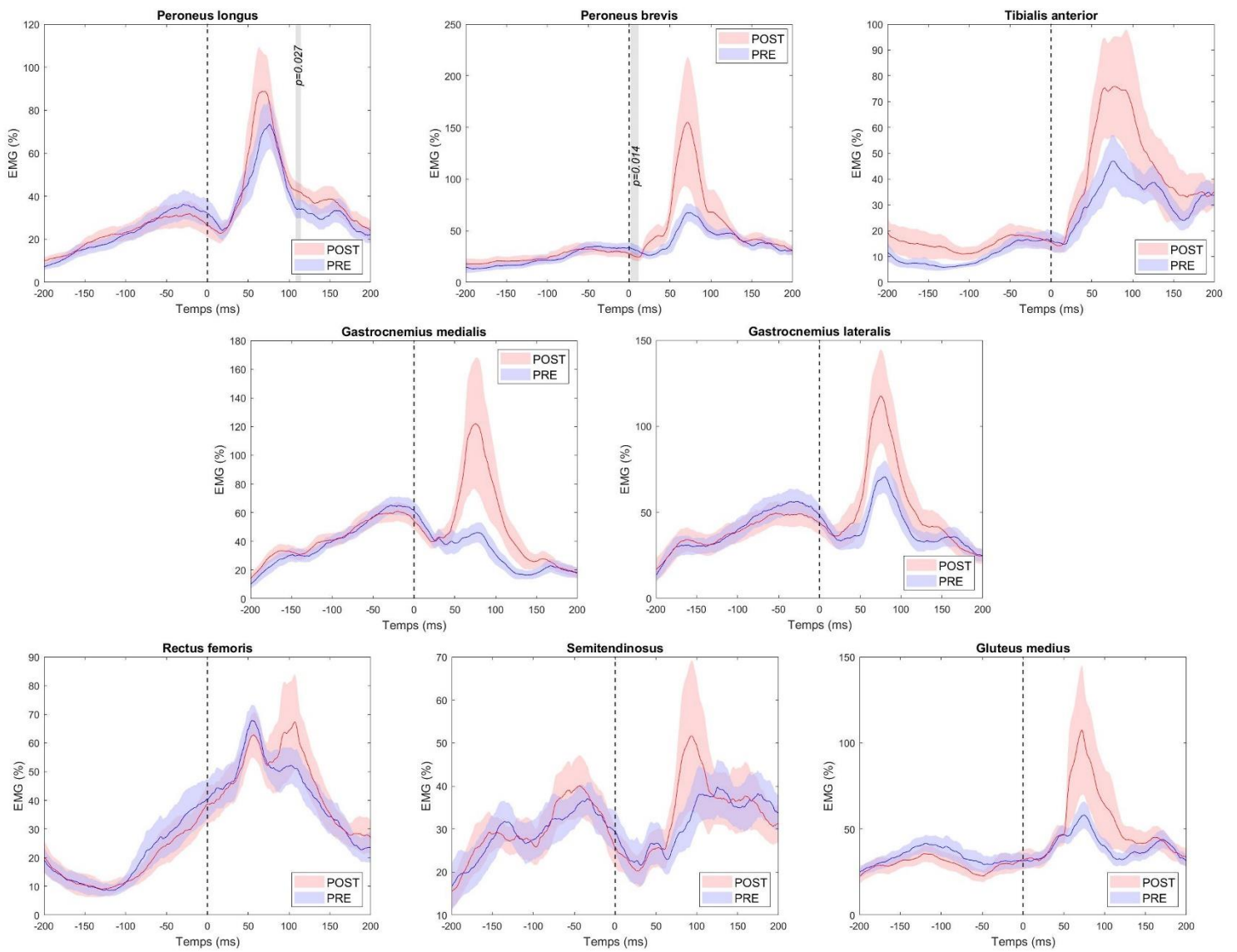


Figure 31 : Moyenne et intervalle de confiance à 95 % de l'intensité de l'activité musculaire enregistrée au cours de la réception de saut pour la condition pré-fatigue (bleu) et post-fatigue (rouge).
La ligne pointillée à 0 correspond à l'impact au sol.

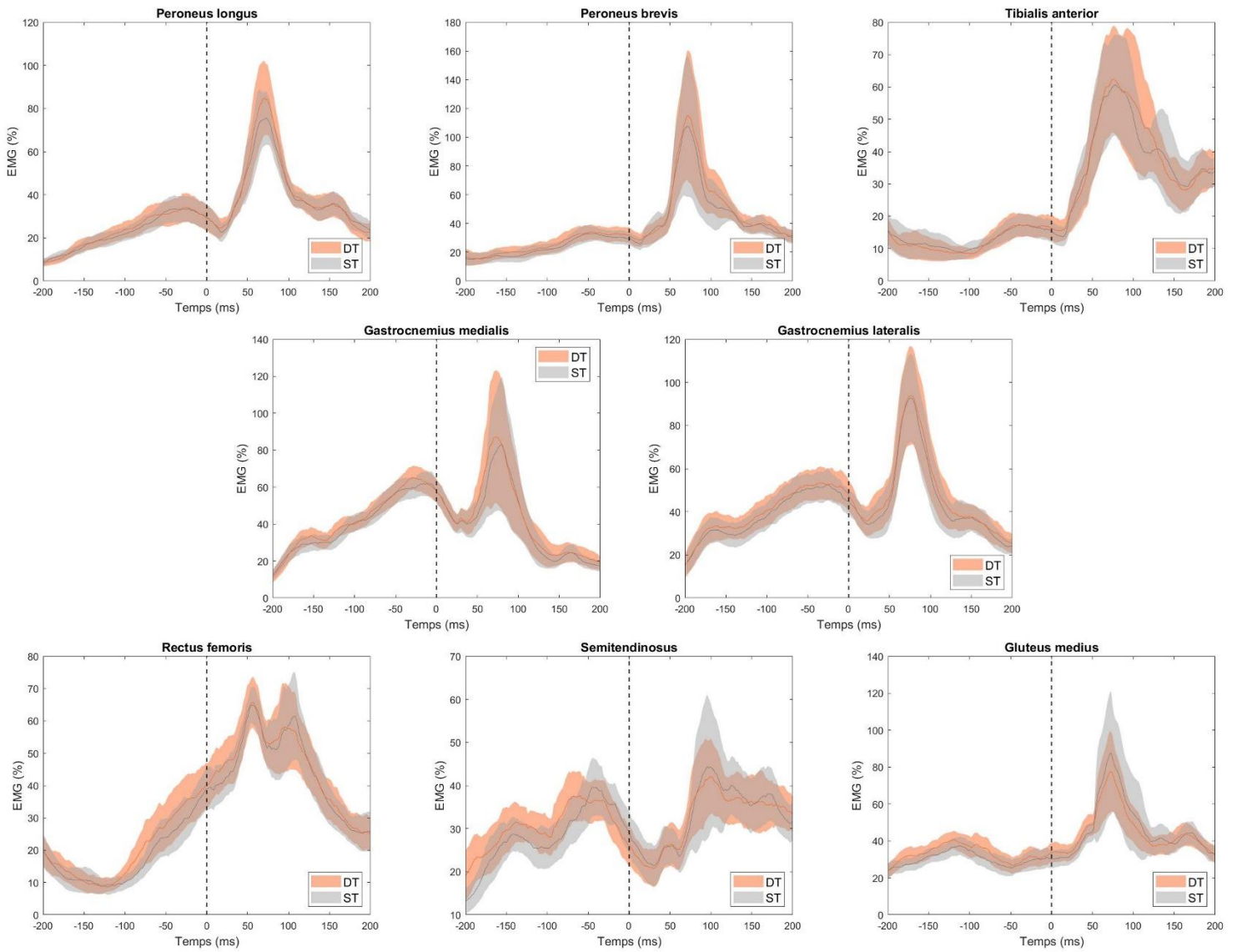


Figure 32 : Moyenne et intervalle de confiance à 95 % de l'intensité de l'activité musculaire enregistrée au cours de la réception de saut pour la condition simple tâche (gris) et double tâche (orange). La ligne pointillée à 0 correspond à l'impact au sol.

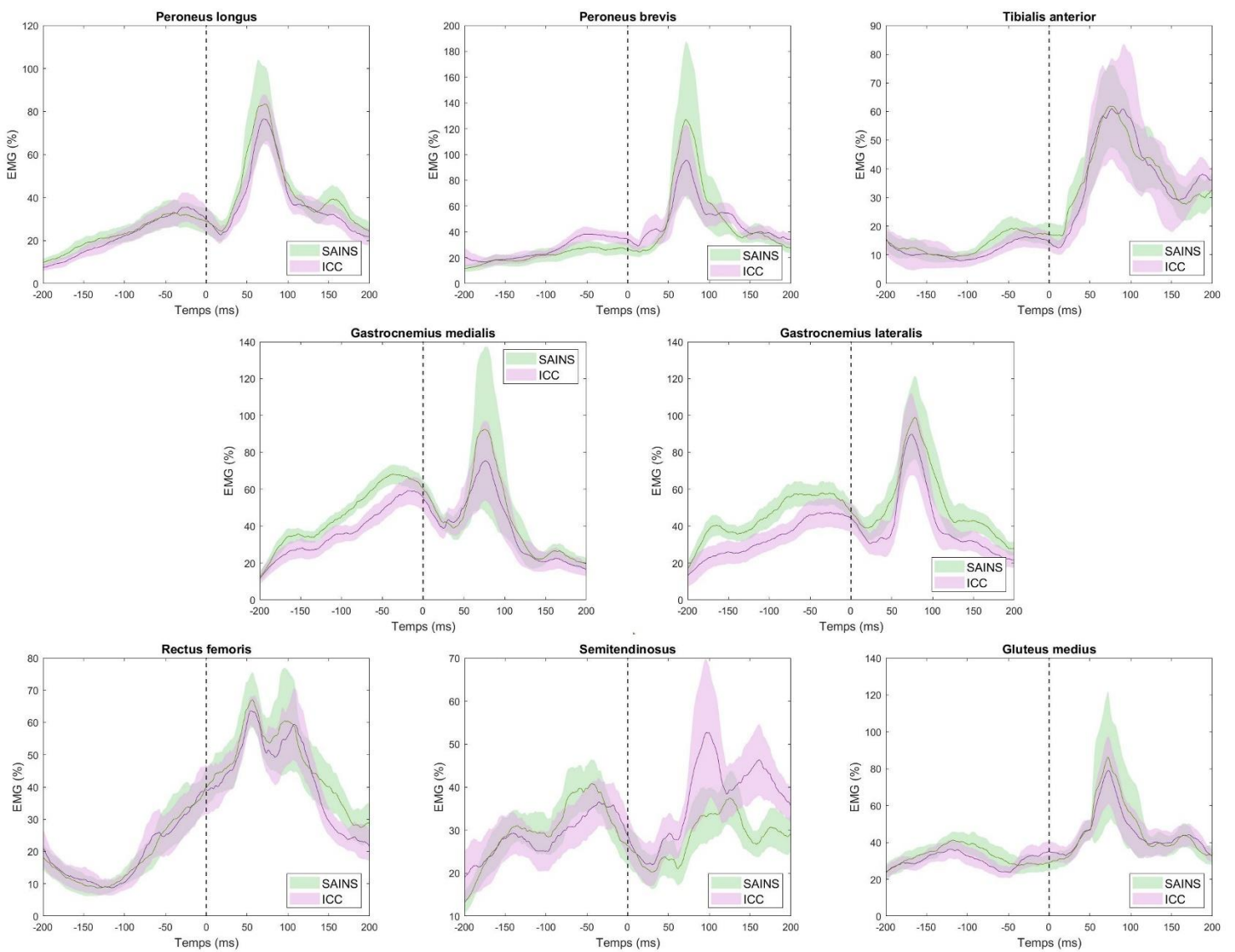


Figure 33 : Moyenne et intervalle de confiance à 95 % de l'intensité de l'activité musculaire enregistrée au cours de la réception de saut pour le groupe sain (vert) et ICC (violet).
La ligne pointillée à 0 correspond à l'impact au sol.

3.3.3. Cinétique

Les résultats concernant l'intensité de l'impact au sol sur l'axe vertical montrent un effet principal lié à la fatigue (Figure 34A) et un effet principal lié aux antécédents d'entorses de cheville (Figure 36A). Les analyses statistiques n'ont pas révélé d'effet principal lié à la tâche cognitive ou d'interactions significatives entre les différents facteurs.

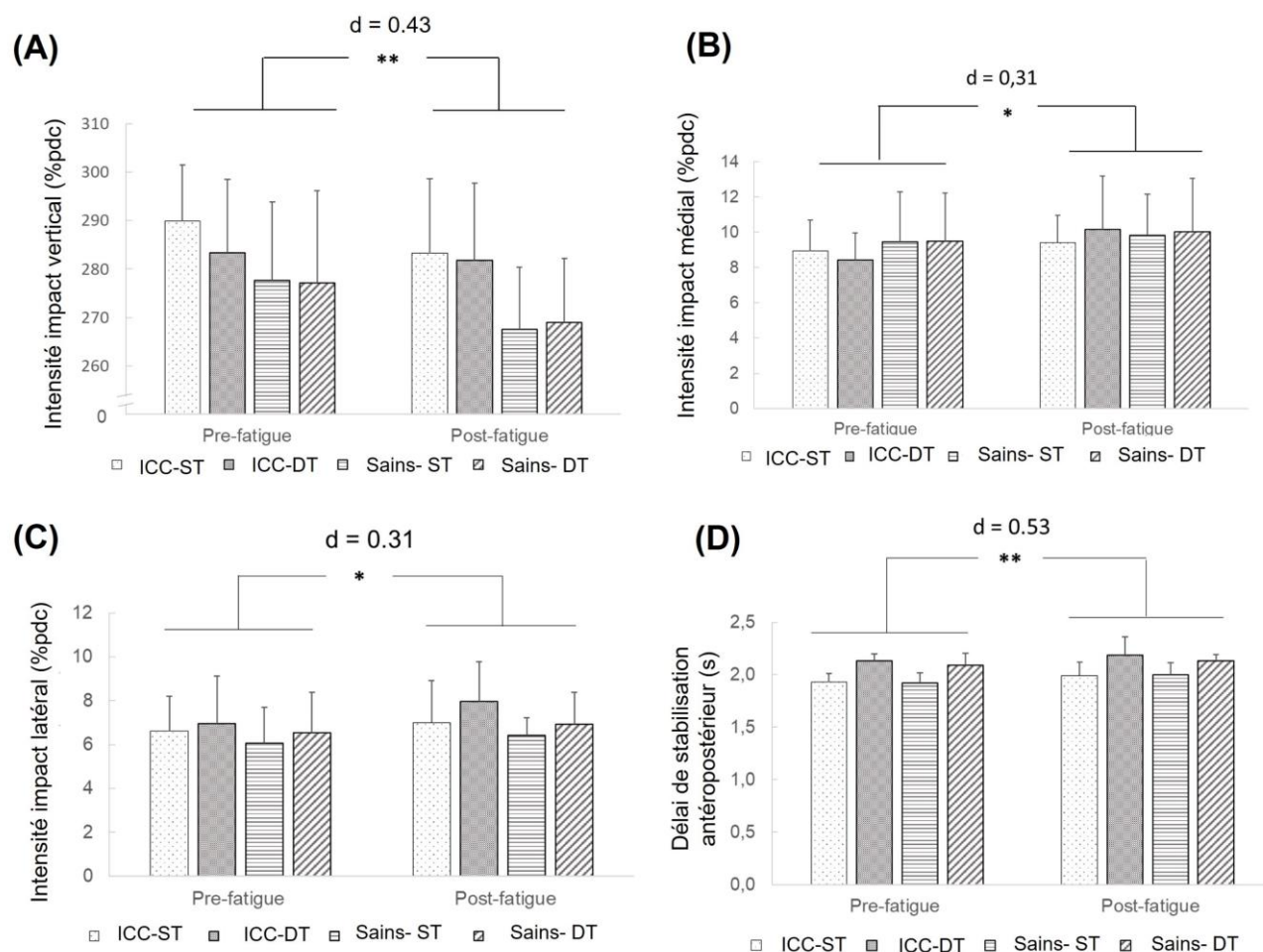


Figure 34 : Effets principaux significatifs observés entre pré- et post-fatigue pour A) l'intensité de l'impact au sol vertical, B) l'intensité de l'impact au sol médial, C) l'intensité de l'impact au sol latéral et D) le délai de stabilisation sur l'axe antéropostérieur.

Les intensités d'impact au sol sont exprimées en pourcentage du poids du corps (% pdc). ST : Simple tâche ; DT : Double tâche ; ICC : groupe avec instabilité chronique de cheville ; d : taille d'effet de Cohen.
* p < 0,05 ; ** p < 0,01

Les analyses effectuées sur le taux de charge n'ont montré aucune différence significative entre les conditions ou les groupes. Les taux de charge (pdc/s) moyens (\pm écart-type) étaient de $33,5 \pm 3,8$ pdc/s en STPRE pour les sujets sains et de $35,7 \pm 3,5$ pdc/s pour les sujets atteints d'ICC. En DTPRE, ils étaient de $33,3 \pm 4,4$ pdc/s pour les sujets sains et $34,9 \pm 5,1$ pdc/s pour les sujets atteints d'ICC. En STPOS, le taux de charge était de $33,7 \pm 4,1$ pdc/s pour les sujets sains et $36,4 \pm 3,7$ pdc/s pour les sujets atteints d'ICC. Enfin, en DTPOS, ils étaient de $33,7 \pm 3,6$ pdc/s pour les sujets sains et $34,8 \pm 4,5$ pdc/s pour les sujets atteints d'ICC.

Les analyses effectuées sur l'intensité de l'impact de l'axe latéral ont montré un effet principal lié à la fatigue (Figure 34C) ainsi qu'un effet principal lié à la charge cognitive (Figure 35A). Les résultats n'ont pas montré de différences significatives entre le groupe ICC et sain ou d'interactions significatives entre les différents facteurs étudiés.

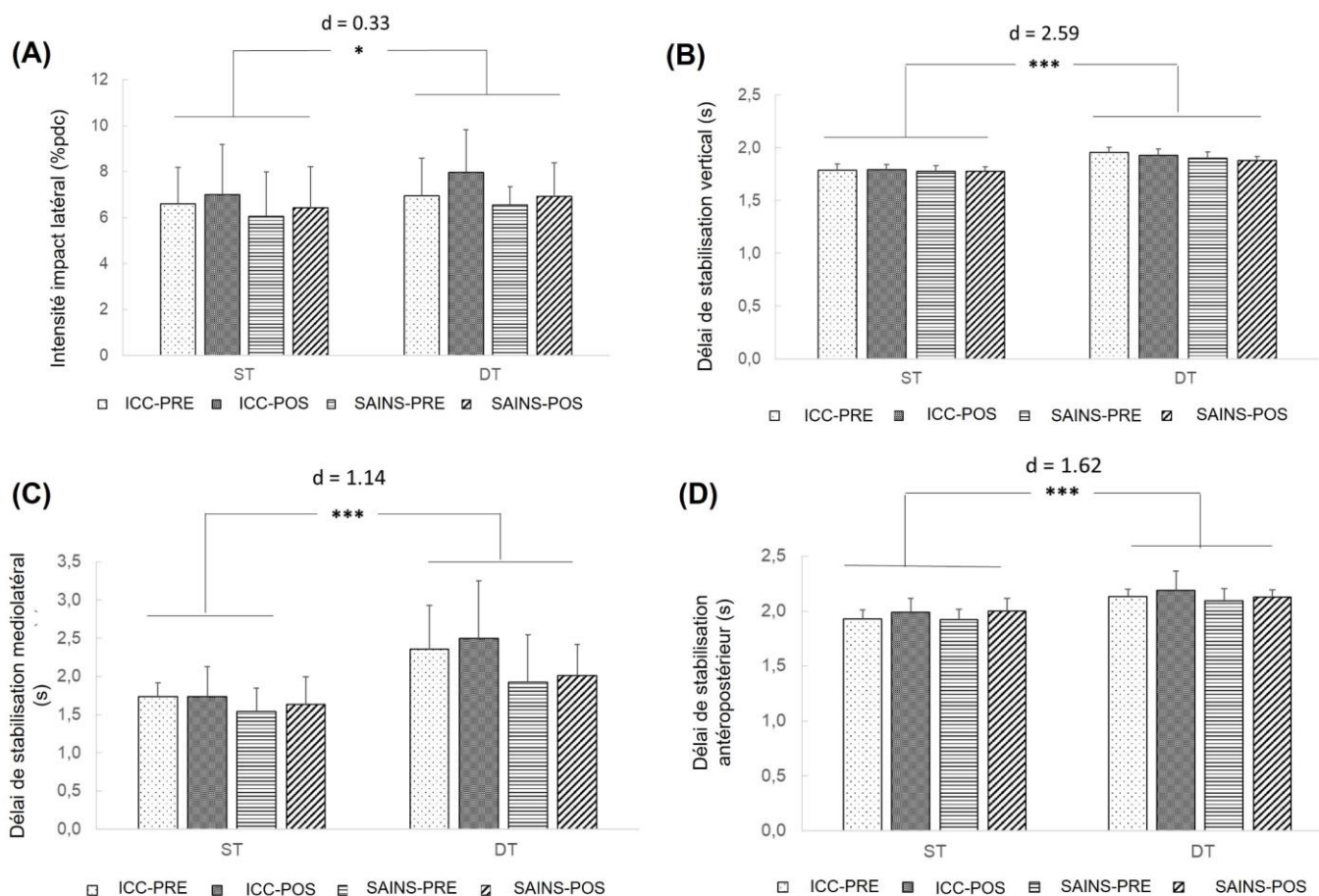


Figure 35 : Effets principaux significatifs observés entre les conditions simple tâche (ST) et double tâche (DT) pour A) l'intensité de l'impact au sol latéral, B) le délai de stabilisation vertical, C) le délai de stabilisation médiolatéral et D) le délai de stabilisation antéropostérieur.

