



Institut Régional de Formation aux Métiers de la Rééducation et Réadaptation

Pays de la Loire

54, rue de la Baugerie – 44230 SAINT-SEBASTIEN SUR LOIRE

LES EFFETS D'UN RENFORCEMENT DES MUSCLES INTRINSEQUES DU PIED DANS LA PRISE EN CHARGE DE L'INSTABILITE CHRONIQUE DE CHEVILLE

Camille RONDEAU

Mémoire UE28

Semestre 10

Année scolaire : 2021-2022

REGION DES PAYS DE LA LOIRE



AVERTISSEMENT

Les mémoires des étudiants de l'Institut Régional de Formation aux Métiers de la Rééducation et de la Réadaptation sont réalisés au cours de la dernière année de formation MK.

Ils réclament une lecture critique. Les opinions exprimées n'engagent que les auteurs. Ces travaux ne peuvent faire l'objet d'une publication, en tout ou partie, sans l'accord des auteurs et de l'IFM3R.

Résumé :

Introduction : L'instabilité chronique de cheville (ICC) est une pathologie complexe et multifactorielle, elle apparait suite à des épisodes répétés d'entorse. Actuellement, la rééducation de l'ICC se concentre sur un renforcement des muscles extrinsèques et inclut peu les muscles intrinsèques du pied. L'objectif de cette revue de littérature est de s'intéresser aux effets d'un renforcement des muscles intrinsèques du pied dans la prise en charge de l'ICC.

Matériel/ méthode : La recherche a été faite sur les bases de données Pubmed, Cochrane, PEDRO et Kinedoc. Cette revue de littérature regroupe des essais contrôlés randomisés (ECR) et l'échelle PEDRO a été utilisée pour évaluer leurs qualités méthodologiques.

Résultats : Les résultats des ECR montrent une amélioration de la proprioception – statesthésie, kinesthésie et pallesthésie –. Le taux d'activation des muscles intrinsèques du pied et le score CAIT se trouve améliorés. Quant à l'équilibre dynamique, les résultats sont plus controversés, deux études montrent une amélioration alors qu'aucune amélioration n'a été observée dans la troisième étude.

Discussion : Le faible nombre de participants, l'hétérogénéité des protocoles et l'utilisation d'outils différents pour évaluer les critères limitent l'interprétation et la généralisation des résultats. En revanche, les résultats montrent une amélioration des critères, ce qui incite à la réalisation de recherches complémentaires concernant cette modalité d'intervention dans la prise en charge de l'ICC mais pas seulement, cela questionne également sur l'intérêt d'appliquer cette intervention sur d'autres populations atteintes de pathologies musculo-squelettiques de la cheville ou du pied.

Mots clés

Instabilité chronique de cheville

Muscles intrinsèques du pied

Renforcement

Abstract :

Introduction : Chronic ankle instability (CAI) is a complex and multifactorial pathology, it could occur following multiple sprains. Currently, rehabilitation programs of CAI focus on extrinsic ankle muscle strengthening but very few include intrinsic foot muscle strengthening. The aim of this review is to estimate effects of an intrinsic foot muscle strengthening program on patients with CAI.

Material/ methods : Research has been made on the databases Pubmed, Cochrane, PEDRO and Kinedoc. This review groups Randomized Controlled Trials. Their methodological qualities have been evaluated with the scale PEDRO.

Results : Results present improvements of proprioception – statesthesia, kinesthesia and pallesthesia -. Muscle activation ratio of intrinsic foot muscle and CAIT score increased. As to dynamic balance, results are controversial. Two studies show an improvement while no improvement was observed in the third one.

Discussion : The small number of participants, the heterogeneity of the protocols and the use of different measuring tools are limiting factors for the interpretation and the extension of results. On the other hand, results present improvements of outcomes measures which encourage to do further research about this intervention on CAI rehabilitation. But, it might be relevant to think about the application on other populations