Les intensités d'impact au sol sont exprimées en pourcentage du poids du corps (%pdc). PRE : Pré-fatigue ; POS : Post-fatigue ; ICC : groupe avec instabilité chronique de cheville ; d : taille d'effet de Cohen.
* p < 0,05 ; *** p < 0,001

Les résultats montrent un effet principal fatigue sur l'intensité de l'impact médial (Figure 34B). Il n'y a pas d'effet significatif lié à la charge cognitive ou aux antécédents d'entorse ni d'interactions significatives entre les différents facteurs pour ce paramètre.

Concernant l'intensité de l'impact antéropostérieur, les résultats montrent un effet principal lié aux antécédents d'entorses (Figure 36B) sans effet principal fatigue ou cognitif et sans interactions significatives entre les facteurs.

Les résultats concernant les délais de stabilisation (TTS) sur l'axe vertical montrent un effet principal lié à la charge cognitive (Figure 35B), et lié aux antécédents d'entorse (Figure 36C). Les analyses n'ont pas révélé d'effet principal lié à la fatigue ou d'interaction entre les facteurs.

Les résultats concernant les délais de stabilisation (TTS) sur l'axe antéropostérieur montrent un effet principal lié à la fatigue (Figure 34D) et lié à la charge cognitive (Figure 35D). Les analyses n'ont pas révélé d'effet principal lié aux antécédents d'entorses de cheville ou d'interaction entre les facteurs.

Les résultats concernant le délai de stabilisation (TTS) sur l'axe médiolatéral montrent un effet principal lié à la charge cognitive (Figure 35C). Les analyses n'ont pas révélé d'effet principal lié à la fatigue ou aux antécédents d'entorses de cheville ou encore d'interaction entre les facteurs pour ce paramètre.

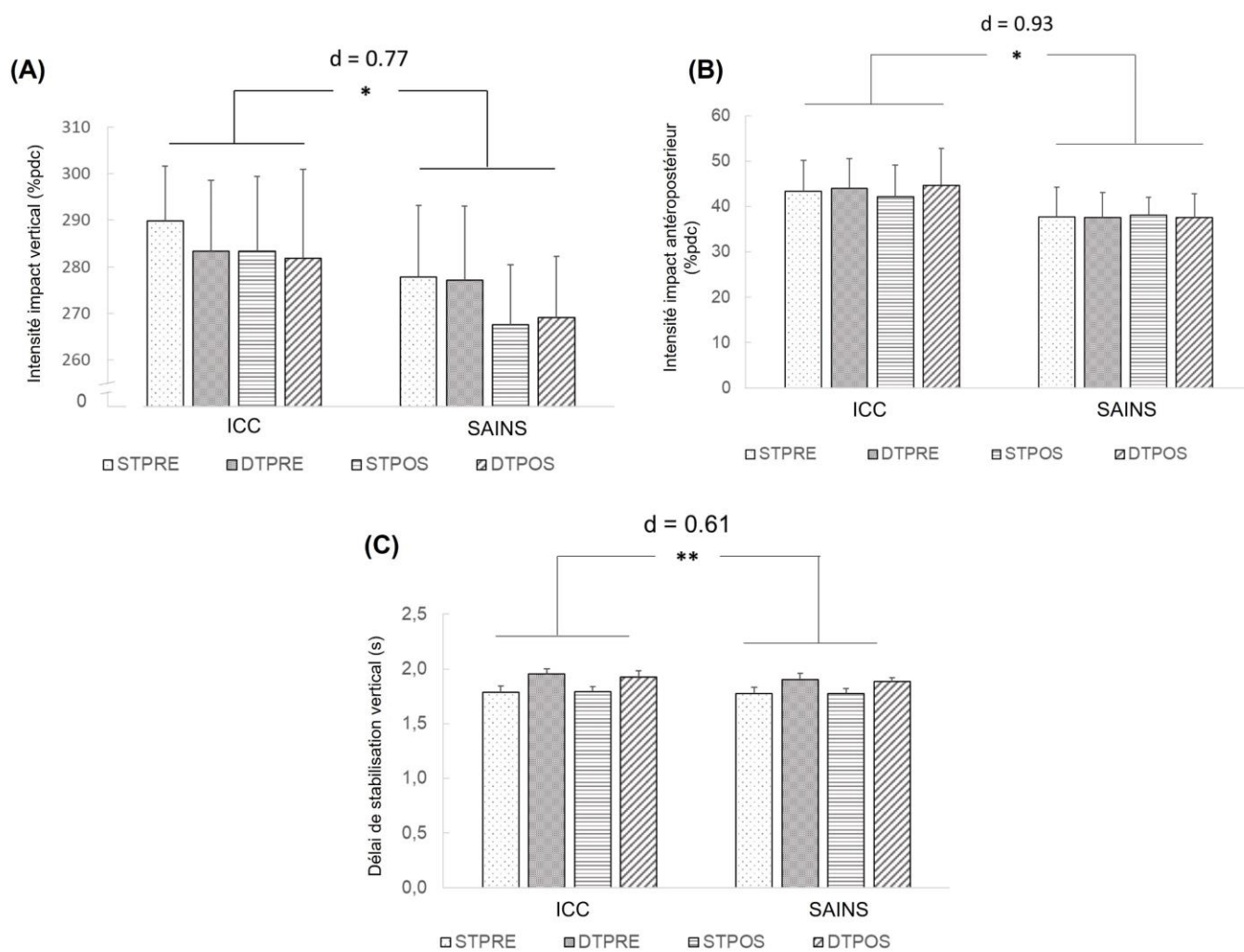


Figure 36 : Effets principaux significatifs observés entre le groupe atteint d'instabilité chronique de cheville (ICC) et le groupe contrôle (sains) pour A) l'intensité de l'impact au sol vertical, B) l'intensité de l'impact au sol antéropostérieur, C) le délai de stabilisation vertical.

Les intensités d'impact au sol sont exprimées en pourcentage du poids du corps (% pdc). PRE : Pré-fatigue ; POS : Post-fatigue ; ST : Simple tâche ; DT : Double tâche ; d : taille d'effet de Cohen.

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

4. Discussion

L'objectif principal de l'étude était de déterminer l'influence d'une contrainte cognitive et de la fatigue sur le contrôle neuromusculaire, la cinématique et la cinétique d'une réception de saut. De plus, l'objectif secondaire était de comparer l'influence de ces facteurs sur le saut entre une population saine et une population présentant une ICC. Les résultats témoignent d'une altération de la biomécanique du saut avec la fatigue et la contrainte cognitive sans que ces effets interagissent entre eux. De plus, les sujets présentant une ICC ne semblent pas plus impactés que les sujets sains par l'ajout de ces contraintes lors de la tâche de saut. Néanmoins, les résultats concernant la comparaison des deux groupes doivent être considérés comme des résultats préliminaires. En effet, l'effectif de chaque groupe est faible compte tenu des multiples comparaisons effectuées, ce qui pourrait entraîner une erreur de type II. Ainsi, des études complémentaires doivent être menées afin d'affirmer les résultats observés.

4.1. Performances cognitives

Le temps de réaction, obtenu entre le signal de départ du saut et le début de l'initiation du saut, augmente significativement avec l'ajout de la contrainte cognitive, spécifiquement en post-fatigue. De plus, cette augmentation semble essentiellement liée à des modulations du temps de réaction observées chez les sujets sains. Ces résultats suggèrent qu'en présence des deux contraintes (tâche cognitive et fatigue), les sujets mettent plus de temps à initier leur saut. L'augmentation du temps de réaction en condition de double tâche apparaît logique compte tenu de la contrainte cognitive imposée par la tâche. En effet, il a, précédemment, été montré que le TR augmentait en condition de double tâche en raison d'une diminution des ressources attentionnelles disponibles (Wolkorte et al., 2014). La perturbation du temps de réaction, observée essentiellement en post-fatigue, est également cohérente avec les résultats de la littérature (Wolkorte et al., 2014). En effet, l'activité physique permet d'augmenter les qualités cognitives jusqu'à un certain point, au-delà duquel les performances cognitives diminuent en conséquence de la durée et/ou de l'intensité de l'exercice (Abd-Elfattah et al., 2015 ; Kamijo et al., 2007). La séquence d'exercice mise en place était suffisamment intense pour installer une fatigue neuromusculaire (diminution de la force de flexion plantaire) et a donc pu perturber les capacités cognitives. Néanmoins, il était attendu que l'impact de la tâche cognitive et de la fatigue soit plus marqué chez les sujets atteints d'ICC. Or nos résultats montrent l'inverse. En effet, le temps de réaction des sujets souffrant d'ICC n'a pas évolué avec les contraintes. Une des hypothèses explicatives pourrait être que les sujets présentant une ICC n'altèrent pas leur TR au détriment des performances cognitives (score) et motrices (saut). Bien qu'une tendance

d'interaction entre la fatigue et le groupe apparaisse pour les scores obtenus à la tâche cognitive, nos résultats ne supportent pas cette hypothèse.

4.2. Tâche de réception de saut

4.2.1. Fatigue neuromusculaire

La fatigue neuromusculaire, attestée par une diminution significative de la force des fléchisseurs plantaires, altère la cinématique du mouvement durant la tâche de saut. En effet, une diminution de la flexion plantaire et de la supination de cheville a été constatée avec la fatigue. De plus, une augmentation de la flexion et de l'abduction du genou a également été observée en réponse à la fatigue. Les modifications observées au niveau de la cheville s'opposent à celles avancées dans de précédentes études qui montrent, à l'inverse, une augmentation de la flexion plantaire et de la supination avec la fatigue (Brazen et al., 2010 ; Herbaut & Delannoy, 2020). Ces différences de résultats peuvent s'expliquer par les séquences fatigantes mises en place. En effet, le protocole de fatigue effectué dans notre étude ciblait davantage la musculature de la cheville. Ainsi, il est possible que la séquence fatigante ait diminué les capacités d'amorti de la cheville et renforcé l'adoption d'une stratégie de protection de cette articulation. Les évolutions de la cinématique du genou sont quant à elles cohérentes avec la littérature (Bedo et al., 2022 ; Zhang et al., 2018). L'augmentation de la flexion du genou suggère l'adoption d'une stratégie plus proximale pour absorber les contraintes générées par l'impact au sol. Cette stratégie permettrait, ainsi, de compenser les effets néfastes liés à la diminution de flexion plantaire. En effet, l'adoption d'une stratégie proximale a déjà été soulignée dans la littérature en réponse à la fatigue et permet de maintenir le taux de charge constant (Coventry et al., 2006). Au niveau de la hanche, une augmentation de la rotation médiale est observée simultanément à une augmentation de l'abduction de genou dans les 20 premières millisecondes du saut. Ces modifications cinématiques témoignent d'une accentuation du valgus dynamique de genou dans la phase de propulsion. Une augmentation du valgus dynamique a, déjà, été observée dans la littérature lors de la phase de réception du saut (Fidai et al., 2020) et peut constituer une mise en danger de l'articulation du genou avec, notamment, la mise en tension du ligament croisé antérieur (Hewett et al., 2017).

D'un point de vue neuromusculaire, la fatigue neuromusculaire entraîne une diminution de l'activité musculaire du PB dans les 10 premières millisecondes suivant l'atterrissage. De plus, une augmentation de l'activité du PL est observée après l'impact au sol en réponse à la fatigue. Bien que ces résultats apparaissent significatifs, les fenêtres temporelles sont courtes, ce qui ne permet pas de comprendre précisément les compensations neuromusculaires mises en place. Il

semble, néanmoins, que la fatigue altère le contrôle neuromusculaire des principaux stabilisateurs de la cheville à savoir les muscles fibulaires.

Concernant les données cinétiques issues de la plateforme de force, la fatigue induit une diminution significative de l'intensité de l'impact vertical, mais un maintien du taux de charge. Cette diminution de l'intensité de l'impact vertical est cohérente avec les études précédentes (Santamaria & Webster, 2010). Ces résultats sont à mettre en relation avec l'augmentation de flexion du genou observée avec la fatigue. En effet, la stratégie proximale adoptée en réponse à la fatigue permet de maintenir le taux de charge constant comme cela a été précédemment montré dans la littérature (Coventry et al., 2006). Des modifications ont également été constatées en médial et en latéral. En effet, les résultats montrent une augmentation de l'intensité du pic d'impact médial et latéral avec la fatigue neuromusculaire. À notre connaissance, il existe peu d'éléments de comparaison dans la littérature concernant cette composante médiolatérale. L'augmentation de la contrainte latérale implique une augmentation de la charge et du stress appliqué aux moyens de stabilisation latéraux dont le ligament collatéral latéral de la cheville fait partie (Fong et al., 2012). Ces résultats doivent être considérés avec attention puisque l'augmentation de la contrainte médiolatérale pourrait, en définitive, favoriser la survenue du mécanisme d'entorse. Enfin, une augmentation du délai de stabilisation sur l'axe antéropostérieur a été observée en réponse à la fatigue neuromusculaire. Ce résultat est cohérent avec la littérature (Brazen et al., 2010 ; Steib, Hentschke, et al., 2013). Les diminutions de force et d'amplitude de flexion plantaire, observées en réponse à la fatigue dans notre étude, peuvent expliquer ces résultats. En effet, les fléchisseurs plantaires jouent un rôle important dans la stabilisation antéropostérieure (Winter, 1995). Aucune évolution du délai de stabilisation n'a été constatée sur les axes vertical et médiolatéral. Le maintien des qualités de contrôle postural dynamique sur l'axe vertical peut s'expliquer par l'augmentation de la flexion du genou observée après la réception de saut avec la fatigue. En effet, c'est une articulation essentielle dans l'absorption des contraintes verticales et la stabilisation sur cet axe (Tamura et al., 2021). La stratégie proximale, adoptée par les sujets, semble donc avoir permis de limiter les effets de la fatigue sur l'axe vertical. En revanche, l'absence de modifications sur l'axe médiolatéral est surprenante compte tenu de l'augmentation de l'intensité des forces de réaction en médial et en latéral précédemment rapportée. Le maintien de la stabilité médiolatérale avec la fatigue pourrait s'expliquer par l'évolution de l'activité musculaire du PL, principal stabilisateur médiolatéral. Toutefois, les différences d'activité musculaire observées sont faibles et nécessitent d'être approfondies et confirmées.

En considérant les facteurs de risque, le mécanisme d'entorse de cheville, et les évolutions cinématiques et neuromusculaires rapportées dans notre étude, la fatigue neuromusculaire ne

semble pas majorer le risque d'entorse latérale. Néanmoins, les données cinétiques attestent d'une altération du contrôle postural dynamique antéropostérieur et d'une augmentation des contraintes médiolatérale. Ces perturbations peuvent interférer avec le risque d'entorse et ainsi prédisposer un athlète à la blessure. La fatigue devrait donc être considérée en prévention primaire et secondaire.

4.2.2. Contrainte cognitive

L'ajout de la contrainte cognitive lors du saut conduit à une diminution de la rotation médiale de cheville. Cette diminution suggère l'adoption d'une stratégie protectrice de la cheville en condition de double tâche. En effet, la rotation médiale de cheville lors de la réception d'un saut est déterminante dans le risque d'entorse de cheville subséquent (Fong et al., 2012). De plus, l'ajout de la tâche cognitive modifie la cinématique des articulations proximales. En effet, une augmentation de la flexion de genou et de hanche a été soulignée pendant la phase de vol avant l'atterrissage. Ces résultats s'opposent à ceux avancés dans la littérature qui montrent, à l'inverse, une diminution de la flexion de hanche (Imai et al., 2022) et de la flexion de genou (Almonroeder et al., 2018 ; Dai et al., 2018 ; Imai et al., 2022) au moment de l'impact. Cependant, dans notre étude, les modifications de flexion ont été observées au début du saut, avant l'impact au sol, contrairement aux précédentes études qui témoignent d'une modification à l'impact. Les amplitudes articulaires dans la phase pré-impact n'ont, à notre connaissance, jamais été étudiées lors de l'ajout d'une tâche cognitive. L'adoption d'une posture fléchie au niveau des articulations proximales pourrait refléter à la fois une modification de la propulsion visant à limiter l'impact au sol ou à une volonté d'anticiper l'atterrissage afin de préparer le système neuromusculaire à l'impact. Enfin, une augmentation de l'abduction de genou a été constatée après l'impact. Cette augmentation est cohérente avec la littérature (Almonroeder et al., 2018, 2019) et indique que la phase de décélération du saut est davantage gérée par une contribution frontale du genou lors de l'ajout d'une tâche cognitive. Cette stratégie peut être problématique puisqu'elle impose une charge importante sur le système ligamentaire du genou et peut ainsi conduire à une rupture du ligament croisé antérieur (Hewett et al., 2002).

Les contributions musculaires, quant à elles, n'ont pas été modifiées par l'ajout de la tâche cognitive. La commande neuromusculaire reste donc inchangée malgré la distraction cognitive. Ces résultats pourraient s'expliquer par la tâche cognitive utilisée dans notre étude. En effet, Watson et al. (2020) ont montré que le type de tâche cognitive imposé pouvait influencer la réponse musculaire. Dans cette étude, les auteurs ont comparé l'influence de différentes tâches cognitives sur le recrutement musculaire lors d'une réception de saut. Alors que la tâche quantitative (calcul), utilisée dans leur étude, entraînait une diminution de l'activité musculaire du

PL et du GastL, les tâches cognitives avec une composante visuelle n'entraînaient aucune modulation neuromusculaire. La tâche cognitive de suivi de trajectoire utilisé dans notre étude était exclusivement visuelle et peut donc expliquer l'absence de modulations neuromusculaires. Toutefois, des études complémentaires sont nécessaires afin de comprendre les mécanismes sous-jacents à ces modulations. De plus, l'absence d'évolution de l'activité électromyographique en condition de double tâche pourrait caractériser un manque d'adaptation du système neuromusculaire face à la perturbation.

Le système neuromusculaire joue un rôle considérable dans la régulation de l'équilibre postural (Dupui, 2016). C'est pourquoi il n'est pas surprenant, au vu de l'absence de modulation neuromusculaire, d'observer une augmentation significative du délai de stabilisation sur les 3 axes (vertical, ML et AP) avec la tâche cognitive. Ces résultats sont cohérents avec l'étude de Ren et al. (2022), qui montre une augmentation de ce délai en AP et en ML. En revanche, aucune étude n'a, à notre connaissance, mis en évidence cette altération sur l'axe vertical. Ces résultats traduisent une altération des qualités de contrôle postural dynamique et caractérisent une altération du profil à risque d'entorse des athlètes avec la tâche cognitive.

Enfin, l'intensité de l'impact latéral augmente en condition de double tâche. Cette altération rejoint celle rapportée dans notre étude en conséquence de la fatigue neuromusculaire. L'augmentation du pic latéral rend compte d'un stress supplémentaire appliqué aux moyens de stabilisation latéraux du membre inférieur, notamment au niveau du ligament collatéral latéral de la cheville. En vertical, l'intensité de l'impact reste inchangée, malgré la tâche cognitive. Ces résultats s'opposent aux précédentes études (Almonroeder et al., 2018, 2019 ; Dai et al., 2018). Néanmoins, dans ces précédentes études, la flexion de genou à l'impact était diminuée par la tâche cognitive, ce qui n'est pas le cas dans notre étude. En effet, nous avons observé une augmentation de la flexion de genou et de la hanche dans la phase de vol. Or, la flexion de genou dans la phase de vol est négativement corrélée avec l'intensité de l'impact vertical (Aizawa et al., 2016).

La réalisation simultanée d'une tâche cognitive lors d'une réception de saut génère une perturbation posturale conséquente et une augmentation des contraintes latérales. Bien que la cinématique des articulations proximales et notamment celle du genou soit impactée par la tâche cognitive, il semble que l'articulation de la cheville adopte davantage un contrôle sécuritaire.

4.2.3. Antécédents d'entorses de cheville

Contrairement à nos hypothèses et à la littérature, les sujets présentant une instabilité chronique de cheville n'ont pas montré de différences cinématiques et électromyographiques par rapport aux sujets sains lors du saut. Néanmoins, les résultats concernant l'effet groupe doivent

être pris avec précaution et sont à considérer comme des résultats préliminaires. En effet, l'échantillon recruté dans chaque groupe est faible et nous pouvons commettre une erreur de type 2 en affirmant qu'il n'y a pas de différences significatives entre les groupes. Il est donc nécessaire d'étoffer notre échantillon avant d'interpréter avec assurance nos résultats. Toutefois, les données cinétiques mettent en évidence des différences significatives entre les deux groupes. En effet, les sujets atteints d'ICC présentent une intensité d'impact sur l'axe vertical et AP significativement supérieure aux sujets sains. De plus, les résultats attestent d'un délai de stabilisation vertical supérieur pour les sujets atteints d'ICC comparé aux sujets sains. Ces résultats sont cohérents avec la littérature (Jeon et al., 2021 ; Yalfani & Raeisi, 2022) et témoignent d'une moins bonne capacité d'amorti du saut chez les sujets souffrant d'ICC. Les différences observées entre les groupes tendent à prédisposer les sujets atteints d'ICC à la récurrence.

4.2.4. Interactions

Les résultats de l'étude n'ont montré aucune interaction entre les facteurs étudiés (fatigue, cognitif, antécédent), et ce quels que soit les paramètres analysés lors du saut (cinématique, électromyographie, cinétique). Ces résultats suggèrent que le cumul des deux contraintes liées à l'environnement sportif (contrainte cognitive et fatigue) ne majore pas les effets observés indépendamment pour chaque paramètre. Une étude s'intéressant au contrôle postural statique a observé les mêmes résultats (Beurskens et al., 2016). En effet, les auteurs de cette étude suggèrent que la fatigue ne perturbe pas, ou peu, les qualités attentionnelles, mais davantage le niveau périphérique contrairement à la tâche cognitive qui aurait un impact uniquement au niveau central. Dans le cadre du saut, il n'existe, à notre connaissance, qu'une seule étude s'intéressant à l'addition de ces deux contraintes (Mejane et al., 2019). Cette étude a montré une interaction entre fatigue et charge cognitive sur la cinématique du genou, mais uniquement pour une partie de l'effectif du groupe. Ainsi, cette étude suggère que l'interaction entre ces deux contraintes pourrait être influencée par les caractéristiques individuelles.

Enfin, l'absence d'interaction entre la fatigue ou la charge cognitive et la présence d'une instabilité chronique de cheville doit être approfondie compte tenu de l'effectif étudié dans chaque groupe.

4.3. Limites et perspectives

Cette étude comporte quelques limites. La principale concerne l'effectif insuffisant étudié dans chaque groupe qui ne permet pas de conclure précisément sur les effets liés aux antécédents d'entorses. La seconde concerne l'hétérogénéité du groupe en termes d'expérience sportive. En effet, les participants inclus dans l'étude ne pratiquaient pas tous la même discipline

sportive et n'avaient donc pas tous la même habileté motrice pour effectuer des réceptions de sauts. De plus, la difficulté de la tâche cognitive n'a pas été individualisée. Or, il est possible que la population étudiée présente une hétérogénéité de performances cognitives. Il serait donc intéressant d'adapter la difficulté de la tâche à chaque athlète en faisant varier, par exemple, la vitesse de déplacement des billes.

Afin de se rapprocher davantage des exigences réelles de la pratique sportive, il serait intéressant d'évaluer les athlètes avant et après un entraînement spécifique à une discipline sportive ou/et en augmentant l'incertitude de la tâche de saut en utilisant des situations « non anticipées ». Enfin, la tâche de saut en contrebas choisie dans notre étude implique une contribution importante de l'articulation du genou. Il pourrait être intéressant, afin de spécifier davantage cette tâche à l'articulation de la cheville, d'ajouter une contrainte médiolatérale lors du saut.

5. Conclusion

La fatigue neuromusculaire et l'ajout de contrainte cognitive altèrent la biomécanique de saut. Ces deux contraintes impliquent un contrôle davantage proximal de la réception du saut et entraînent une stratégie protectrice de la part de l'articulation de la cheville. Néanmoins, ces contraintes (fatigue, cognitif) perturbent le contrôle postural dynamique et augmentent l'intensité d'impact au sol, ce qui peut représenter un risque de blessure pour le membre inférieur. D'après nos résultats, ces deux facteurs agissent indépendamment, et leur cumul n'amplifie pas les perturbations. La comparaison des paramètres biomécaniques du saut, entre une population présentant une instabilité chronique de cheville et une population saine, témoigne de différences pouvant prédisposer les sujets atteints d'ICC à la récurrence.

6. Applications

Les modulations biomécaniques, observées en réponse à la fatigue ou à la contrainte cognitive, suggèrent l'importance d'inclure ces contraintes dans les programmes de prévention et de rééducation. En effet, ces contraintes font partie intégrante du contexte sportif et il convient de préparer au mieux les athlètes à s'organiser face à celles-ci. De plus, dans une perspective de retour au sport, les athlètes sont aujourd'hui évalués dans des conditions standardisées. Il serait intéressant d'inclure ces contraintes propres à l'environnement sportif dans la décision d'un retour au sport après entorse latérale de cheville. Des études complémentaires doivent être menées afin d'améliorer nos connaissances sur l'influence de ces facteurs dans le risque d'entorse latérale. Toutefois, compte tenu des altérations notamment posturales observées, l'intégration de la fatigue et de contraintes cognitives dans l'entraînement semble intéressante.

7. Valorisation

Ce travail fait l'objet d'un article scientifique soumis à la revue *Medicine & Science in Sports & Exercise (MSSE)*.

Cette étude a fait l'objet de deux communications orales en congrès :

Dury J., Michel F., Ravier, G., *Influence of fatigue and cognitive load on landing biomechanics in healthy and chronic ankle instability patients*. Présentation orale (anglais), 28th Annual Congress of the European College of Sport Science (ECSS), Paris, Juillet 2023

Dury J. *Fatigue et contrainte cognitive : quelle influence sur le risque d'entorse de cheville ?* Présentation orale, 16^{ème} congrès SFMES-SFTS, Toulon, septembre 2023

Ce travail a également été présenté au sein du laboratoire de recherche biodynamique de l'université de Caroline du Nord à Charlotte dans le cadre d'un stage réalisé au mois d'avril 2023.

DISCUSSION GÉNÉRALE

L'objectif principal de ce travail était de déterminer l'influence d'une fatigue proximale, d'une fatigue générale et de contrainte cognitive sur les caractéristiques biomécaniques et neuromusculaires de la cheville.

Les deux premières études menées dans ce travail (CHAPITRE 4) constituaient un apport méthodologique quant à l'utilisation d'un dispositif de déstabilisation de la cheville. Cette déstabilisation offre, en effet, des perspectives intéressantes afin d'évaluer la cinématique de la cheville. Toutefois, son utilisation était jusqu'alors limitée par l'absence de données cinématiques objectives dans la littérature et d'informations quant à leurs reproductibilités. Cette première étape du projet de thèse a ainsi permis de proposer différents indices cinématiques caractérisant le contrôle frontal ainsi que le contrôle de l'inversion de cheville. La majorité des indices, calculés dans le cadre de 3 tests fonctionnels, présentent une reproductibilité test-retest satisfaisante qui atteste de la pertinence de l'outil dans l'évaluation cinématique de la cheville. En parallèle de cette caractérisation cinématique, les spécificités de recrutement musculaire induites par le dispositif ont été évaluées. De manière générale, le dispositif de déstabilisation permet un recrutement important et ciblé des muscles fibulaires et apparaît donc intéressant à intégrer en prévention primaire et secondaire pour entraîner ces muscles essentiels de la cheville. De plus, la quantification des paramètres cinématiques comme la vitesse angulaire d'inversion ou l'angulation frontale de la cheville lors de tests posturaux statique et dynamique permettrait de spécifier l'évaluation à cette articulation. Des études complémentaires devraient être conduites afin d'évaluer la capacité de ces mesures à prédire la survenue d'une entorse de cheville ou à déceler des déficits liés à l'instabilité chronique de cheville.

Ce dispositif de déstabilisation ainsi que les mesures cinématiques, déterminées dans la première étape du projet, ont été réinvestis dans la deuxième partie de la thèse (CHAPITRE 5), qui portait sur l'influence d'une fatigue des muscles abducteurs de la hanche sur le contrôle cinématique et neuromusculaire de la cheville. En effet, le dispositif, utilisé dans le cadre des différents tests, a permis de quantifier la cinématique frontale de la cheville en réponse à la fatigue proximale. De plus, l'utilisation de la déstabilisation a permis de caractériser l'impact de cette fatigue sur la gestion du mouvement lésionnel. Plusieurs études prospectives ont effectivement démontré qu'un déficit de force des muscles abducteurs de hanche était prédictif d'une entorse latérale de cheville (Kawaguchi et al., 2021 ; Mason et al., 2022 ; Powers et al., 2017). Toutefois, les explications de ce lien proximal-distal, proposées dans la littérature, n'étaient pas

complètes puisqu'aucune description de la cinématique frontale n'avait été avancée. D'après les résultats rapportés dans notre étude, la cinématique de cheville, observée en réponse à la fatigue des abducteurs de hanche, ne correspond pas à une cinématique à risque d'entorse. Au contraire, on observe davantage une stratégie de protection de la cheville avec la fatigue (augmentation de la pronation, maintien de la vitesse angulaire). Ce contrôle cinématique sécuritaire est, vraisemblablement, le résultat de compensations neuromusculaires de la cheville spécifiquement observées sur les muscles fibulaires et le gastrocnémien latéral. Ces résultats complètent ceux des précédentes études s'intéressant à la cinématique sagittale et au contrôle neuromusculaire de la cheville en réponse à la fatigue des abducteurs de hanche (Gafner et al., 2018 ; Lee & Powers, 2013). Ensemble, ils témoignent d'une relation étroite entre les articulations proximale et distale. Toutefois, la fatigue des muscles abducteurs de hanche conduit, malgré les comportements sécuritaires observés sur la cheville, à une détérioration du contrôle postural dynamique. Le caractère prédictif de l'altération du contrôle postural dans le risque d'entorse de cheville implique de prendre en compte les muscles abducteurs de la hanche lors de l'élaboration du profil à risque d'un athlète. De plus, nos résultats suggèrent que l'interaction entre la fatigue des abducteurs de hanche et le risque d'entorse de cheville se produit notamment en raison des altérations posturales générées par le déficit proximal. De plus, une grande variabilité des réponses à la fatigue a été observée dans le cadre du test de posture statique unipodale dans notre étude. En effet, deux stratégies semblent se distinguer avec la fatigue proximale sur ce test. Une partie de la population (14 sujets) s'organise efficacement face à cette contrainte en augmentant les contributions musculaires distales et améliore ainsi leur stabilité frontale. À l'inverse, l'autre moitié de la population (12 sujets) ne parvient pas à compenser cette contrainte et diminue leur stabilité frontale de cheville. Ces évolutions, guidées par des caractéristiques individuelles, doivent être prises en compte dans la compréhension des facteurs de risque et la prévention des blessures. En effet, les athlètes impactés négativement par la fatigue pourraient être plus à risque d'entorse que les autres. De plus, si on s'intéresse aux évolutions individuelles des paramètres de stabilité frontale et de contrôle de l'inversion, obtenues en réponse à la fatigue sur les différents tests (Tableau 10), on observe une disparité d'évolution en fonction des tests. En effet, nous avons considéré, a posteriori, l'évolution (%) de la vitesse angulaire lors du test d'inversion en charge ainsi que l'évolution (%) de l'écart-type par rapport à la position frontale sur les 3 directions du SEBTm et sur le test de posture statique. D'après ces évolutions, seulement 4 % des participants présentent une altération systématique des paramètres de stabilité sur l'ensemble des tests. La majorité des sujets (70 %) présente une altération de la stabilité dans 2 à 3 tests. Cela implique que pour quantifier les effets d'une contrainte, comme la fatigue des abducteurs de hanche, l'utilisation d'un seul test peut ne pas être représentative des déficits

réels. L'addition de plusieurs tests, traitant de qualités motrices et sensorielles différentes, doit donc être recommandée lorsque l'on souhaite évaluer l'influence d'une contrainte sur le profil à risque d'un athlète. De plus, ce rapport, effectué sur les évolutions individuelles, montre que chaque participant présente une évolution négative dans au moins un test, soit de la stabilité frontale, soit du contrôle de l'inversion avec la fatigue des abducteurs de hanche. Cela suggère que la fatigue proximale génère des perturbations de la stabilité frontale et du contrôle de l'inversion de la cheville, mais que celles-ci dépendent à la fois du test considéré et de l'individu évalué.

La dernière partie du projet de thèse (CHAPITRE 6) avait pour objectif de compléter les résultats rapportés dans l'étude précédente, en s'intéressant, cette fois, à une fatigue générale (pluri-articulaire) plus représentative des exigences de la pratique sportive. De plus, le contexte sportif implique une demande attentionnelle liée à la prise d'informations visuelles sur l'environnement (adversaires, obstacles, balle, coéquipiers...). Ainsi, cette étude avait pour objectif d'évaluer l'influence de la fatigue neuromusculaire et de contrainte cognitive sur une tâche particulièrement à risque d'entorse de cheville : la réception de saut. De plus, la présence d'une instabilité chronique de cheville a été considérée dans les analyses. Toutefois, compte tenu du faible effectif recruté dans chaque groupe, les résultats liés aux antécédents d'entorses de cheville doivent être approfondis. La fatigue neuromusculaire, tout comme l'ajout de contrainte cognitive, perturbent la biomécanique de saut. Les modulations cinématiques distales caractérisent l'adoption d'une stratégie de protection de la cheville compensée, en partie, par les articulations proximales (hanche et genou). Toutefois, une altération du contrôle postural dynamique et une augmentation des contraintes médiolatérales sont constatées avec la fatigue et la tâche cognitive. L'influence de la fatigue et des contraintes cognitives doit donc être considérée dans l'identification du profil à risque de l'athlète. En effet, la détérioration du contrôle postural et l'augmentation de la contrainte appliquée aux moyens de stabilisation médiolatéraux pourraient prédisposer les athlètes à la blessure et à l'entorse de cheville. Certains résultats et notamment ceux liés aux compensations neuromusculaires mises en place face à la fatigue doivent être approfondis. De plus, les deux contraintes imposées dans notre étude lors du saut modifient indépendamment les caractéristiques du mouvement. En effet, leur cumul n'amplifie pas les effets observés de manière isolée pour chaque facteur. Toutefois, comme cela a pu être précédemment observé sur la cinématique du genou (Mejane et al., 2019), l'influence de la fatigue et de la charge cognitive pourrait être individuelle-dépendante. En effet, si on s'intéresse aux évolutions individuelles (%) de l'angle de supination de cheville à l'impact (Tableau 11), considéré comme un paramètre important dans le risque d'entorse de cheville, une variabilité des

réponses à la fatigue et à la tâche cognitive apparaît. Sur la population totale étudiée, 52 % des sujets présentent une augmentation de la supination de cheville à l'impact avec la fatigue. En réponse à la contrainte cognitive, c'est également 52 % des sujets qui augmentent l'angle de supination de cheville à l'impact. De plus, le cumul des deux contraintes conduit à une augmentation de la supination de cheville pour 43 % des sujets. Ces résultats descriptifs indiquent que plus de la moitié de la population étudiée est négativement impactée par la fatigue ou par la tâche cognitive. L'augmentation de la supination à l'impact chez ces athlètes traduit une altération de leur profil à risque et les expose davantage au risque d'entorse. De plus, seulement 26 % des athlètes présentent une augmentation de la supination à la fois en condition de fatigue et de contrainte cognitive. Ainsi, il semble que certains athlètes soient plus sensibles à l'une ou l'autre contrainte du fait de leurs caractéristiques individuelles (pratique sportive, antécédent de blessure, capacités neurocognitives...). Malgré le comportement cinématique sécuritaire avancé dans notre étude sur l'ensemble du groupe, on observe, au niveau individuel, des évolutions potentiellement à risque d'entorse de cheville. Ces résultats individuels permettent d'approfondir la compréhension des facteurs influençant le risque d'entorses. Toutefois, il reste difficile de conclure objectivement quant à ces variations individuelles. En effet, parmi les athlètes qui altèrent l'angle de supination avec l'une ou l'autre contrainte, des évolutions de 2 % sont observées. De telles évolutions ne peuvent donc pas être considérées comme problématiques. Afin d'interpréter ces évolutions individuelles, il est nécessaire d'avoir des valeurs seuil de référence au-delà desquelles on pourrait conclure qu'un athlète se met en danger. Des études complémentaires doivent être conduites dans cet objectif.

De manière générale, l'intégration de ces contraintes dans l'entraînement et l'évaluation des athlètes représente une perspective prophylactique intéressante. Il semble, en effet, indispensable de se rapprocher des contraintes réelles de l'environnement sportif pour établir le profil à risque d'un athlète ou/et valider un retour au sport afin d'avoir une vision complète et exhaustive du risque de blessure encouru par un athlète dans une pratique sportive donnée. L'utilisation de la fatigue ou de distractions cognitives dans l'évaluation des athlètes et des patients permettrait de quantifier la capacité d'adaptation des individus à ces contraintes et permettrait, ainsi, de faire évoluer l'entraînement ou la rééducation.

Tableau 10 : Évolutions individualisées (%) de la vitesse angulaire lors du test d'inversion en charge, et de l'écart-type par rapport à la position moyenne dans le plan frontal pour les directions antérieure, postéromédiale, postérolatérale et le test de posture statique unipodale observées avec la fatigue des muscles abducteurs de hanche

	Évolution de la vitesse angulaire Inversion en charge	Évolution de l'écart-type SEBTm antérieure	Évolution de l'écart-type SEBTm postéromédiale	Évolution de l'écart-type SEBTm postérolatérale	Évolution de l'écart-type Posture statique unipodale
Sujet 1	17%	21%	0%	-26%	-1%
Sujet 2	-17%	24%	40%	9%	34%
Sujet 3	-39%	-4%	-15%	-25%	53%
Sujet 4	-53%	21%	-33%	4%	15%
Sujet 5	-9%	11%	9%	-19%	-91%
Sujet 6	-2%	-11%	-39%	-8%	-17%
Sujet 7	-22%	2%	4%	-19%	20%
Sujet 8	-26%	19%	27%	0%	-5%
Sujet 9	-45%	35%	18%	30%	-18%
Sujet 10	2%	-3%	-37%	9%	-60%
Sujet 11	2%	10%	34%	19%	-2%
Sujet 12	-33%	0%	-5%	9%	30%
Sujet 13	20%	-6%	5%	-4%	0%
Sujet 14	8%	-26%	-11%	3%	-3%
Sujet 15	11%	-5%	-8%	-43%	9%
Sujet 16	-16%	-13%	-50%	-43%	52%
Sujet 17	1%	-19%	-21%	-22%	8%
Sujet 18	-43%	12%	22%	9%	-61%
Sujet 19	-19%	-57%	-26%	-29%	63%
Sujet 20	31%	-3%	13%	-20%	-160%
Sujet 21	-8%	-88%	-21%	25%	3%
Sujet 22	14%	-6%	-8%	-23%	61%
Sujet 23	18%	-28%	17%	14%	20%
Sujet 24	7%	-14%	-10%	33%	-108%
Sujet 25	-62%	-10%	12%	0%	56%
Sujet 26	-9%	-22%	3%	-7%	-31%

Note : Les évolutions négatives reflètent une augmentation de la vitesse angulaire d'inversion et de l'écart-type par rapport à la position frontale.

Tableau 11 : Évolutions (%) de l'angle de supination obtenues individuellement pour chaque sujet avec la fatigue, la tâche cognitive et le cumul des deux contraintes

	Évolution de la supination à l'impact avec la fatigue	Évolution de la supination à l'impact avec la tâche cognitive	Évolution de la supination à l'impact avec le cumul de la fatigue et de la tâche cognitive
Sujet 1	-5%	-6%	1%
Sujet 2	2%	3%	1%
Sujet 3	-28%	12%	27%
Sujet 4	-4%	-7%	-9%
Sujet 5	-4%	-6%	15%
Sujet 6	19%	-9%	-14%
Sujet 7	12%	-4%	-3%
Sujet 8	-8%	6%	2%
Sujet 9	5%	7%	7%
Sujet 10	-14%	15%	6%
Sujet 11	44%	-2%	2%
Sujet 12	-15%	-9%	10%
Sujet 13	21%	-14%	-19%
Sujet 14	-17%	5%	25%
Sujet 15	5%	-1%	-10%
Sujet 16	2%	-14%	-16%
Sujet 17	1%	2%	-2%
Sujet 18	-9%	3%	-24%
Sujet 19	2%	1%	-6%
Sujet 20	-61%	22%	22%
Sujet 21	-14%	-2%	11%
Sujet 22	-14%	4%	13%
Sujet 23	45%	-29%	-36%

Note : Les évolutions négatives reflètent une augmentation de l'angle de supination à l'impact au sol.

Ce travail de thèse, pris dans son ensemble, apporte des éléments de compréhension concernant les effets d'une contrainte cognitive et de la fatigue, qu'elle soit locale ou générale, sur les facteurs de risque d'entorse latérale de cheville. Afin de synthétiser les principaux résultats observés au cours de ce travail, nous avons repositionné les contraintes additionnelles étudiées (fatigue proximale, fatigue générale, contrainte cognitive) au sein du modèle de compréhension des facteurs de risque d'entorse latérale de cheville présenté dans le chapitre 2 (Figure 37).

La fatigue proximale, générale et la contrainte cognitive entraînent une altération commune des qualités de contrôle postural dynamique. Par ce biais, ces facteurs perturbent le profil à risque d'entorse de cheville et peuvent ainsi prédisposer l'athlète à la blessure. Les deux types de fatigue considérés dans ce travail (proximale, générale) ont induit une diminution de la force de groupes musculaires (abducteurs hanche, fléchisseurs plantaires) déterminants dans le risque d'entorse subséquent. Cette détérioration des niveaux de force peut être un relai explicatif à l'altération du contrôle postural dynamique et conduit, en définitive, à une majoration du risque d'entorse de cheville. En considérant à présent le mécanisme d'entorse, les contraintes additionnelles étudiées dans ce travail induisent un comportement sécuritaire de la cheville. En effet, l'ajout de contrainte cognitive diminue la rotation médiale de cheville ; la fatigue proximale et la fatigue générale impliquent, elles, une diminution de la supination de cheville. Ces résultats cinématiques ne soutiennent pas nos hypothèses de départ et attestent de la capacité des individus à s'adapter face à un environnement contraignant. Toujours au niveau biomécanique, la fatigue générale et la contrainte cognitive génèrent une augmentation des contraintes médiolaterales. Cette augmentation de l'intensité d'impact médiolatéral n'est pas clairement défini, dans la littérature, comme un événement incitant d'entorse latérale de cheville. Toutefois, l'augmentation des pics d'impact latéraux traduit une plus grande déstabilisation latérale, préalablement associée au risque d'entorse (Fong et al., 2009 ; Willems et al., 2005). De plus, les forces de réaction au sol sont caractéristiques des qualités de coordination motrices. En effet, une détérioration de la coordination lors d'un saut conduit à une majoration des forces de réaction au sol et entraîne, ainsi, une augmentation de la charge appliquée aux tissus, ce qui, en définitive, implique un risque de blessure (Lin et al., 2022).

Le modèle, mis à jour par ce travail de thèse, permet une meilleure compréhension du rôle de la fatigue et des contraintes cognitives dans le risque d'entorse latérale de cheville. Toutefois, ce modèle proposé en guise de conclusion est construit sur la base de résultats statistiques issus de la population globale. Or, comme nous avons pu le montrer précédemment (CHAPITRE 5), et développer dans la discussion générale (Tableau 10, Tableau 11), des variabilités interindividuelles existent. De plus, il est bien admis que le profil à risque d'un athlète est influencé au niveau individuel par les caractéristiques intrinsèques et extrinsèques (Delahunt & Remus,

2019). L'influence des contraintes additionnelles, étudiées dans ce travail, sur le risque d'entorse de cheville doit donc aussi être considérée athlète par athlète. En effet, alors qu'un individu peut voir son profil à risque d'entorse altéré par la fatigue (proximale, générale) ou/et les contraintes cognitives, un autre athlète pourrait, lui, mettre en place des stratégies protectrices au niveau de la cheville. De plus, certains athlètes pourraient être uniquement impactés sur les qualités posturales qui font consensus à travers les différentes études menées alors que d'autres seraient impactés à la fois sur les qualités posturales et cinématiques. Ainsi, l'évaluation des athlètes dans un contexte contraignant est nécessaire à l'individualisation des programmes prophylactiques.

Pour conclure, la fatigue des abducteurs de hanche, la fatigue générale ainsi que les distractions cognitives visuelles peuvent prédisposer un athlète à l'entorse de cheville par le biais de détériorations de l'équilibre dynamique. Les évolutions biomécaniques évaluées en réponse à ces contraintes doivent être identifiées individuellement dans une perspective prophylactique.

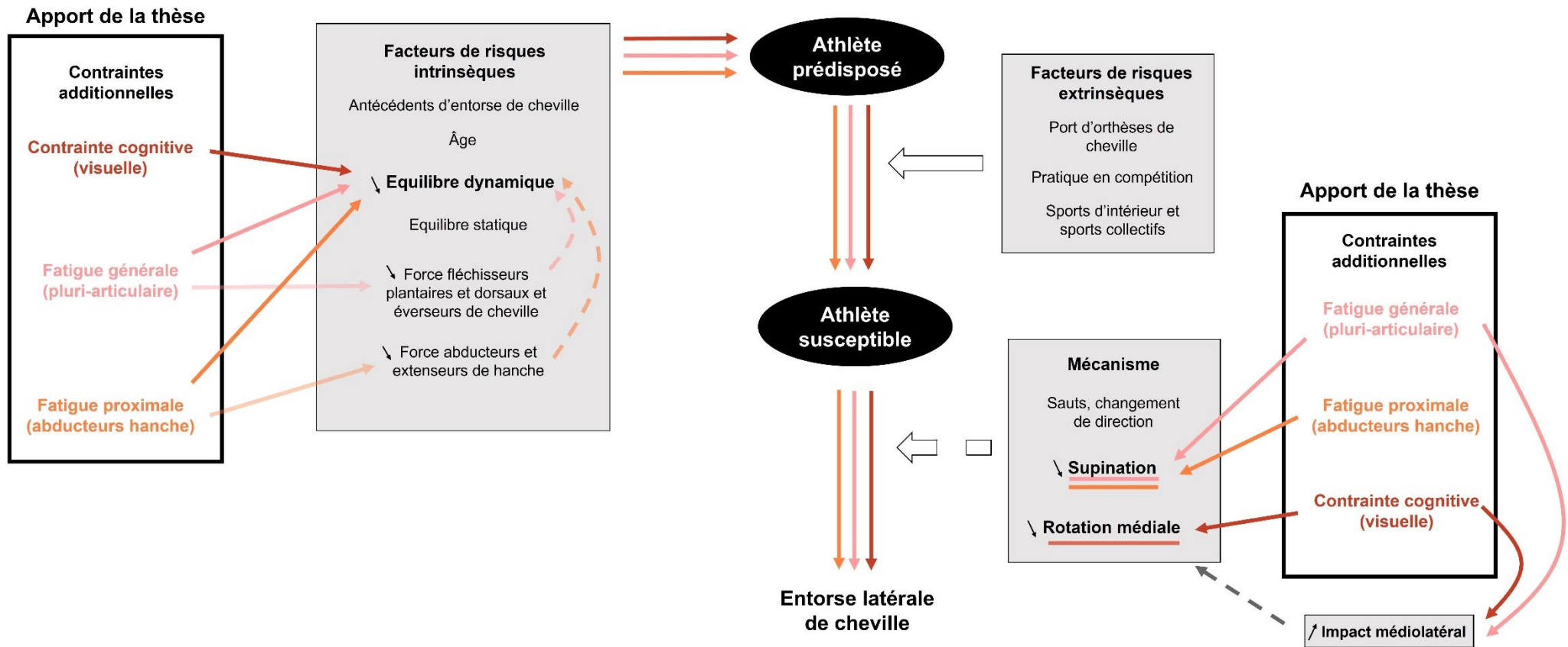


Figure 37 : Apports des contributions expérimentales de la thèse sur la compréhension des facteurs de risque d'entorse latérale de cheville (adapté du modèle proposé par Delahunt et Remus, 2019)

———▶ Liens démontrés scientifiquement
 - - -▶ Liens indirects à confirmer

LIMITES ET PERSPECTIVES

Ce travail apporte des éléments de compréhension sur les facteurs influençant le risque d'entorses de cheville. Toutefois, certaines limites doivent être considérées et des perspectives de travail peuvent être avancées.

La première limite de ce travail concerne la standardisation et l'applicabilité au contexte sportif des contraintes additionnelles évaluées. En effet, la tâche cognitive utilisée dans le chapitre 6 n'a pas été adaptée au niveau de chaque athlète. Or, la variabilité dans les résultats rapportés avec l'ajout de la tâche cognitive (Tableau 11) pourrait être liée à une disparité de performance cognitive dans la population étudiée. Ainsi, il est important, à l'avenir, d'adapter la contrainte cognitive à chaque athlète afin de s'assurer que la charge cognitive appliquée soit maximale pour tous les sujets. En effet, une charge cognitive insuffisante pourrait expliquer l'évolution positive observée pour une partie de la population sur certains paramètres. Le recrutement cortical (aires mobilisées) induit par la tâche cognitive mise en place dans notre étude devrait également être évalué afin de juger de sa cohérence par rapport aux contraintes réelles de l'environnement sportif. La fatigue est également un paramètre complexe à contrôler en laboratoire. Afin de s'assurer de la présence d'une fatigue, des niveaux de diminution de force ont été imposés, que ce soit pour la force d'abduction de hanche (-50 %) ou de flexion plantaire (-20 %). Des niveaux de fatigue supérieurs ou inférieurs à ceux utilisés dans ce travail pourraient être induits par la pratique physique, ce qui entraînerait des conséquences différentes sur les aspects neuromusculaires et biomécaniques de la cheville. La fatigue induite dans le chapitre 6 avait pour objectif de se rapprocher des exigences de l'environnement sportif. Toutefois, la réalité du contexte sportif pourrait être quelque peu différente. Par exemple, nous n'avons pas considéré l'étiologie de la fatigue induite par le protocole et celle-ci pourrait différer de ce que l'on observe suite à une activité physique sportive. De plus, une fatigue « cognitive » pourrait intervenir au cours de la pratique en lien avec la prise d'information et de décision, mais celle-ci n'a pas été étudiée dans ce travail (Pageaux & Lepers, 2018). Il pourrait donc être intéressant d'évaluer l'effet de la fatigue dans un contexte plus écologique en imposant une séquence fatigante réelle (entraînement type d'une pratique sportive par exemple).

Dans le cadre de ce travail, l'influence des contraintes additionnelles sur le risque d'entorse latérale a été évaluée sur les caractéristiques posturales, cinématiques et neuromusculaires de la cheville. Toutefois, d'autres facteurs peuvent être considérés dans le profil à risque d'entorse d'un athlète. Ainsi, la prise en considération d'autres éléments tels que les aspects sensoriels et perceptifs (proprioception, appréhensions...) permettrait une compréhension exhaustive de l'interaction de ces contraintes avec le risque d'entorse de cheville.

L'une des perspectives fondamentales de ce travail réside dans l'incorporation des contraintes examinées dans l'évaluation, la prise de décision en matière de reprise d'activité sportive, la rééducation et la prévention. Par conséquent, de futurs travaux devraient se consacrer à évaluer l'efficacité de l'intégration de ces contraintes dans ces diverses applications. De plus, dans cette perspective, la considération de l'instabilité chronique de cheville est essentielle. En effet, l'effectif de notre étude (CHAPITRE 6) n'a pas permis de conclure quant à l'interaction entre antécédents d'entorse de cheville et fatigue ou/et contrainte cognitive. Ces résultats doivent être approfondis en augmentant l'effectif de chaque groupe. La compréhension des différences d'adaptation des sujets sains et atteints d'ICC est une priorité et permettrait de faire évoluer le modèle de Hertel et Corbett (2019) en intégrant la fatigue et les contraintes cognitives à celui-ci.

Enfin, comme nous avons pu le préciser en discussion de ce travail, des différences individuelles sont évidentes et doivent être considérées. Ainsi, l'utilisation de méthodes statistiques telle que l'analyse en cluster devrait être privilégiée dans les futures études. Cela implique donc de recruter des échantillons suffisants pour créer des sous-groupes représentatifs.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Les études réalisées dans ce travail de thèse visaient à améliorer notre connaissance des facteurs influençant le risque d'entorse de cheville dans le milieu sportif. Plus précisément, les interactions entre la fatigue (proximale, générale), les contraintes cognitives et les facteurs de risque d'entorse de cheville ont été évaluées. Ces différentes contraintes entraînent une altération commune du contrôle postural dynamique et tendent, par ce biais, à prédisposer les athlètes à l'entorse de cheville. Néanmoins, aux niveaux neuromusculaire et cinématique, les résultats de ce travail témoignent de l'adoption d'une stratégie de protection de la cheville en réponse aux différentes contraintes. Au regard des évolutions individuelles rapportées dans ce travail, il apparaît tout de même essentiel de considérer ces facteurs (fatigue, contrainte cognitive) dans l'évaluation et la définition des facteurs de risque d'entorse. Ensemble, ces résultats permettent de mettre à jour le modèle de compréhension des facteurs de risque d'entorse latérale de cheville en intégrant ces contraintes additionnelles à celui-ci. De plus, ces résultats suggèrent des pistes de réflexion quant aux conditions d'évaluation des athlètes dans une perspective prophylactique ainsi que dans le projet de rééducation et de retour au sport.

De plus, la première partie du projet constituait un apport méthodologique vis-à-vis de l'évaluation cinématique et neuromusculaire de la cheville. Ce travail atteste ainsi de la pertinence d'utilisation d'un dispositif de déstabilisation et des variables quantitatives qui lui sont associées dans l'évaluation cinématique de la cheville. Son intégration à l'évaluation des déficits spécifiques de la cheville, et plus sensiblement des muscles éverseurs, offre de belles perspectives d'application en prévention primaire et secondaire.

BIBLIOGRAPHIE

- Abd-Elfattah, H. M., Abdelazeim, F. H., & Elshennawy, S. (2015). Physical and cognitive consequences of fatigue : A review. *Journal of Advanced Research*, 6(3), 351-358. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2015.01.011>
- Adal, S. A., Mackey, M., Pourkazemi, F., & Hiller, C. E. (2020). The relationship between pain and associated characteristics of chronic ankle instability : A retrospective study. *Journal of Sport and Health Science*, 9(1), 96-101. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2019.07.009>
- Adjei, E., Nalam, V., & Lee, H. (2020). Sex Differences in Human Ankle Stiffness During Standing Balance. *Frontiers in Sports and Active Living*, 2, 570449. <https://doi.org/10.3389/fspor.2020.570449>
- Aizawa, J., Ohji, S., Koga, H., Masuda, T., & Yagishita, K. (2016). Correlations between sagittal plane kinematics and landing impact force during single-leg lateral jump-landings. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(8), 2316-2321. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.2316>
- Al Adal, S., Pourkazemi, F., Mackey, M., & Hiller, C. E. (2019). The Prevalence of Pain in People With Chronic Ankle Instability : A Systematic Review. *Journal of Athletic Training*, 54(6), 662-670. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-531-17>
- Allen, D. G., Lamb, G. D., & Westerblad, H. (2008). Skeletal muscle fatigue : Cellular mechanisms. *Physiological Reviews*, 88(1), 287-332. <https://doi.org/10.1152/physrev.00015.2007>
- Almonroeder, T. G., Kernozek, T., Cobb, S., Slavens, B., Wang, J., & Huddleston, W. (2018). Cognitive Demands Influence Lower Extremity Mechanics During a Drop Vertical Jump Task in Female Athletes. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 48(5), 381-387. <https://doi.org/10.2519/jospt.2018.7739>
- Almonroeder, T. G., Kernozek, T., Cobb, S., Slavens, B., Wang, J., & Huddleston, W. (2019). Divided attention during cutting influences lower extremity mechanics in female athletes. *Sports Biomechanics*, 18(3), 264-276. <https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1391327>
- Ament, W., & Verkerke, G. J. (2009). Exercise and fatigue. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 39(5), 389-422. <https://doi.org/10.2165/00007256-200939050-00005>
- Amoli, S. M., Ataabadi, P. A., Letafatkar, A., Wilkerson, G. B., & Mansouri, M. B. (2021). Effect of Cognitive Loading on Single-Leg Jump Landing Biomechanics of Elite Male Volleyball Players. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 26(3), 161-166. <https://doi.org/10.1123/ijatt.2020-0022>
- Anandacoomarasamy, A., & Barnsley, L. (2005). Long term outcomes of inversion ankle injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 39(3), e14; discussion e14. <https://doi.org/10.1136/bjism.2004.011676>
- Ardern, C. L., Taylor, N. F., Feller, J. A., Whitehead, T. S., & Webster, K. E. (2015). Sports participation 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction in athletes who had not returned to sport at 1 year : A prospective follow-up of physical function and

- psychological factors in 122 athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(4), 848-856. <https://doi.org/10.1177/0363546514563282>
- Arnold, B. L., De La Motte, S., Linens, S., & Ross, S. E. (2009). Ankle instability is associated with balance impairments : A meta-analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(5), 1048-1062. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318192d044>
- Arnold, B. L., & Docherty, C. L. (2006). Low-Load Eversion Force Sense, Self-Reported Ankle Instability, and Frequency of Giving Way. *Journal of Athletic Training*, 41(3), 233-238.
- Arnold, B. L., Linens, S. W., de la Motte, S. J., & Ross, S. E. (2009). Concentric Evertor Strength Differences and Functional Ankle Instability : A Meta-Analysis. *Journal of Athletic Training*, 44(6), 653-662. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.6.653>
- Arnold, J. B., Bowen, C. J., Chapman, L. S., Gates, L. S., Golightly, Y. M., Halstead, J., Hannan, M. T., Menz, H. B., Munteanu, S. E., Paterson, K. L., Roddy, E., Siddle, H. J., & Thomas, M. J. (2022). International Foot and Ankle Osteoarthritis Consortium review and research agenda for diagnosis, epidemiology, burden, outcome assessment and treatment. *Osteoarthritis and Cartilage*, 30(7), 945-955. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2022.02.603>
- Ashton-Miller, J. A., Ottaviani, R. A., Hutchinson, C., & Wojtys, E. M. (1996). What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(6), 800-809. <https://doi.org/10.1177/036354659602400616>
- Asperti, A. M., Jovanovic, I., Carui, N. A. B., Pedrinelli, A., Hernandez, A. J., & Fernandes, T. L. (s. d.). INCREASED RISK OF SPORTS INJURIES AMONG MEDICAL STUDENTS : CROSS-SECTIONAL STUDY. *Acta Ortopedica Brasileira*, 30(3), e248732. <https://doi.org/10.1590/1413-785220223003e248732>
- Assländer, L., & Peterka, R. J. (2016). Sensory reweighting dynamics following removal and addition of visual and proprioceptive cues. *Journal of Neurophysiology*, 116(2), 272-285. <https://doi.org/10.1152/jn.01145.2015>
- Attarian, D. E., McCrackin, H. J., Devito, D. P., McElhaney, J. H., & Garrett, W. E. (1985). A biomechanical study of human lateral ankle ligaments and autogenous reconstructive grafts. *The American Journal of Sports Medicine*, 13(6), 377-381. <https://doi.org/10.1177/036354658501300602>
- Attenborough, A. S., Hiller, C. E., Smith, R. M., Stuelcken, M., Greene, A., & Sinclair, P. J. (2014). Chronic Ankle Instability in Sporting Populations. *Sports Medicine*, 44(11), 1545-1556. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0218-2>
- Attenborough, A. S., Sinclair, P. J., Sharp, T., Greene, A., Stuelcken, M., Smith, R. M., & Hiller, C. E. (2017). The identification of risk factors for ankle sprains sustained during netball participation. *Physical Therapy in Sport*, 23, 31-36. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.06.009>
- Bachmann, L. M., Kolb, E., Koller, M. T., Steurer, J., & Riet, G. ter. (2003). Accuracy of Ottawa ankle rules to exclude fractures of the ankle and mid-foot : Systematic review. *BMJ*, 326(7386), 417. <https://doi.org/10.1136/bmj.326.7386.417>

- Bączkiewicz, D., Falkowski, K., & Majorczyk, E. (2017). Assessment of Relationships Between Joint Motion Quality and Postural Control in Patients With Chronic Ankle Joint Instability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 47(8), 570-577. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.6836>
- Bagehorn, T., Zee, M. de, Fong, D., Thorborg, K., Kersting, U. G., & Lysdal, F. G. (2023). 9 The noncontact ankle sprain is not always the result of a “bad landing” : A systematic video-analysis of 145 non-consecutive cases. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 9(Suppl 1). <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2023-sportskongres2023.5>
- Bahr, R., Clarsen, B., & Ekstrand, J. (2018). Why we should focus on the burden of injuries and illnesses, not just their incidence. *British Journal of Sports Medicine*, 52(16), 1018-1021. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098160>
- Bahr, R., & Holme, I. (2003). Risk factors for sports injuries—A methodological approach. *British Journal of Sports Medicine*, 37(5), 384-392. <https://doi.org/10.1136/bjsem.37.5.384>
- Bahr, R., & Krosshaug, T. (2005). Understanding injury mechanisms : A key component of preventing injuries in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 39(6), 324-329. <https://doi.org/10.1136/bjsem.2005.018341>
- Barelds, I., van den Broek, A. G., & Huisstede, B. M. A. (2018). Ankle Bracing is Effective for Primary and Secondary Prevention of Acute Ankle Injuries in Athletes : A Systematic Review and Meta-Analyses. *Sports Medicine*, 48(12), 2775-2784. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0993-2>
- Beudart, C., Demoulin, C., Mehmeti, K., Bornheim, S., Van Beveren, J., & Kaux, J.-F. (2022). Validity and reliability of the French translation of the Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI). *Foot and Ankle Surgery*, 28(6), 756-762. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2021.10.001>
- Bedo, B. L. S., Catelli, D. S., Lamontagne, M., Moraes, R., Pereira, D. R., Graça, J. B., & Santiago, P. R. P. (2022). Fatigue modifies hip and knee kinematics during single- and double-leg dynamic tasks : An investigation with female handball players. *Journal of Sports Sciences*, 40(17), 1964-1972. <https://doi.org/10.1080/02640414.2022.2123506>
- Bellows, R., & Wong, C. K. (2018). THE EFFECT OF BRACING AND BALANCE TRAINING ON ANKLE SPRAIN INCIDENCE AMONG ATHLETES: A SYSTEMATIC REVIEW WITH META-ANALYSIS. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(3), 379-388.
- Benjaminse, A., Habu, A., Sell, T. C., Abt, J. P., Fu, F. H., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2008). Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 16(4), 400-407. <https://doi.org/10.1007/s00167-007-0432-7>
- Berthoz, A. (1997). *Le Sens du mouvement*. Odile Jacob.
- Beurskens, R., Haeger, M., Kliegl, R., Roecker, K., & Granacher, U. (2016). Postural Control in Dual-Task Situations : Does Whole-Body Fatigue Matter? *PLoS ONE*, 11(1), e0147392. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0147392>

- Beynon, B. D., Murphy, D. F., & Alosa, D. M. (2002). Predictive Factors for Lateral Ankle Sprains : A Literature Review. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 376-380.
- Bigland-Ritchie, B., & Woods, J. J. (1984). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle & Nerve*, 7(9), 691-699. <https://doi.org/10.1002/mus.880070902>
- Bittencourt, N. F. N., Meeuwisse, W. H., Mendonça, L. D., Nettel-Aguirre, A., Ocarino, J. M., & Fonseca, S. T. (2016). Complex systems approach for sports injuries : Moving from risk factor identification to injury pattern recognition-narrative review and new concept. *British Journal of Sports Medicine*, 50(21), 1309-1314. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095850>
- Bonnard, M., Sirin, A. V., Oddsson, L., & Thorstensson, A. (1994). Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. *Neuroscience Letters*, 166(1), 101-105. [https://doi.org/10.1016/0304-3940\(94\)90850-8](https://doi.org/10.1016/0304-3940(94)90850-8)
- Bonnel, F., & Mabit, C. (2015). Chapitre 1—Bases anatomiques de la stabilité de cheville. In Y. Tourné & C. Mabit (Éds.), *La cheville instable* (p. 1-44). Elsevier Masson. <https://doi.org/10.1016/B978-2-294-71456-6.00001-0>
- Boren, K., Conrey, C., Le Coguic, J., Paprocki, L., Voight, M., & Robinson, T. K. (2011). ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF GLUTEUS MEDIUS AND GLUTEUS MAXIMUS DURING REHABILITATION EXERCISES. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(3), 206-223.
- Borloz, S., Crevoisier, X., Deriaz, O., Ballabeni, P., Martin, R. L., & Luthi, F. (2011). Evidence for validity and reliability of a French version of the FAAM. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12, 40. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-40>
- Borotikar, B. S., Newcomer, R., Koppes, R., & McLean, S. G. (2008). Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures : Central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(1), 81-92. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.008>
- Bowker, S., Terada, M., Thomas, A. C., Pietrosimone, B., Hiller, C., & Gribble, P. (2016). Neural Excitability and Joint Laxity in Chronic Ankle Instability, Coper, and Control Groups. *Journal of athletic training*. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.5.05>
- Boyas, S., & Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle : Underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 54(2), 88-108. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2011.01.001>
- Bramah, C., Preece, S. J., Gill, N., & Herrington, L. (s. d.). Kinematic Characteristics of Male Runners With a History of Recurrent Calf Muscle Strain Injury. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 16(3), 732-740. <https://doi.org/10.26603/001c.22971>
- Brauer, S. G., Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (2001). The interacting effects of cognitive demand and recovery of postural stability in balance-impaired elderly persons. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 56(8), M489-496.

- Brazen, D. M., Todd, M. K., Ambegaonkar, J. P., Wunderlich, R., & Peterson, C. (2010). The Effect of Fatigue on Landing Biomechanics in Single-Leg Drop Landings. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 20(4), 286-292. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3181e8f7dc>
- Bridgman, S. A., Clement, D., Downing, A., Walley, G., Phair, I., & Maffulli, N. (2003). 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. *Emergency Medicine Journal: EMJ*, 20(6), 508-510. <https://doi.org/10.1136/emj.20.6.508>
- Brito, J., Mendes, R., Figueiredo, P., Marques, J. P., Beckert, P., & Verhagen, E. (2023). Is it Time to Consider Quaternary Injury Prevention in Sports? *Sports Medicine*, 53(4), 769-774. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01765-1>
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232-238. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2016.04.015>
- Brown, C. N., Rosen, A. B., & Ko, J. (2015). Ankle ligament laxity and stiffness in chronic ankle instability. *Foot & Ankle International*, 36(5), 565-572. <https://doi.org/10.1177/1071100714561057>
- Burcal, C. J., Needle, A. R., Custer, L., & Rosen, A. B. (2019). The Effects of Cognitive Loading on Motor Behavior in Injured Individuals : A Systematic Review. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 49(8), 1233-1253. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01116-7>
- Burcal, C. J., & Wikstrom, E. A. (2016a). Cognitive loading-induced sway alterations are similar in those with chronic ankle instability and uninjured controls. *Gait & Posture*, 48, 95-98. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.05.004>
- Burcal, C. J., & Wikstrom, E. A. (2016b). Plantar Cutaneous Sensitivity With and Without Cognitive Loading in People With Chronic Ankle Instability, Copers, and Uninjured Controls. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 46(4), 270-276. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6351>
- Buschman, T. J., & Kastner, S. (2015). From Behavior to Neural Dynamics : An Integrated Theory of Attention. *Neuron*, 88(1), 127-144. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2015.09.017>
- Carcia, C. R., Martin, R. L., & Drouin, J. M. (2008). Validity of the Foot and Ankle Ability Measure in athletes with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 43(2), 179-183. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.2.179>
- Castaing, J., & Delplace, J. (1972). [Ankle sprains. Value of the study of stability in the sagittal plane for the diagnosis of severity. Radiographic search for the anterior astragalar drawer]. *Revue De Chirurgie Orthopedique Et Reparatrice De L'appareil Moteur*, 58(1), 51-63.
- Caulfield, B. M., & Garrett, M. (2002). Functional instability of the ankle : Differences in patterns of ankle and knee movement prior to and post landing in a single leg jump. *International Journal of Sports Medicine*, 23(1), 64-68. <https://doi.org/10.1055/s-2002-19272>

- Chan, L. Y. T., Sim, Y. T. N., Gan, F. K., & Bin Abd Razak, H. R. (2022). Effect of chronic ankle instability on lower extremity kinematics, dynamic postural stability, and muscle activity during unilateral jump-landing tasks : A systematic review and meta-analysis. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 55, 176-188. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2022.04.005>
- Cherati, A. S., Dousti, M., & Younespour, S. (2016). Association between Foot Posture Index and Ankle Sprain in Indoor Football Players. *Global Journal of Health Science*, 8(10), 51426. <https://doi.org/10.5539/gjhs.v8n10p160>
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed). L. Erlbaum Associates.
- Collado, H., Coudreuse, J. M., Graziani, F., Bensoussan, L., Viton, J. M., & Delarque, A. (2010). Eccentric reinforcement of the ankle evertor muscles after lateral ankle sprain. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(2), 241-246. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00882.x>
- Conn, J. M., Annet, J. L., & Gilchrist, J. (2003). Sports and recreation related injury episodes in the US population, 1997-99. *Injury Prevention: Journal of the International Society for Child and Adolescent Injury Prevention*, 9(2), 117-123. <https://doi.org/10.1136/ip.9.2.117>
- Cooke, M. W., Marsh, J. L., Clark, M., Nakash, R., Jarvis, R. M., Hutton, J. L., Szczepura, A., Wilson, S., Lamb, S. E., & CAST trial group. (2009). Treatment of severe ankle sprain : A pragmatic randomised controlled trial comparing the clinical effectiveness and cost-effectiveness of three types of mechanical ankle support with tubular bandage. The CAST trial. *Health Technology Assessment (Winchester, England)*, 13(13), iii, ix-x, 1-121. <https://doi.org/10.3310/hta13130>
- Côté, J. N., Mathieu, P. A., Levin, M. F., & Feldman, A. G. (2002). Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing. *Experimental Brain Research*, 146(3), 394-398. <https://doi.org/10.1007/s00221-002-1186-6>
- Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E., & Ebersole, K. T. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(10), 1090-1097. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.07.004>
- Croy, T., Saliba, S. A., Saliba, E., Anderson, M. W., & Hertel, J. (2012). Differences in lateral ankle laxity measured via stress ultrasonography in individuals with chronic ankle instability, ankle sprain copers, and healthy individuals. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(7), 593-600. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3923>
- Dai, B., Cook, R. F., Meyer, E. A., Sciascia, Y., Hinshaw, T. J., Wang, C., & Zhu, Q. (2018). The effect of a secondary cognitive task on landing mechanics and jump performance. *Sports Biomechanics*, 17(2), 192-205. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1265579>
- Dault, M. C., Geurts, A. C., Mulder, T. W., & Duysens, J. (2001). Postural control and cognitive task performance in healthy participants while balancing on different support-surface configurations. *Gait & Posture*, 14(3), 248-255.

- de la Motte, S., Arnold, B. L., & Ross, S. E. (2015). Trunk-rotation differences at maximal reach of the star excursion balance test in participants with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 50(4), 358-365. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.74>
- De Ridder, R., Willems, T., Vanrenterghem, J., Robinson, M. A., Palmans, T., & Roosen, P. (2015). Multi-segment foot landing kinematics in subjects with chronic ankle instability. *Clinical Biomechanics*, 30(6), 585-592. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.04.001>
- De Ridder, R., Willems, T., Vanrenterghem, J., Robinson, M. A., & Roosen, P. (2015). Lower Limb Landing Biomechanics in Subjects with Chronic Ankle Instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47(6), 1225. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000525>
- De Ridder, R., Witvrouw, E., Dolphens, M., Roosen, P., & Van Ginckel, A. (2017). Hip Strength as an Intrinsic Risk Factor for Lateral Ankle Sprains in Youth Soccer Players : A 3-Season Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 45(2), 410-416. <https://doi.org/10.1177/0363546516672650>
- Delahunt, E., Monaghan, K., & Caulfield, B. (2006). Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 24(10), 1991-2000. <https://doi.org/10.1002/jor.20235>
- Delahunt, E., & Remus, A. (2019). Risk Factors for Lateral Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 54(6), 611-616. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44-18>
- de Lécluse, J. (2003). Évaluation et classification des lésions ligamentaires des entorses latérales de la cheville. *Journal de Traumatologie du Sport*, 899(2), 67.
- de Noronha, M., França, L. C., Hauptenthal, A., & Nunes, G. S. (2013). Intrinsic predictive factors for ankle sprain in active university students : A prospective study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(5), 541-547. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01434.x>
- de Noronha, M., Lay, E. K., Mcphee, M. R., Mnatzaganian, G., & Nunes, G. S. (2019). Ankle Sprain Has Higher Occurrence During the Latter Parts of Matches : Systematic Review With Meta-Analysis. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(4), 373-380. <https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0279>
- Deschamps, K., Matricali, G., Peters, H., Eerdeken, M., Wuite, S., Leardini, A., & Staes, F. (2020). Contribution of foot joints in the energetics of human running. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23(10), 557-563. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1746287>
- D'Hooghe, P., Cruz, F., & Alkhelaifi, K. (2020). Return to Play After a Lateral Ligament Ankle Sprain. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 13(3), 281-288. <https://doi.org/10.1007/s12178-020-09631-1>

- Docherty, C. L., & Arnold, B. L. (2008). Force sense deficits in functionally unstable ankles. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 26(11), 1489-1493. <https://doi.org/10.1002/jor.20682>
- Docherty, C. L., Arnold, B. L., Gansneder, B. M., Hurwitz, S., & Gieck, J. (2005). Functional-Performance Deficits in Volunteers With Functional Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 40(1), 30-34.
- Docherty, C. L., Arnold, B. L., & Hurwitz, S. (2006). Contralateral force sense deficits are related to the presence of functional ankle instability. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 24(7), 1412-1419. <https://doi.org/10.1002/jor.20195>
- Docherty, C. L., Gansneder, B. M., Arnold, B. L., & Hurwitz, S. R. (2006). Development and reliability of the ankle instability instrument. *Journal of Athletic Training*, 41(2), 154-158.
- Docherty, C. L., Valovich McLeod, T. C., & Shultz, S. J. (2006). Postural control deficits in participants with functional ankle instability as measured by the balance error scoring system. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 16(3), 203-208. <https://doi.org/10.1097/00042752-200605000-00003>
- Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2014). Postural control strategies during single limb stance following acute lateral ankle sprain. *Clinical Biomechanics*, 29(6), 643-649. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.04.012>
- Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2015a). Dynamic Balance Deficits 6 Months Following First-Time Acute Lateral Ankle Sprain : A Laboratory Analysis. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 45(8), 626-633. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5653>
- Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2015b). Single-leg drop landing movement strategies 6 months following first-time acute lateral ankle sprain injury. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25(6), 806-817. <https://doi.org/10.1111/sms.12390>
- Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2016a). Dynamic balance deficits in individuals with chronic ankle instability compared to ankle sprain copers 1 year after a first-time lateral ankle sprain injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 24(4), 1086-1095. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3744-z>
- Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2016b). Recovery From a First-Time Lateral Ankle Sprain and the Predictors of Chronic Ankle Instability : A Prospective Cohort Analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(4), 995-1003. <https://doi.org/10.1177/0363546516628870>
- Doherty, C., Delahunt, E., Caulfield, B., Hertel, J., Ryan, J., & Bleakley, C. (2014). The incidence and prevalence of ankle sprain injury : A systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 44(1), 123-140. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0102-5>

- Donnelly, L., Donovan, L., Hart, J. M., & Hertel, J. (2017). Eversion Strength and Surface Electromyography Measures With and Without Chronic Ankle Instability Measured in 2 Positions. *Foot & Ankle International*, 38(7), 769-778. <https://doi.org/10.1177/1071100717701231>
- Donovan, L., Hart, J. M., & Hertel, J. (2015). Effects of 2 ankle destabilization devices on electromyography measures during functional exercises in individuals with chronic ankle instability. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 45(3), 220-232. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5222>
- Drawer, S., & Fuller, C. W. (2002). Perceptions of retired professional soccer players about the provision of support services before and after retirement. *British Journal of Sports Medicine*, 36(1), 33-38. <https://doi.org/10.1136/bjism.36.1.33>
- Drewes, L. K., McKeon, P. O., Kerrigan, D. C., & Hertel, J. (2009). Dorsiflexion deficit during jogging with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(6), 685-687. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.07.003>
- Dupui, P. (2016). *Chapitre 1. Bases neurophysiologiques du contrôle postural*. De Boeck Supérieur. <https://www.cairn-sciences.info/posture-et-equilibration-humaines--9782353273140-page-23.htm>
- Economics of sports injury and participation – preliminary results, Summary*. (2022, février 18). Australian Institute of Health and Welfare. <https://www.aihw.gov.au/reports/injury/economics-of-sports-injury-and-participation/summary>
- Ehmann, P., Beavan, A., Spielmann, J., Ruf, L., Mayer, J., Rohrmann, S., Nuß, C., & Englert, C. (2021). 360°-multiple object tracking in team sport athletes : Reliability and relationship to visuospatial cognitive functions. *Psychology of Sport and Exercise*, 55, 101952. <https://doi.org/10.1016/j.psychsport.2021.101952>
- Ekegren, C. L., Gabbe, B. J., & Finch, C. F. (2016). Sports Injury Surveillance Systems : A Review of Methods and Data Quality. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 46(1), 49-65. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0410-z>
- Ekstrand, J., Häggglund, M., & Waldén, M. (2011). Injury incidence and injury patterns in professional football : The UEFA injury study. *British Journal of Sports Medicine*, 45(7), 553-558. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.060582>
- Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 72(5), 1631-1648. <https://doi.org/10.1152/jappl.1992.72.5.1631>
- Feger, M. A., Snell, S., Handsfield, G. G., Blemker, S. S., Wombacher, E., Fry, R., Hart, J. M., Saliba, S. A., Park, J. S., & Hertel, J. (2016). Diminished Foot and Ankle Muscle Volumes in Young Adults With Chronic Ankle Instability. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 4(6), 2325967116653719. <https://doi.org/10.1177/2325967116653719>
- Ferran, N. A., & Maffulli, N. (2006). Epidemiology of sprains of the lateral ankle ligament complex. *Foot and Ankle Clinics*, 11(3), 659-662. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2006.07.002>
- Fidai, M. S., Okoroha, K. R., Meldau, J., Meta, F., Lizzio, V. A., Borowsky, P., Redler, L. H., Moutzourous, V., & Makhni, E. C. (2020). Fatigue Increases Dynamic Knee Valgus in

- Youth Athletes : Results From a Field-Based Drop-Jump Test. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 36(1), 214-222.e2. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2019.07.018>
- Finch, C. (2006). A new framework for research leading to sports injury prevention. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 9(1-2), 3-9; discussion 10. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.02.009>
- Fong, D. T. P., Leung, W.-C., Mok, K.-M., & Yung, P. S. H. (2020). Delayed ankle muscle reaction time in female amateur footballers after the first 15 min of a simulated prolonged football protocol. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 7(1), 54. <https://doi.org/10.1186/s40634-020-00275-1>
- Fong, D. T.-P., Ha, S. C.-W., Mok, K.-M., Chan, C. W.-L., & Chan, K.-M. (2012). Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports : Five cases from televised tennis competitions. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(11), 2627-2632. <https://doi.org/10.1177/0363546512458259>
- Fong, D. T.-P., Hong, Y., Chan, L.-K., Yung, P. S.-H., & Chan, K.-M. (2007). A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 37(1), 73-94. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737010-00006>
- Fong, D. T.-P., Hong, Y., Shima, Y., Krosshaug, T., Yung, P. S.-H., & Chan, K.-M. (2009). Biomechanics of supination ankle sprain : A case report of an accidental injury event in the laboratory. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(4), 822-827. <https://doi.org/10.1177/0363546508328102>
- Forestier, N., & Toschi, P. (2005). The effects of an ankle destabilization device on muscular activity while walking. *International Journal of Sports Medicine*, 26(6), 464-470. <https://doi.org/10.1055/s-2004-830336>
- Fousekis, K., Tsepis, E., & Vagenas, G. (2012). Intrinsic risk factors of noncontact ankle sprains in soccer : A prospective study on 100 professional players. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(8), 1842-1850. <https://doi.org/10.1177/0363546512449602>
- Fraizer, E. V., & Mitra, S. (2008). Methodological and interpretive issues in posture-cognition dual-tasking in upright stance. *Gait & Posture*, 27(2), 271-279. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.04.002>
- Fraser, J. J., Koldenhoven, R. M., Jaffri, A. H., Park, J. S., Saliba, S. F., Hart, J. M., & Hertel, J. (2020). Foot impairments contribute to functional limitation in individuals with ankle sprain and chronic ankle instability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 28(5), 1600-1610. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5028-x>
- Fraser, J. J., Koldenhoven, R. M., Saliba, S. A., & Hertel, J. (2017). RELIABILITY OF ANKLE-FOOT MORPHOLOGY, MOBILITY, STRENGTH, AND MOTOR PERFORMANCE MEASURES. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(7), 1134-1149. <https://doi.org/10.26603/ijsp20171134>
- Freeman, M. A. (1965a). Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 47(4), 669-677.

- Freeman, M. A. (1965b). Treatment of ruptures of the lateral ligament of the ankle. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 47(4), 661-668.
- Freeman, M. A., Dean, M. R., & Hanham, I. W. (1965). The etiology and prevention of functional instability of the foot. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 47(4), 678-685.
- Frias Bocanegra, J. M., & Fong, D. T. P. (2022). Playing surface traction influences movement strategies during a sidestep cutting task in futsal : Implications for ankle performance and sprain injury risk. *Sports Biomechanics*, 21(4), 380-390. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1980606>
- Friston, K. J., Frith, C. D., Liddle, P. F., & Frackowiak, R. S. (1991). Comparing functional (PET) images : The assessment of significant change. *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism: Official Journal of the International Society of Cerebral Blood Flow and Metabolism*, 11(4), 690-699. <https://doi.org/10.1038/jcbfm.1991.122>
- Gafner, S. C., Hoevel, V., Punt, I. M., Schmid, S., Armand, S., & Allet, L. (2018). Hip-abductor fatigue influences sagittal plane ankle kinematics and shank muscle activity during a single-leg forward jump. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 43, 75-81. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.09.004>
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725-1789. <https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.4.1725>
- Geerinck, A., Beudart, C., Salvan, Q., Van Beveren, J., D'Hooghe, P., Bruyère, O., & Kaux, J.-F. (2020). French translation and validation of the Cumberland Ankle Instability Tool, an instrument for measuring functional ankle instability. *Foot and Ankle Surgery: Official Journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons*, 26(4), 391-397. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2019.05.002>
- Gehring, D., Wissler, S., Mornieux, G., & Gollhofer, A. (2013). How to sprain your ankle—A biomechanical case report of an inversion trauma. *Journal of Biomechanics*, 46(1), 175-178. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.09.016>
- Ghai, S., Ghai, I., & Effenberg, A. O. (2017). Effects of dual tasks and dual-task training on postural stability : A systematic review and meta-analysis. *Clinical Interventions in Aging*, 12, 557-577. <https://doi.org/10.2147/CIA.S125201>
- Gokeler, A., Neuhaus, D., Benjaminse, A., Grooms, D. R., & Baumeister, J. (2019). Principles of Motor Learning to Support Neuroplasticity After ACL Injury : Implications for Optimizing Performance and Reducing Risk of Second ACL Injury. *Sports Medicine (Auckland, N.z.)*, 49(6), 853-865. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01058-0>
- Gribble, P. A., Bleakley, C. M., Caulfield, B. M., Docherty, C. L., Fourchet, F., Fong, D. T.-P., Hertel, J., Hiller, C. E., Kaminski, T. W., McKeon, P. O., Refshauge, K. M., Verhagen, E. A., Vicenzino, B. T., Wikstrom, E. A., & Delahunt, E. (2016). Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *British Journal of Sports Medicine*, 50(24), 1496-1505. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096189>

- Gribble, P. A., Delahunt, E., Bleakley, C. M., Caulfield, B., Docherty, C. L., Fong, D. T.-P., Fourchet, F., Hertel, J., Hiller, C. E., Kaminski, T. W., McKeon, P. O., Refshauge, K. M., van der Wees, P., Vicenzino, W., & Wikstrom, E. A. (2014). Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research : A position statement of the International Ankle Consortium. *Journal of Athletic Training*, 49(1), 121-127. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.1.14>
- Gribble, P. A., & Hertel, J. (2004). Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 14(6), 641-646. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.05.001>
- Gribble, P. A., Hertel, J., Denegar, C. R., & Buckley, W. E. (2004). The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. *Journal of Athletic Training*, 39(4), 321-329.
- Gribble, P. A., Hertel, J., & Plisky, P. (2012). Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury : A literature and systematic review. *Journal of Athletic Training*, 47(3), 339-357. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.3.08>
- Gribble, P. A., & Robinson, R. H. (2009a). Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 44(4), 350-355. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.4.350>
- Gribble, P. A., & Robinson, R. H. (2009b). An examination of ankle, knee, and hip torque production in individuals with chronic ankle instability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(2), 395-400. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818efbb2>
- Gribble, P. A., Terada, M., Beard, M. Q., Kosik, K. B., Lepley, A. S., McCann, R. S., Pietrosimone, B. G., & Thomas, A. C. (2016). Prediction of Lateral Ankle Sprains in Football Players Based on Clinical Tests and Body Mass Index. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(2), 460-467. <https://doi.org/10.1177/0363546515614585>
- Grooms, D. R., Chaput, M., Simon, J. E., Criss, C. R., Myer, G. D., & Diekfuss, J. A. (2023). Combining Neurocognitive and Functional Tests to Improve Return-to-Sport Decisions Following ACL Reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 0(8), 1-5. <https://doi.org/10.2519/jospt.2023.11489>
- Gurfinkel, E. V. (1973). Physical foundations of stabilography. *Agressologie: Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquees Aux Effets De L'agression*, 14(Spec No C), 9-13.
- Guskiewicz, K. M., & Perrin, D. H. (1996). Research and Clinical Applications of Assessing Balance. *Journal of Sport Rehabilitation*, 5(1), 45-63. <https://doi.org/10.1123/jsr.5.1.45>
- Hagen, M., Lemke, M., & Lahner, M. (2018). Deficits in subtalar pronation and supination proprioception in subjects with chronic ankle instability. *Human Movement Science*, 57, 324-331. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.09.010>
- Han, J., Anson, J., Waddington, G., Adams, R., & Liu, Y. (2015). The Role of Ankle Proprioception for Balance Control in relation to Sports Performance and Injury. *BioMed Research International*, 2015, 842804. <https://doi.org/10.1155/2015/842804>

- Han, S., Son, S. J., Kim, H., Lee, H., Seeley, M., & Hopkins, T. (2022). Prelanding movement strategies among chronic ankle instability, coper, and control subjects. *Sports Biomechanics*, 21(4), 391-407. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1927163>
- Hartley, E. M., Hoch, M. C., & Boling, M. C. (2018). Y-balance test performance and BMI are associated with ankle sprain injury in collegiate male athletes. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(7), 676-680. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.10.014>
- Herb, C. C., Grossman, K., Feger, M. A., Donovan, L., & Hertel, J. (2018). Lower Extremity Biomechanics During a Drop-Vertical Jump in Participants With or Without Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 53(4), 364-371. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-481-15>
- Herbaut, A., & Delannoy, J. (2020). Fatigue increases ankle sprain risk in badminton players : A biomechanical study. *Journal of Sports Sciences*, 38(13), 1560-1565. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1748337>
- Herrington, L., Hatcher, J., Hatcher, A., & McNicholas, M. (2009). A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls. *The Knee*, 16(2), 149-152. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2008.10.004>
- Hertel, J. (2002). Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 364-375.
- Hertel, J., Braham, R. A., Hale, S. A., & Olmsted-Kramer, L. C. (2006). Simplifying the star excursion balance test : Analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36(3), 131-137. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.36.3.131>
- Hertel, J., & Corbett, R. O. (2019). An Updated Model of Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 54(6), 572-588. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-344-18>
- Hertel, J., Miller, S. J., & Denegar, C. R. (2000). Intratester and Intertester Reliability during the Star Excursion Balance Tests. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9(2), 104-116. <https://doi.org/10.1123/jsr.9.2.104>
- Herzog, M. M., Kerr, Z. Y., Marshall, S. W., & Wikstrom, E. A. (2019). Epidemiology of Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 54(6), 603-610. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-447-17>
- Hespanhol Junior, L. C., van Mechelen, W., & Verhagen, E. (2017). Health and Economic Burden of Running-Related Injuries in Dutch Trailrunners : A Prospective Cohort Study. *Sports Medicine*, 47(2), 367-377. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0551-8>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Robert S. Heidt, J., Colosimo, A. J., McLean, S. G., Bogert, A. J. van den, Paterno, M. V., & Succop, P. (2017). Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes : A Prospective Study: *The American Journal of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Hewett, T. E., Paterno, M. V., & Myer, G. D. (2002). Strategies for Enhancing Proprioception and Neuromuscular Control of the Knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 402, 76.

- Hewett, T. E., Zazulak, B. T., & Myer, G. D. (2007). Effects of the menstrual cycle on anterior cruciate ligament injury risk : A systematic review. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(4), 659-668. <https://doi.org/10.1177/0363546506295699>
- Hiller, C. E., Kilbreath, S. L., & Refshauge, K. M. (2011). Chronic Ankle Instability : Evolution of the Model. *Journal of Athletic Training*, 46(2), 133-141. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.2.133>
- Hiller, C. E., Refshauge, K. M., Bundy, A. C., Herbert, R. D., & Kilbreath, S. L. (2006). The Cumberland ankle instability tool : A report of validity and reliability testing. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(9), 1235-1241. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.05.022>
- Hiller, C. E., Refshauge, K. M., Herbert, R. D., & Kilbreath, S. L. (2007). Balance and recovery from a perturbation are impaired in people with functional ankle instability. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 17(4), 269-275. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3180f60b12>
- Hoch, M. C., & McKeon, P. O. (2014). Peroneal reaction time after ankle sprain : A systematic review and meta-analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(3), 546-556. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182a6a93b>
- Hoch, M. C., McKeon, P. O., & Andreatta, R. D. (2012). Plantar vibrotactile detection deficits in adults with chronic ankle instability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(4), 666-672. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182390212>
- Hollman, J. H., Kolbeck, K. E., Hitchcock, J. L., Koverman, J. W., & Krause, D. A. (2006). Correlations between Hip Strength and Static Foot and Knee Posture. *Journal of Sport Rehabilitation*, 15(1), 12-23. <https://doi.org/10.1123/jsr.15.1.12>
- Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports : Summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of Athletic Training*, 42(2), 311-319.
- Hopkins, J. T., Brown, T. N., Christensen, L., & Palmieri-Smith, R. M. (2009). Deficits in peroneal latency and electromechanical delay in patients with functional ankle instability. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 27(12), 1541-1546. <https://doi.org/10.1002/jor.20934>
- Hopkins, J. T., & Ingersoll, C. D. (2000). Arthrogenic Muscle inhibition : A Limiting Factor in Joint Rehabilitation. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9(2), 135-159. <https://doi.org/10.1123/jsr.9.2.135>
- Hopkins, W. (2007). *A spreadsheet for deriving a confidence interval, mechanistic inference and clinical inference from a P value*. <https://www.semanticscholar.org/paper/A-spreadsheet-for-deriving-a-confidence-interval%2C-a-Hopkins/ccb3d5913b54816c46ffc5ce1b83ac0fdde91a69>
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 30(1), 1-15. <https://doi.org/10.2165/00007256-200030010-00001>
- Hosseinimehr, S. H., Daneshmandi, H., & Norasteh, A. A. (2010). The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. *Physics International*, 1(1), 22-26. <https://doi.org/10.3844/pisp.2010.22.26>

- Houston, M. N., Hoch, J. M., & Hoch, M. C. (2015). Patient-Reported Outcome Measures in Individuals With Chronic Ankle Instability : A Systematic Review. *Journal of Athletic Training, 50*(10), 1019-1033. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.9.01>
- Houston, M. N., Van Lunen, B. L., & Hoch, M. C. (2014). Health-Related Quality of Life in Individuals With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training, 49*(6), 758-763. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.54>
- Hubbard, T. J., Kaminski, T. W., Vander Griend, R. A., & Kovalski, J. E. (2004). Quantitative assessment of mechanical laxity in the functionally unstable ankle. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 36*(5), 760-766. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000126604.85429.29>
- Hubbard-Turner, T., & Turner, M. J. (2015). Physical Activity Levels in College Students With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training, 50*(7), 742-747. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.3.05>
- Hubbard-Turner, T., Wikstrom, E. A., Guderian, S., & Turner, M. J. (2015). An Acute Lateral Ankle Sprain Significantly Decreases Physical Activity across the Lifespan. *Journal of Sports Science & Medicine, 14*(3), 556-561.
- Hughes, G., & Dai, B. (2023). The influence of decision making and divided attention on lower limb biomechanics associated with anterior cruciate ligament injury : A narrative review. *Sports Biomechanics, 22*(1), 30-45. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1898671>
- Huxhold, O., Li, S.-C., Schmiedek, F., & Lindenberger, U. (2006). Dual-tasking postural control : Aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. *Brain Research Bulletin, 69*(3), 294-305. <https://doi.org/10.1016/j.brainres-bull.2006.01.002>
- Imai, S., Harato, K., Morishige, Y., Kobayashi, S., Niki, Y., Sato, K., & Nagura, T. (2022). Effects of Dual Task Interference on Biomechanics of The Entire Lower Extremity During the Drop Vertical Jump. *Journal of Human Kinetics, 81*, 5-14. <https://doi.org/10.2478/hukin-2022-0001>
- Ingersoll, C. D., Grindstaff, T. L., Pietrosimone, B. G., & Hart, J. M. (2008). Neuromuscular Consequences of Anterior Cruciate Ligament Injury. *Clinics in Sports Medicine, 27*(3), 383-404. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2008.03.004>
- Ivanenko, Y. P., Talis, V. L., & Kazennikov, O. V. (1999). Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans. *European Journal of Neuroscience, 11*(2), 647-654. <https://doi.org/10.1046/j.1460-9568.1999.00471.x>
- Ivarsson, A., Johnson, U., Andersen, M. B., Traanaeus, U., Stenling, A., & Lindwall, M. (2017). Psychosocial Factors and Sport Injuries : Meta-analyses for Prediction and Prevention. *Sports Medicine, 47*(2), 353-365. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0578-x>
- Jacobs, C. A., Uhl, T. L., Mattacola, C. G., Shapiro, R., & Rayens, W. S. (2007). Hip abductor function and lower extremity landing kinematics : Sex differences. *Journal of Athletic Training, 42*(1), 76-83.

- Jayalath, J. L. R., de Noronha, M., Weerakkody, N., & Bini, R. (2018). Effects of fatigue on ankle biomechanics during jumps : A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 42, 81-91. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.06.012>
- Jc, T., Jg, J., & R, D. (2018). Reliability of Single-Leg Balance and Landing Tests in Rugby Union; Prospect of Using Postural Control to Monitor Fatigue. *Journal of Sports Science & Medicine*, 17(2). <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29769817/>
- Jeon, H. G., Lee, S. Y., Park, S. E., & Ha, S. (2021). Ankle Instability Patients Exhibit Altered Muscle Activation of Lower Extremity and Ground Reaction Force during Landing : A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Sports Science & Medicine*, 20(2), 373-390. <https://doi.org/10.52082/jssm.2021.373>
- Jin, P., Li, X., Ma, B., Guo, H., Zhang, Z., & Mao, L. (2020). Dynamic visual attention characteristics and their relationship to match performance in skilled basketball players. *PeerJ*, 8, e9803. <https://doi.org/10.7717/peerj.9803>
- Kahneman, D. (1973). *Attention and effort*. Prentice-Hall, Inc.
- Kamijo, K., Nishihira, Y., Higashiura, T., & Kuroiwa, K. (2007). The interactive effect of exercise intensity and task difficulty on human cognitive processing. *International Journal of Psychophysiology*, 65(2), 114-121. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2007.04.001>
- Kapandji, A. I. (2021). *Anatomie fonctionnelle, vol. 2 : Membre inférieur*. MALOINE.
- Kapreli, E., Athanasopoulos, S., Gliatis, J., Papathanasiou, M., Peeters, R., Strimpakos, N., Van Hecke, P., Gouliamos, A., & Sunaert, S. (2009). Anterior cruciate ligament deficiency causes brain plasticity : A functional MRI study. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(12), 2419-2426. <https://doi.org/10.1177/0363546509343201>
- Karagiannakis, D. N., Iatridou, K. I., & Mandalidis, D. G. (2020). Ankle muscles activation and postural stability with Star Excursion Balance Test in healthy individuals. *Human Movement Science*, 69, 102563. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.102563>
- Kawaguchi, K., Taketomi, S., Mizutani, Y., Inui, H., Yamagami, R., Kono, K., Takagi, K., Kage, T., Sameshima, S., Tanaka, S., & Haga, N. (2021). Hip Abductor Muscle Strength Deficit as a Risk Factor for Inversion Ankle Sprain in Male College Soccer Players : A Prospective Cohort Study. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 9(7), 23259671211020290. <https://doi.org/10.1177/23259671211020287>
- Kawahara, D., Koshino, Y., Watanabe, K., Akimoto, M., Ishida, T., Kasahara, S., Samukawa, M., & Tohyama, H. (2022). Lower limb kinematics during single leg landing in three directions in individuals with chronic ankle instability. *Physical Therapy in Sport*, 57, 71-77. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2022.07.011>
- Kelln, B. M., McKeon, P. O., Gontkof, L. M., & Hertel, J. (2008). Hand-held dynamometry : Reliability of lower extremity muscle testing in healthy, physically active, young adults. *Journal of Sport Rehabilitation*, 17(2), 160-170. <https://doi.org/10.1123/jsr.17.2.160>
- Kelly, L. A., Lichtwark, G., & Cresswell, A. G. (2015). Active regulation of longitudinal arch compression and recoil during walking and running. *Journal of the Royal Society, Interface*, 12(102), 20141076. <https://doi.org/10.1098/rsif.2014.1076>

- Kemler, E., Thijs, K. M., Badenbroek, I., van de Port, I. G. L., Hoes, A. W., & Backx, F. J. G. (2016). Long-term prognosis of acute lateral ankle ligamentous sprains : High incidence of recurrences and residual symptoms. *Family Practice*, 33(6), 596-600. <https://doi.org/10.1093/fampra/cmw076>
- Kerr, Z. Y., Dompier, T. P., Snook, E. M., Marshall, S. W., Klossner, D., Hainline, B., & Corlette, J. (2014). National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System : Review of Methods for 2004–2005 Through 2013–2014 Data Collection. *Journal of Athletic Training*, 49(4), 552-560. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.58>
- Kerr, Z. Y., Nedimyer, A. K., Simon, J. E., Kossman, M. K., Corbett, R. O., & Chandran, A. (2022). The Epidemiology of Ankle Sprains in US High School Sports, 2011–2012 to 2018–2019 Academic Years. *Journal of Athletic Training*, 57(11-12), 1030-1038. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-0664.21>
- Khor, Y. P., & Tan, K. J. (2013). The Anatomic Pattern of Injuries in Acute Inversion Ankle Sprains : A Magnetic Resonance Imaging Study. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 1(7), 2325967113517078. <https://doi.org/10.1177/2325967113517078>
- Kim, H., Son, S. J., Seeley, M. K., & Hopkins, J. T. (2019). Altered movement strategies during jump landing/cutting in patients with chronic ankle instability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 29(8), 1130-1140. <https://doi.org/10.1111/sms.13445>
- Klykken, L. W., Pietrosimone, B. G., Kim, K.-M., Ingersoll, C. D., & Hertel, J. (2011). Motor-neuron pool excitability of the lower leg muscles after acute lateral ankle sprain. *Journal of Athletic Training*, 46(3), 263-269. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.3.263>
- Knapp, D., Lee, S. Y., Chinn, L., Saliba, S. A., & Hertel, J. (2011). Differential Ability of Selected Postural-Control Measures in the Prediction of Chronic Ankle Instability Status. *Journal of Athletic Training*, 46(3), 257-262. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.3.257>
- Ko, J., Rosen, A. B., & Brown, C. N. (2017). Comparison Between Single and Combined Clinical Postural Stability Tests in Individuals With and Without Chronic Ankle Instability. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 27(4), 394-399. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000354>
- Kobayashi, T., Tanaka, M., & Shida, M. (2016). Intrinsic Risk Factors of Lateral Ankle Sprain : A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Health*, 8(2), 190-193. <https://doi.org/10.1177/1941738115623775>
- Kofotolis, N. D., Kellis, E., & Vlachopoulos, S. P. (2007). Ankle sprain injuries and risk factors in amateur soccer players during a 2-year period. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 458-466. <https://doi.org/10.1177/0363546506294857>
- Konrad, P. (s. d.). *A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. 61.
- Konradsen, L., Bech, L., Ehrenbjerg, M., & Nickelsen, T. (2002). Seven years follow-up after ankle inversion trauma. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 12(3), 129-135. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2002.02104.x>
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155-163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>

- Koshino, Y., Yamanaka, M., Ezawa, Y., Ishida, T., Kobayashi, T., Samukawa, M., Saito, H., & Takeda, N. (2014). Lower limb joint motion during a cross cutting movement differs in individuals with and without chronic ankle instability. *Physical Therapy in Sport*, 15(4), 242-248. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2013.12.001>
- Kosik, K. B., Johnson, N. F., Terada, M., Thomas, A. C., Mattacola, C. G., & Gribble, P. A. (2019). Decreased dynamic balance and dorsiflexion range of motion in young and middle-aged adults with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 22(9), 976-980. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2019.05.005>
- Kosik, K. B., Terada, M., Drinkard, C. P., McCann, R. S., & Gribble, P. A. (2017). Potential Corticomotor Plasticity in Those with and without Chronic Ankle Instability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 49(1), 141-149. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001066>
- Kouvelioti, V., Kellis, E., Kofotolis, N., & Amiridis, I. (2015). Reliability of Single-leg and Double-leg Balance Tests in Subjects with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Controls. *Research in Sports Medicine (Print)*, 23(2), 151-166. <https://doi.org/10.1080/15438627.2015.1005292>
- Kristianslund, E., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2011). Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain. *Journal of Biomechanics*, 44(14), 2576-2578. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.07.014>
- Kristianslund, E., Faul, O., Bahr, R., Myklebust, G., & Krosshaug, T. (2014). Sidestep cutting technique and knee abduction loading : Implications for ACL prevention exercises. *British Journal of Sports Medicine*, 48(9), 779-783. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091370>
- Kunugi, S., Masunari, A., Yoshida, N., & Miyakawa, S. (2017). Postural stability and lower leg muscle activity during a diagonal single-leg landing differs in male collegiate soccer players with and without functional ankle instability. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, 6(4), 257-265. <https://doi.org/10.7600/jpfsfm.6.257>
- Kwon, Y. U. (2018). Static Postural Stability in Chronic Ankle Instability, an Ankle Sprain and Healthy Ankles. *International Journal of Sports Medicine*, 39(8), 625-629. <https://doi.org/10.1055/a-0608-4552>
- Lacour, M., Bernard-Demanze, L., & Dumitrescu, M. (2008). Posture control, aging, and attention resources : Models and posture-analysis methods. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(6), 411-421. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.005>
- Landry, S. C., McKean, K. A., Hubley-Kozey, C. L., Stanish, W. D., & Deluzio, K. J. (2009). Gender differences exist in neuromuscular control patterns during the pre-contact and early stance phase of an unanticipated side-cut and cross-cut maneuver in 15–18 years old adolescent soccer players. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(5), e370-e379. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.08.004>
- Lara, A. H., & Wallis, J. D. (2015). The Role of Prefrontal Cortex in Working Memory : A Mini Review. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 9. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnsys.2015.00173>

- Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Inghrosso, S., Natio, R., & Benedetti, M. G. (2007). A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait & Posture*, 26(4), 560-571. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.018>
- Lee, M., Youm, C., Son, M., Kim, J., & Kim, Y. (2017). Effects of chronic ankle instability and induced mediolateral muscular fatigue of the ankle on competitive taekwondo athletes. *Journal of Physical Therapy Science*, 29(8), 1329-1335. <https://doi.org/10.1589/jpts.29.1329>
- Lee, S.-P., & Powers, C. (2013). Fatigue of the hip abductors results in increased medial-lateral center of pressure excursion and altered peroneus longus activation during a unipedal landing task. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 28(5), 524-529. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.04.002>
- Lee, S.-P., & Powers, C. M. (2014). Individuals with diminished hip abductor muscle strength exhibit altered ankle biomechanics and neuromuscular activation during unipedal balance tasks. *Gait & Posture*, 39(3), 933-938. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.12.004>
- Lempke, L. B., Oh, J., Johnson, R. S., Schmidt, J. D., & Lynall, R. C. (2021). Single- Versus Dual-Task Functional Movement Paradigms : A Biomechanical Analysis. *Journal of Sport Rehabilitation*, 30(5), 774-785. <https://doi.org/10.1123/jsr.2020-0310>
- Lin, J.-Z., Lin, Y.-A., & Lee, H.-J. (2019). Are Landing Biomechanics Altered in Elite Athletes with Chronic Ankle Instability. *Journal of Sports Science & Medicine*, 18(4), 653-662.
- Lin, J.-Z., Lin, Y.-A., Tai, W.-H., & Chen, C.-Y. (2022). Influence of Landing in Neuromuscular Control and Ground Reaction Force with Ankle Instability : A Narrative Review. *Bioengineering*, 9(2), Article 2. <https://doi.org/10.3390/bioengineering9020068>
- Lin, J.-Z., Tai, W.-H., Chiu, L.-Y., Lin, Y.-A., & Lee, H.-J. (2020). The Effect of Divided Attention with Bounce Drop Jump on Dynamic Postural Stability. *International Journal of Sports Medicine*, 41(11), 776-782. <https://doi.org/10.1055/a-1161-9081>
- Linens, S. W., Ross, S. E., Arnold, B. L., Gayle, R., & Pidcoe, P. (2014). Postural-stability tests that identify individuals with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 49(1), 15-23. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.6.09>
- Liu, K., Dierkes, C., & Blair, L. (2016). A new jump-landing protocol identifies differences in healthy, coper, and unstable ankles in collegiate athletes. *Sports Biomechanics*, 15(3), 245-254. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1158859>
- Liu, K., Gustavsen, G., Royer, T., Wikstrom, E. A., Glutting, J., & Kaminski, T. W. (2015). Increased ligament thickness in previously sprained ankles as measured by musculoskeletal ultrasound. *Journal of Athletic Training*, 50(2), 193-198. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.77>
- Liu, Y., Song, Q., Zhou, Z., Chen, Y., Wang, J., Tian, X., & Sun, W. (2023). Effects of fatigue on balance and ankle proprioception during drop landing among individuals with and without chronic ankle instability. *Journal of Biomechanics*, 146, 111431. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111431>
- Locquet, M., Benhotman, B., Bornheim, S., Van Beveren, J., D'Hooghe, P., Bruyère, O., & Kaux, J.-F. (2021). The “Ankle Instability Instrument” : Cross-cultural adaptation and

- validation in French. *Foot and Ankle Surgery*, 27(1), 70-76. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2020.02.006>
- Lorist, M. M., Kernell, D., Meijman, T. F., & Zijdwind, I. (2002). Motor fatigue and cognitive task performance in humans. *The Journal of Physiology*, 545(1), 313-319. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2002.027938>
- Lysdal, F. G., Bandholm, T., Tolstrup, J. S., Clausen, M. B., Mann, S., Petersen, P. B., Grønlykke, T. B., Kersting, U. G., Delahunt, E., & Thorborg, K. (2021). Does the Spraino low-friction shoe patch prevent lateral ankle sprain injury in indoor sports? A pilot randomised controlled trial with 510 participants with previous ankle injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 55(2), 92-98. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-101767>
- Lysdal, F. G., Wang, Y., Delahunt, E., Gehring, D., Kosik, K. B., Krosshaug, T., Li, Y., Mok, K.-M., Pasanen, K., Remus, A., Terada, M., & Fong, D. T. P. (2022). What have we learnt from quantitative case reports of acute lateral ankle sprains injuries and episodes of « giving-way » of the ankle joint, and what shall we further investigate? *Sports Biomechanics*, 21(4), 359-379. <https://doi.org/10.1080/14763141.2022.2035801>
- Macefield, G., Hagbarth, K. E., Gorman, R., Gandevia, S. C., & Burke, D. (1991). Decline in spindle support to alpha-motoneurons during sustained voluntary contractions. *The Journal of Physiology*, 440, 497-512. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1991.sp018721>
- MacIntosh, B. R., Gardiner, P. F., & McComas, A. J. (2006). *Skeletal Muscle : Form and Function*. Human Kinetics.
- Madigan, M. L., & Pidcoe, P. E. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13(5), 491-498. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(03\)00037-3](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(03)00037-3)
- Maestro, M. (2004). Rappel biomécanique des articulations talo-crurale et sous-talienne. *Médecine et Chirurgie du Pied*, 20(1), 6-10. <https://doi.org/10.1007/s10243-004-0005>
- Maestro, M., & Ferré, B. (2015). Biomécanique et cinématique de la cheville. In *La cheville instable* (p. 45-57). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-2-294-71456-6.00002-2>
- Maricot, A., Dick, E., Walravens, A., Pluym, B., Lathouwers, E., De Pauw, K., Verschueren, J., Roelands, B., Meeusen, R., & Tassignon, B. (2023). Brain Neuroplasticity Related to Lateral Ankle Ligamentous Injuries : A Systematic Review. *Sports Medicine*, 53(7), 1423-1443. <https://doi.org/10.1007/s40279-023-01834-z>
- Mason, J., Kniewasser, C., Hollander, K., & Zech, A. (2022). Intrinsic Risk Factors for Ankle Sprain Differ Between Male and Female Athletes : A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine - Open*, 8(1), 139. <https://doi.org/10.1186/s40798-022-00530-y>
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology*, 4(6), 877-887. [https://doi.org/10.1016/0959-4388\(94\)90137-6](https://doi.org/10.1016/0959-4388(94)90137-6)
- McCann, R. S., Bolding, B. A., Terada, M., Kosik, K. B., Crossett, I. D., & Gribble, P. A. (2018). Isometric Hip Strength and Dynamic Stability of Individuals With Chronic

- Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 53(7), 672-678. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-238-17>
- McCann, R. S., Crossett, I. D., Terada, M., Kosik, K. B., Bolding, B. A., & Gribble, P. A. (2017). Hip strength and star excursion balance test deficits of patients with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(11), 992-996. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.05.005>
- McCann, R. S., Terada, M., Kosik, K. B., & Gribble, P. A. (2019). Landing Kinematics and Isometric Hip Strength of Individuals With Chronic Ankle Instability. *Foot & Ankle International*, 40(8), 969-977. <https://doi.org/10.1177/1071100719846085>
- McGuine, T. A., Brooks, A., & Hetzel, S. (2011). The Effect of Lace-up Ankle Braces on Injury Rates in High School Basketball Players. *The American journal of sports medicine*, 39(9), 1840-1848. <https://doi.org/10.1177/0363546511406242>
- McGuine, T. A., Hetzel, S., Wilson, J., & Brooks, A. (2012). The effect of lace-up ankle braces on injury rates in high school football players. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(1), 49-57. <https://doi.org/10.1177/0363546511422332>
- McKay, G. D., Goldie, P. A., Payne, W. R., & Oakes, B. W. (2001). Ankle injuries in basketball : Injury rate and risk factors. *British Journal of Sports Medicine*, 35(2), 103-108. <https://doi.org/10.1136/bjsm.35.2.103>
- McKeon, J. M. M., & McKeon, P. O. (2012). Evaluation of Joint Position Recognition Measurement Variables Associated With Chronic Ankle Instability : A Meta-Analysis. *Journal of Athletic Training*, 47(4), 444-456.
- McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D., & Davis, I. (2015). The foot core system : A new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*, 49(5), 290-290. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092690>
- McVey, E. D., Palmieri, R. M., Docherty, C. L., Zinder, S. M., & Ingersoll, C. D. (2005). Arthrogenic muscle inhibition in the leg muscles of subjects exhibiting functional ankle instability. *Foot & Ankle International*, 26(12), 1055-1061. <https://doi.org/10.1177/107110070502601210>
- Meeuwisse, W. H. (1994). Assessing Causation in Sport Injury : A Multifactorial Model. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 4(3), 166.
- Mejane, J., Faubert, J., Romeas, T., & Labbe, D. R. (2019). The combined impact of a perceptual-cognitive task and neuromuscular fatigue on knee biomechanics during landing. *The Knee*, 26(1), 52-60. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2018.10.017>
- Mendes, P. G., Pereira, A. A., Alves Abreu, P. H., Campos, M. R., Lins, C., & Felicio, L. R. (2021). Electromiographic activity during single leg jump in adolescent athletes with chronic ankle instability : A pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 28, 238-245. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2021.06.001>
- Meyer, J. (1999). *Standards for Reporting EMG Data*. 4.
- Michael, J. M., Golshani, A., Gargac, S., & Goswami, T. (2008). Biomechanics of the ankle joint and clinical outcomes of total ankle replacement. *Journal of the Mechanical*

- Miller, A. G., Myers, S. H., Parks, B. G., & Guyton, G. P. (2016). Anterolateral Drawer Versus Anterior Drawer Test for Ankle Instability : A Biomechanical Model. *Foot & Ankle International*, 37(4), 407-410. <https://doi.org/10.1177/1071100715620854>
- Millikan, N., Grooms, D. R., Hoffman, B., & Simon, J. E. (2019). The Development and Reliability of 4 Clinical Neurocognitive Single-Leg Hop Tests : Implications for Return to Activity Decision-Making. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(5), 536-544. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0037>
- Mok, K.-M., Fong, D. T.-P., Krosshaug, T., Engebretsen, L., Hung, A. S.-L., Yung, P. S.-H., & Chan, K.-M. (2011). Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports : 2 cases during the 2008 Beijing Olympics. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(7), 1548-1552. <https://doi.org/10.1177/0363546511399384>
- Monjo, F., Terrier, R., & Forestier, N. (2015). Muscle fatigue as an investigative tool in motor control : A review with new insights on internal models and posture–movement coordination. *Human Movement Science*, 44, 225-233. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.09.006>
- Mouchnino, L., & Blouin, J. (2013). When standing on a moving support, cutaneous inputs provide sufficient information to plan the anticipatory postural adjustments for gait initiation. *PloS One*, 8(2), e55081. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0055081>
- Mr, S., JI, S., Ma, B., & Bc, H. (2015). Star Excursion Balance Test Performance Varies by Sport in Healthy Division I Collegiate Athletes. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 45(10). <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5777>
- Mueller, J., Martinez-Valdes, E., Stoll, J., Mueller, S., Engel, T., & Mayer, F. (2018). Differences in neuromuscular activity of ankle stabilizing muscles during postural disturbances : A gender-specific analysis. *Gait & posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.01.023>
- Mundy, P. D., Lake, J. P., Carden, P. J. C., Smith, N. A., & Lauder, M. A. (2016). Agreement between the force platform method and the combined method measurements of power output during the loaded countermovement jump. *Sports Biomechanics*, 15(1), 23-35. <https://doi.org/10.1080/14763141.2015.1123761>
- Munn, J., Sullivan, S. J., & Schneiders, A. G. (2010). Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability : A systematic review with meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 2-12. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2009.03.004>
- Munro, A. G., & Herrington, L. C. (2010). Between-session reliability of the star excursion balance test. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 11(4), 128-132. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.07.002>
- Murphy, D. F., Connolly, D. a. J., & Beynnon, B. D. (2003). Risk factors for lower extremity injury : A review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 37(1), 13-29. <https://doi.org/10.1136/bjism.37.1.13>

- Nashner, L. M., & McCollum, G. (1985). The Organization of Human Postural Movements : A Formal Basis and Experimental Synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8(1), 135-150. <https://doi.org/10.1017/s0140525x00020008>
- Needle, A. R., Lepley, A. S., & Grooms, D. R. (2017). Central Nervous System Adaptation After Ligamentous Injury : A Summary of Theories, Evidence, and Clinical Interpretation. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(7), 1271-1288. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0666-y>
- Needle, A., & Rosen, A. (2017). Ligament Injury Changes Brain Function : Now Let's Think About It. . . *Athletic Training & Sports Health Care*, 9, 198-199. <https://doi.org/10.3928/19425864-20170705-01>
- Neelly, K., Wallmann, H. W., & Backus, C. J. (2013). Validity of measuring leg length with a tape measure compared to a computed tomography scan. *Physiotherapy Theory and Practice*, 29(6), 487-492. <https://doi.org/10.3109/09593985.2012.755589>
- Neto, T., Sayer, T., Theisen, D., & Mierau, A. (2019). Functional Brain Plasticity Associated with ACL Injury : A Scoping Review of Current Evidence. *Neural Plasticity*, 2019, 3480512. <https://doi.org/10.1155/2019/3480512>
- Nicola, T. L., & Jewison, D. J. (2012). The anatomy and biomechanics of running. *Clinics in Sports Medicine*, 31(2), 187-201. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2011.10.001>
- Norcross, M. F., Blackburn, J. T., Goerger, B. M., & Padua, D. A. (2010). The association between lower extremity energy absorption and biomechanical factors related to anterior cruciate ligament injury. *Clinical Biomechanics*, 25(10), 1031-1036. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.07.013>
- Nybo, L. (2003). CNS Fatigue and Prolonged Exercise : Effect of Glucose Supplementation: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(4), 589-594. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000058433.85789.66>
- Nybo, L., Dalsgaard, M. K., Steensberg, A., Møller, K., & Secher, N. H. (2005). Cerebral ammonia uptake and accumulation during prolonged exercise in humans. *The Journal of Physiology*, 563(Pt 1), 285-290. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2004.075838>
- O'DONOGHUE, D. H. (1970). *Treatment of injuries to athletes. 2nd ed.* Philadelphia, etc.: Saunders. <http://archive.org/details/treatmentofinjur0000odon>
- Olmsted, L. C., Carcia, C. R., Hertel, J., & Shultz, S. J. (2002). Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 501-506.
- Orishimo, K. F., & Kremenic, I. J. (2006). Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(4), 245-254. <https://doi.org/10.1123/jab.22.4.245>
- Owen, N. J., Watkins, J., Kilduff, L. P., Bevan, H. R., & Bennett, M. A. (2014). Development of a Criterion Method to Determine Peak Mechanical Power Output in a Counter-movement Jump. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(6), 1552. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000311>

- Pageaux, B., & Lepers, R. (2018). Chapter 16—The effects of mental fatigue on sport-related performance. In S. Marcora & M. Sarkar (Éds.), *Progress in Brain Research* (Vol. 240, p. 291-315). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/bs.pbr.2018.10.004>
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control : A review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *36*(1), 162-176. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.05.009>
- Palmieri-Smith, R. M., Hopkins, J. T., & Brown, T. N. (2009). Peroneal activation deficits in persons with functional ankle instability. *The American Journal of Sports Medicine*, *37*(5), 982-988. <https://doi.org/10.1177/0363546508330147>
- Panagiotakis, E., Mok, K.-M., Fong, D. T.-P., & Bull, A. M. J. (2017). Biomechanical analysis of ankle ligamentous sprain injury cases from televised basketball games : Understanding when, how and why ligament failure occurs. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *20*(12), 1057-1061. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.05.006>
- Pataky, T. C. (2010). Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics*, *43*(10), 1976-1982. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.008>
- Pataky, T. C., Caravaggi, P., Savage, R., Parker, D., Goulermas, J. Y., Sellers, W. I., & Crompton, R. H. (2008). New insights into the plantar pressure correlates of walking speed using pedobarographic statistical parametric mapping (pSPM). *Journal of Biomechanics*, *41*(9), 1987-1994. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.03.034>
- Pataky, T., & Goulermas, J. (2008). Pedobarographic statistical parametric mapping (pSPM) : A pixel-level approach to foot pressure image analysis. *Journal of biomechanics*, *41*, 2136-2143. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.04.034>
- Pellecchia, G. L. (2003). Postural sway increases with attentional demands of concurrent cognitive task. *Gait & Posture*, *18*(1), 29-34. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00138-8](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00138-8)
- Penedo, F. J., & Dahn, J. R. (2005). Exercise and well-being : A review of mental and physical health benefits associated with physical activity. *Current Opinion in Psychiatry*, *18*(2), 189.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, *88*(3), 1097-1118. <https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097>
- Phillips, L. H. (2000). Sports injury incidence. *British Journal of Sports Medicine*, *34*(2), 133-136. <https://doi.org/10.1136/bjism.34.2.133>
- Picot, B., Hardy, A., Terrier, R., Tassignon, B., Lopes, R., & Fourchet, F. (2022). 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. *Frontiers in Sports and Active Living*, *4*. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fspor.2022.902886>
- Picot, B., Lopes, R., Rauline, G., Fourchet, F., & Hardy, A. (2023). Development and Validation of the Ankle-GO Score for Discriminating and Predicting Return-to-Sport Outcomes After Lateral Ankle Sprain. *Sports Health*, 19417381231183650. <https://doi.org/10.1177/19417381231183647>

- Picot, B., Rémy-Neris, O., & Forestier, N. (2022). Proprioceptive postural control strategies differ among non-injured athletes. *Neuroscience Letters*, 769, 136366. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2021.136366>
- Picot, B., Terrier, R., Forestier, N., Fourchet, F., & McKeon, P. O. (2021). The Star Excursion Balance Test : An Update Review and Practical Guidelines. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 26(6), 285-293. <https://doi.org/10.1123/ijatt.2020-0106>
- Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2012). Chronic Ankle Instability and Corticomotor Excitability of the Fibularis Longus Muscle. *Journal of Athletic Training*, 47(6), 621-626. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.6.11>
- Place, N., Yamada, T., Bruton, J. D., & Westerblad, H. (2010). Muscle fatigue : From observations in humans to underlying mechanisms studied in intact single muscle fibres. *European Journal of Applied Physiology*, 110(1), 1-15. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1480-0>
- Plisky, P. J., Rauh, M. J., Kaminski, T. W., & Underwood, F. B. (2006). Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36(12), 911-919. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2244>
- Pourgharib Shahi, M. H., Selk Ghaffari, M., Mansournia, M. A., & Halabchi, F. (2021). Risk Factors Influencing the Incidence of Ankle Sprain Among Elite Football and Basketball Players : A Prospective Study. *Foot & Ankle Specialist*, 14(6), 482-488. <https://doi.org/10.1177/1938640020921251>
- Pourkazemi, F., Hiller, C. E., Raymond, J., Black, D., Nightingale, E. J., & Refshauge, K. M. (2018). Predictors of recurrent sprains after an index lateral ankle sprain : A longitudinal study. *Physiotherapy*, 104(4), 430-437. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2017.10.004>
- Powell, M. R., Powden, C. J., Houston, M. N., & Hoch, M. C. (2014). Plantar cutaneous sensitivity and balance in individuals with and without chronic ankle instability. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 24(6), 490-496. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000074>
- Powers, C. M. (2010). The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury : A Biomechanical Perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 42-51. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337>
- Powers, C. M., Ghoddosi, N., Straub, R. K., & Khayambashi, K. (2017). Hip Strength as a Predictor of Ankle Sprains in Male Soccer Players : A Prospective Study. *Journal of Athletic Training*, 52(11), 1048-1055. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-52.11.18>
- Purevsuren, T., Kim, K., Batbaatar, M., Lee, S., & Kim, Y. H. (2018). Influence of ankle joint plantarflexion and dorsiflexion on lateral ankle sprain : A computational study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 232(5), 458-467. <https://doi.org/10.1177/0954411918762955>
- Qiu, F., Pi, Y., Liu, K., Li, X., Zhang, J., & Wu, Y. (2018). Influence of sports expertise level on attention in multiple object tracking. *PeerJ*, 6, e5732. <https://doi.org/10.7717/peerj.5732>

- Rahnama, L., Salavati, M., Akhbari, B., & Mazaheri, M. (2010). Attentional demands and postural control in athletes with and without functional ankle instability. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(3), 180-187. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3188>
- Ravier, G., Dury, J., Grevillot, J., Girard, B., Bouzigon, R., & Michel, F. (2022). Acute Neuromuscular Alterations of Ankle Evertors Induced by Short Trail Running : Sex-Related Considerations. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 10.1519/JSC.0000000000004486. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004486>
- Ren, Y., Wang, C., Zhang, L., & Lu, A. (2022). The effects of visual cognitive tasks on landing stability and lower extremity injury risk in high-level soccer players. *Gait & Posture*, 92, 230-235. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.031>
- Renström, P. A., & Konradsen, L. (1997). Ankle ligament injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 31(1), 11-20. <https://doi.org/10.1136/bjism.31.1.11>
- Ricard, C., Rigou, A., & Thélot, B. (2008). Description et incidence des accidents de sports dans l'enquête permanente sur les accidents de la vie courante 2004–2005. *Revue d'Épidémiologie et de Santé Publique*, 56(5, Supplement), 296. <https://doi.org/10.1016/j.respe.2008.06.136>
- Riemann, B. L., Guskiewicz, K. M., & Shields, E. W. (1999). Relationship between Clinical and Forceplate Measures of Postural Stability. *Journal of Sport Rehabilitation*, 8(2), 71-82. <https://doi.org/10.1123/jsr.8.2.71>
- Roos, E. M., Brandsson, S., & Karlsson, J. (2001). Validation of the foot and ankle outcome score for ankle ligament reconstruction. *Foot & Ankle International*, 22(10), 788-794. <https://doi.org/10.1177/107110070102201004>
- Roos, K. G., Kerr, Z. Y., Mauntel, T. C., Djoko, A., Dompier, T. P., & Wikstrom, E. A. (2017). The Epidemiology of Lateral Ligament Complex Ankle Sprains in National Collegiate Athletic Association Sports. *The American Journal of Sports Medicine*, 45(1), 201-209. <https://doi.org/10.1177/0363546516660980>
- Rosen, A. B., Than, N. T., Smith, W. Z., Yentes, J. M., McGrath, M. L., Mukherjee, M., Myers, S. A., & Maerlender, A. C. (2017). Attention is associated with postural control in those with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 54, 34-38. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.023>
- Ross, S. E., & Guskiewicz, K. M. (2003). Time to Stabilization : A Method for Analyzing Dynamic Postural Stability. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 8(3), 37-39. <https://doi.org/10.1123/att.8.3.37>
- Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., & Yu, B. (2005). Single-Leg Jump-Landing Stabilization Times in Subjects With Functionally Unstable Ankles. *Journal of Athletic Training*, 40(4), 298-304.
- Salavati, M., Moghadam, M., Ebrahimi, I., & Arab, A. M. (2007). Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. *Gait & Posture*, 26(2), 214-218. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.09.001>
- Saltzman, C. L., Salamon, M. L., Blanchard, G. M., Huff, T., Hayes, A., Buckwalter, J. A., & Amendola, A. (2005). Epidemiology of ankle arthritis : Report of a consecutive series

- of 639 patients from a tertiary orthopaedic center. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 25, 44-46.
- Santamaria, L. J., & Webster, K. E. (2010). The Effect of Fatigue on Lower-Limb Biomechanics During Single-Limb Landings : A Systematic Review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3295>
- Santello, M. (2005). Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait & Posture*, 21(1), 85-94. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.005>
- Sedory, E. J., McVey, E. D., Cross, K. M., Ingersoll, C. D., & Hertel, J. (2007). Arthrogenic muscle response of the quadriceps and hamstrings with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 42(3), 355-360.
- Sharma, N., Sharma, A., & Singh Sandhu, J. (2011). Functional Performance Testing in Athletes with Functional Ankle Instability. *Asian Journal of Sports Medicine*, 2(4), 249-258.
- Sherrington, C. S. (1906). *The integrative action of the nervous system* (p. xvi, 411). Yale University Press. <https://doi.org/10.1037/13798-000>
- Sheu, Y., Chen, L.-H., & Hedegaard, H. (2016). Sports- and Recreation-related Injury Episodes in the United States, 2011-2014. *National Health Statistics Reports*, 99, 1-12.
- Shinya, M., Wada, O., Yamada, M., Ichihashi, N., & Oda, S. (2011). The effect of choice reaction task on impact of single-leg landing. *Gait & Posture*, 34(1), 55-59. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.011>
- Shiravi, Z., Talebian Moghadam, S., Hadian, M. R., & Olyaei, G. (2017). Effect of cognitive task on postural control of the patients with chronic ankle instability during single and double leg standing. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 21(1), 58-62. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.05.001>
- Simon, J., Donahue, M., & Docherty, C. (2012). Development of the Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI). *Foot & Ankle International*, 33(9), 755-763. <https://doi.org/10.3113/FAI.2012.0755>
- Simon, J. E., Millikan, N., Yom, J., & Grooms, D. R. (2020). Neurocognitive challenged hops reduced functional performance relative to traditional hop testing. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 41, 97-102. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.12.002>
- Simoneau, M., Bégin, F., & Teasdale, N. (2006). The effects of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 3, 22. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-22>
- Simpson, J. D., Koldenhoven, R. M., Wilson, S. J., Stewart, E. M., Turner, A. J., Chander, H., & Knight, A. C. (2022). Lower extremity joint kinematics of a simulated lateral ankle sprain after drop landings in participants with chronic ankle instability. *Sports Biomechanics*, 21(4), 428-446. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1908414>
- Simpson, J. D., Stewart, E. M., Macias, D. M., Chander, H., & Knight, A. C. (2019). Individuals with chronic ankle instability exhibit dynamic postural stability deficits and altered

- unilateral landing biomechanics : A systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 37, 210-219. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.06.003>
- Simpson, J. D., Stewart, E. M., Turner, A. J., Macias, D. M., Wilson, S. J., Chander, H., & Knight, A. C. (2019). Neuromuscular control in individuals with chronic ankle instability : A comparison of unexpected and expected ankle inversion perturbations during a single leg drop-landing. *Human Movement Science*, 64, 133-141. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.01.013>
- Siu, K.-C., & Woollacott, M. H. (2007). Attentional demands of postural control : The ability to selectively allocate information-processing resources. *Gait & Posture*, 25(1), 121-126. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.02.002>
- Skazalski, C., Kruczynski, J., Bahr, M. A., Bere, T., Whiteley, R., & Bahr, R. (2018). Landing-related ankle injuries do not occur in plantarflexion as once thought : A systematic video analysis of ankle injuries in world-class volleyball. *British Journal of Sports Medicine*, 52(2), 74-82. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097155>
- Smith, M. D., Vicenzino, B., Bahr, R., Bandholm, T., Cooke, R., Mendonça, L. D. M., Fourchet, F., Glasgow, P., Gribble, P. A., Herrington, L., Hiller, C. E., Lee, S. Y., Macaluso, A., Meeusen, R., Owoeye, O. B. A., Reid, D., Tassignon, B., Terada, M., Thorborg, K., ... Delahunt, E. (2021). Return to sport decisions after an acute lateral ankle sprain injury : Introducing the PAASS framework-an international multidisciplinary consensus. *British Journal of Sports Medicine*, bjsports-2021-104087. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-104087>
- Son, S. J., Kim, H., Seeley, M. K., & Hopkins, J. T. (2017). Movement Strategies among Groups of Chronic Ankle Instability, Coper, and Control. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 49(8), 1649-1661. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001255>
- Song, J.-H. (2019). The role of attention in motor control and learning. *Current Opinion in Psychology*, 29, 261-265. <https://doi.org/10.1016/j.copsyc.2019.08.002>
- Song, K., Burcal, C. J., Hertel, J., & Wikstrom, E. A. (2016). Increased Visual Use in Chronic Ankle Instability : A Meta-analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(10), 2046-2056. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000992>
- Spink, M. J., Fotoohabadi, M. R., & Menz, H. B. (2009). Foot and Ankle Strength Assessment Using Hand-Held Dynamometry : Reliability and Age-Related Differences. *Gerontology*, 56(6), 525-532. <https://doi.org/10.1159/000264655>
- Springer, S., & Gottlieb, U. (2017). Effects of dual-task and walking speed on gait variability in people with chronic ankle instability : A cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 316. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1675-1>
- Stark, T., Walker, B., Phillips, J. K., Fejer, R., & Beck, R. (2011). Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry : A systematic review. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 3(5), 472-479. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2010.10.025>

- Stauffer, R. N., Chao, E. Y. S., & Brewster, R. C. (1977). Force and Motion Analysis of the Normal, Diseased, and Prosthetic Ankle Joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, 127, 189.
- Steib, S., Hentschke, C., Welsch, G., Pfeifer, K., & Zech, A. (2013). Effects of fatiguing treadmill running on sensorimotor control in athletes with and without functional ankle instability. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 28(7), 790-795. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.07.009>
- Steib, S., Zech, A., Hentschke, C., & Pfeifer, K. (2013). Fatigue-Induced Alterations of Static and Dynamic Postural Control in Athletes With a History of Ankle Sprain. *Journal of Athletic Training*, 48(2), 203-208. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.1.08>
- Steinberg, N., Elias, G., Zeev, A., Witchalls, J., & Waddington, G. (2023). The Function of the Proprioceptive, Vestibular and Visual Systems Following Fatigue in Individuals With and Without Chronic Ankle Instability. *Perceptual and Motor Skills*, 130(1), 239-259. <https://doi.org/10.1177/00315125221128634>
- Stiffler, M. R., Bell, D. R., Sanfilippo, J. L., Hetzel, S. J., Pickett, K. A., & Heiderscheidt, B. C. (2017). Star Excursion Balance Test Anterior Asymmetry Is Associated With Injury Status in Division I Collegiate Athletes. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 47(5), 339-346. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.6974>
- Suda, E. Y., Amorim, C. F., & Sacco, I. de C. N. (2009). Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(2), e84-93. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.10.007>
- Suttmiller, A. M. B., Cavallario, J. M., Baez, S. E., Martinez, J. C., & McCann, R. S. (2022). Perceived Instability, Pain, and Psychological Factors for Prediction of Function and Disability in Individuals With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 57(11-12), 1048-1054. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-0605.21>
- Suttmiller, A. M. B., & McCann, R. S. (2021). Injury-Related Fear in Individuals With and Without Chronic Ankle Instability : A Systematic Review. *Journal of Sport Rehabilitation*, 30(8), 1203-1212. <https://doi.org/10.1123/jsr.2021-0015>
- Tamura, A., Akasaka, K., & Otsudo, T. (2021). Contribution of Lower Extremity Joints on Energy Absorption during Soft Landing. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(10), 5130. <https://doi.org/10.3390/ijerph18105130>
- Tassignon, B., Verschueren, J., Delahunt, E., Smith, M., Vicenzino, B., Verhagen, E., & Meeusen, R. (2019). Criteria-Based Return to Sport Decision-Making Following Lateral Ankle Sprain Injury : A Systematic Review and Narrative Synthesis. *Sports Medicine*, 49(4), 601-619. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01071-3>
- Tavakoli, S., Forghany, S., & Nester, C. (2016). The effect of dual tasking on foot kinematics in people with functional ankle instability. *Gait & Posture*, 49, 364-370. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.07.302>

- Terada, M., Bowker, S., Thomas, A. C., Pietrosimone, B., Hiller, C. E., & Gribble, P. A. (2016). Corticospinal Excitability and Inhibition of the Soleus in Individuals With Chronic Ankle Instability. *PM&R*, 8(11), 1090-1096. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2016.04.006>
- Terada, M., & Gribble, P. A. (2015). Jump Landing Biomechanics During a Laboratory Recorded Recurrent Ankle Sprain. *Foot & Ankle International*, 36(7), 842-848. <https://doi.org/10.1177/1071100715576517>
- Terada, M., Harkey, M. S., Wells, A. M., Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2014). The influence of ankle dorsiflexion and self-reported patient outcomes on dynamic postural control in participants with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 40(1), 193-197. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.03.186>
- Terada, M., Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2013). Therapeutic Interventions for Increasing Ankle Dorsiflexion After Ankle Sprain : A Systematic Review. *Journal of Athletic Training*, 48(5), 696-709. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.4.11>
- Terada, M., Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2014). Alterations in neuromuscular control at the knee in individuals with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 49(5), 599-607. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.28>
- Terrier, R., Degache, F., Fourchet, F., Gojanovic, B., & Forestier, N. (2017). Assessment of evertor weakness in patients with chronic ankle instability : Functional versus isokinetic testing. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 41, 54-59. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.12.002>
- Terrier, R., & Forestier, N. (2009). Cognitive cost of motor reorganizations associated with muscular fatigue during a repetitive pointing task. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), e487-e493. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.01.004>
- Terrier, R., & Forestier, N. (2015). Quels tests en pratique clinique quotidienne pour diagnostiquer les déficits fonctionnels associés à l'instabilité chronique de cheville? Intérêts du dispositif Myolux. *Mains Libres*, 7.
- Terrier, R., Rose-Dulcina, K., Toschi, B., & Forestier, N. (2014). Impaired control of weight bearing ankle inversion in subjects with chronic ankle instability. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 29(4), 439-443. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.01.005>
- Theisen, A., & Day, J. (2019). Chronic Ankle Instability Leads to Lower Extremity Kinematic Changes During Landing Tasks : A Systematic Review. *International Journal of Exercise Science*, 12(1), 24.
- Thomas, A. C., Hubbard-Turner, T., Wikstrom, E. A., & Palmieri-Smith, R. M. (2017). Epidemiology of Posttraumatic Osteoarthritis. *Journal of Athletic Training*, 52(6), 491-496. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.5.08>
- Thompson, C., Schabrun, S., Romero, R., Bialocerkowski, A., van Dieen, J., & Marshall, P. (2018). Factors Contributing to Chronic Ankle Instability : A Systematic Review and Meta-Analysis of Systematic Reviews. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 48(1), 189-205. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0781-4>
- Tretriluxana, J., Nanbancha, A., Sinsurin, K., Limroongreungrat, W., & Wang, H.-K. (2021). Neuromuscular control of the ankle during pre-landing in athletes with chronic ankle instability : Insights from statistical parametric mapping and muscle co-contraction

- analysis. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 47, 46-52. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.11.023>
- Trojian, T. H., & McKeag, D. B. (2006). Single leg balance test to identify risk of ankle sprains. *British Journal of Sports Medicine*, 40(7), 610. <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.024356>
- Tropp, H., Odenrick, P., & Gillquist, J. (1985). Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *International Journal of Sports Medicine*, 6(3), 180-182. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1025836>
- Tsai, Y.-Y., Chang, G.-C., & Hwang, I.-S. (2018). Adaptation of kinematic synergy and postural control to mechanical ankle constraint on an unsteady stance surface. *Human Movement Science*, 60, 10-17. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.04.010>
- Tsigkanos, C., Gaskell, L., Smirniotou, A., & Tsigkanos, G. (2016). Static and dynamic balance deficiencies in chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 29(4), 887-893. <https://doi.org/10.3233/BMR-160721>
- Tyler, T. F., McHugh, M. P., Mirabella, M. R., Mullaney, M. J., & Nicholas, S. J. (2006). Risk factors for noncontact ankle sprains in high school football players : The role of previous ankle sprains and body mass index. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(3), 471-475. <https://doi.org/10.1177/0363546505280429>
- Udompanich, N., Thanasootr, K., Chanavirut, R., Chatchawan, U., & Hunsawong, T. (2021). The Cut-Off Score of Four Clinical Tests to Quantify Balance Impairment in Individuals with Chronic Ankle Instability. *The Malaysian Journal of Medical Sciences : MJMS*, 28(4), 87-96. <https://doi.org/10.21315/mjms2021.28.4.9>
- van Mechelen, W., Hlobil, H., & Kemper, H. C. (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 14(2), 82-99. <https://doi.org/10.2165/00007256-199214020-00002>
- Vaulerin, J., Chorin, F., Emile, M., d'Arripe-Longueville, F., & Colson, S. S. (2020). Ankle Sprains Risk Factors in a Sample of French Firefighters : A Preliminary Prospective Study. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(5), 608-615. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0284>
- Verhagen, E., van Tulder, M., van der Beek, A. J., Bouter, L., & van Mechelen, W. (2005). An economic evaluation of a proprioceptive balance board training programme for the prevention of ankle sprains in volleyball. *British Journal of Sports Medicine*, 39(2), 111-115. <https://doi.org/10.1136/bjism.2003.011031>
- Verschueren, J., Tassignon, B., De Pauw, K., Proost, M., Teugels, A., Van Cutsem, J., Roelands, B., Verhagen, E., & Meeusen, R. (2020). Does Acute Fatigue Negatively Affect Intrinsic Risk Factors of the Lower Extremity Injury Risk Profile? A Systematic and Critical Review. *Sports Medicine*, 50(4), 767-784. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01235-1>
- Verschueren, J., Tassignon, B., Pluym, B., Van Cutsem, J., Verhagen, E., & Meeusen, R. (2019). Bringing context to balance : Development of a reactive balance test within the

- injury prevention and return to sport domain. *Archives of Physiotherapy*, 9, 6. <https://doi.org/10.1186/s40945-019-0057-4>
- Vie, B., Brerro-Saby, C., Weber, J. P., & Jammes, Y. (2013). Decreased foot inversion force and increased plantar surface after maximal incremental running exercise. *Gait & Posture*, 38(2), 299-303. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.12.004>
- Vuillerme, N., Burdet, C., Isableu, B., & Demetz, S. (2006). The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision depends on the eye-visual target distance. *Gait & Posture*, 24(2), 169-172. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.07.011>
- Wang, H.-K., Chen, C.-H., Shiang, T.-Y., Jan, M.-H., & Lin, K.-H. (2006). Risk-factor analysis of high school basketball-player ankle injuries : A prospective controlled cohort study evaluating postural sway, ankle strength, and flexibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(6), 821-825. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.02.024>
- Warburton, D. E. R., & Bredin, S. S. D. (2016). Reflections on Physical Activity and Health : What Should We Recommend? *Canadian Journal of Cardiology*, 32(4), 495-504. <https://doi.org/10.1016/j.cjca.2016.01.024>
- Warner, K., Savage, J., Kuenze, C. M., Erkenbeck, A., Comstock, R. D., & Covassin, T. (2018). A Comparison of High School Boys' and Girls' Lacrosse Injuries : Academic Years 2008-2009 Through 2015-2016. *Journal of Athletic Training*, 53(11), 1049-1055. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-312-17>
- Watanabe, K., Koshino, Y., Kawahara, D., Akimoto, M., Mishina, M., Nakagawa, K., Ishida, T., Kasahara, S., Samukawa, M., & Tohyama, H. (2023). Kinesiophobia, self-reported ankle function, and sex are associated with perceived ankle instability in college club sports athletes with chronic ankle instability. *Physical Therapy in Sport*, 61, 45-50. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2023.02.008>
- Waterman, B. R., Owens, B. D., Davey, S., Zacchilli, M. A., & Belmont, P. J. (2010). The epidemiology of ankle sprains in the United States. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 92(13), 2279-2284. <https://doi.org/10.2106/JBJS.I.01537>
- Watson, E. L., Bearden, A. C., Doughton, J. H., & Needle, A. R. (2020). THE EFFECTS OF MULTIPLE MODALITIES OF COGNITIVE LOADING ON DYNAMIC POSTURAL CONTROL IN INDIVIDUALS WITH CHRONIC ANKLE INSTABILITY. *Gait & Posture*, 79, 10-15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.03.019>
- Webster, C. A., Nussbaum, M. A., & Madigan, M. L. (2017). Stiffness and proprioceptive contributions of ankle braces and the influence of localized muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 34, 37-43. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.02.009>
- Webster, K. A., Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2016). Muscle Activation During Landing Before and After Fatigue in Individuals With or Without Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 51(8), 629-636. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.10.01>

- Weeks, D. L., Forget, R., Mouchnino, L., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (2003). Interaction between attention demanding motor and cognitive tasks and static postural stability. *Gerontology*, 49(4), 225-232. <https://doi.org/10.1159/000070402>
- Westerblad, H., Allen, D. G., Bruton, J. D., Andrade, F. H., & Lännergren, J. (1998). Mechanisms underlying the reduction of isometric force in skeletal muscle fatigue. *Acta Physiologica Scandinavica*, 162(3), 253-260. <https://doi.org/10.1046/j.1365-201X.1998.0301f.x>
- Wiese-Bjornstal, D. M. (2010). Psychology and socioculture affect injury risk, response, and recovery in high-intensity athletes : A consensus statement. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(s2), 103-111. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01195.x>
- Wikstrom, E. A., & Brown, C. N. (2014). Minimum reporting standards for copers in chronic ankle instability research. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 44(2), 251-268. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0111-4>
- Wilke, J., Giesche, F., Niederer, D., Engeroff, T., Barabas, S., Tröller, S., Vogt, L., & Banzer, W. (2021). Increased visual distraction can impair landing biomechanics. *Biology of Sport*, 38(1), 123-127. <https://doi.org/10.5114/biolsport.2020.97070>
- Wilkerson, G. B., Pinerola, J. J., & Caturano, R. W. (1997). Invertor vs. Evertor peak torque and power deficiencies associated with lateral ankle ligament injury. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 26(2), 78-86. <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.26.2.78>
- Willems, T. M., Witvrouw, E., Delbaere, K., Mahieu, N., De Bourdeaudhuij, I., & De Clercq, D. (2005). Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects : A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(3), 415-423. <https://doi.org/10.1177/0363546504268137>
- Willems, T. M., Witvrouw, E., Delbaere, K., Philippaerts, R., De Bourdeaudhuij, I., & De Clercq, D. (2005). Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in females—A prospective study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 15(5), 336-345. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2004.00428.x>
- Willems, T., Witvrouw, E., Delbaere, K., De Cock, A., & De Clercq, D. (2005). Relationship between gait biomechanics and inversion sprains : A prospective study of risk factors. *Gait & Posture*, 21(4), 379-387. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.002>
- Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Winter, D., Prince, F., Stergiou, P., & Powell, C. (1993). Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with centre of pressure changes in quiet standing. *Neuroscience Research Communications*. <https://www.semanticscholar.org/paper/Medial-lateral-and-anterior-posterior-motor-with-of-Winter-Prince/4fae12d52747df83f871ac168d3269ca07acd893>
- Witchalls, J., Blanch, P., Waddington, G., & Adams, R. (2012). Intrinsic functional deficits associated with increased risk of ankle injuries : A systematic review with meta-

- analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 46(7), 515-523. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090137>
- Wittenberg, E., Thompson, J., Nam, C. S., & Franz, J. R. (2017). Neuroimaging of Human Balance Control: A Systematic Review. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnhum.2017.00170>
- Wolkorte, R., Kamphuis, J., & Zijdwind, I. (2014). Increased reaction times and reduced response preparation already starts at middle age. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6, 79. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2014.00079>
- Woods, C., Hawkins, R., Hulse, M., & Hodson, A. (2003). The Football Association Medical Research Programme : An audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains. *British Journal of Sports Medicine*, 37(3), 233-238. <https://doi.org/10.1136/bjism.37.3.233>
- Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait : A review of an emerging area of research. *Gait & Posture*, 16(1), 1-14. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00156-4](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00156-4)
- Wright, C. J., & Arnold, B. L. (2012). Fatigue's effect on eversion force sense in individuals with and without functional ankle instability. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(2), 127-136. <https://doi.org/10.1123/jsr.21.2.127>
- Wright, C. J., Arnold, B. L., & Ross, S. E. (2016). Altered Kinematics and Time to Stabilization During Drop-Jump Landings in Individuals With or Without Functional Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 51(1), 5-15. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.2.10>
- Wright, C. J., Arnold, B. L., Ross, S. E., & Linens, S. W. (2014). Recalibration and Validation of the Cumberland Ankle Instability Tool Cutoff Score for Individuals With Chronic Ankle Instability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(10), 1853-1859. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.04.017>
- Xue, X., Ma, T., Li, Q., Song, Y., & Hua, Y. (2021). Chronic ankle instability is associated with proprioception deficits : A systematic review and meta-analysis. *Journal of Sport and Health Science*, 10(2), 182. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2020.09.014>
- Yalfani, A., & Raeisi, Z. (2022). Bilateral symmetry of vertical time to stabilization in postural sway after double-leg landing in elite athletes with unilateral chronic ankle sprain. *Journal of Foot and Ankle Research*, 15(1), 43. <https://doi.org/10.1186/s13047-022-00552-5>
- Yoshida, N., Kunugi, S., Mashimo, S., Okuma, Y., Masunari, A., Miyazaki, S., Hisajima, T., & Miyakawa, S. (2015). Effect of Forefoot Strike on Lower Extremity Muscle Activity and Knee Joint Angle During Cutting in Female Team Handball Players. *Sports Medicine - Open*, 2, 32. <https://doi.org/10.1186/s40798-016-0056-x>
- Zebis, M. K., Bencke, J., Andersen, L. L., Døssing, S., Alkjær, T., Magnusson, S. P., Kjær, M., & Aagaard, P. (2008). The Effects of Neuromuscular Training on Knee Joint Motor Control During Sidecutting in Female Elite Soccer and Handball Players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 18(4), 329. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31817f3e35>

- Zech, A., Steib, S., Hentschke, C., Eckhardt, H., & Pfeifer, K. (2012). Effects of localized and general fatigue on static and dynamic postural control in male team handball athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(4), 1162-1168. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31822dfbbb>
- Zhang, X., Su, W., Ruan, B., & Zang, Y. (2022). Alterations in Cortical Activation among Soccer Athletes with Chronic Ankle Instability during Drop-Jump Landing : A Preliminary Study. *Brain Sciences*, 12(5), 664. <https://doi.org/10.3390/brainsci12050664>
- Zhang, X., Xia, R., Dai, B., Sun, X., & Fu, W. (2018). Effects of Exercise-Induced Fatigue on Lower Extremity Joint Mechanics, Stiffness, and Energy Absorption during Landings. *Journal of Sports Science & Medicine*, 17(4), 640-649.
- Zwiers, R., Vuurberg, G., Blankevoort, L., & Kerkhoffs, G. M. M. J. (2016). Taping and bracing in the prevention of ankle sprains : Current concepts. *Journal of ISAKOS*, 1(6), 304-310. <https://doi.org/10.1136/jisakos-2016-000104>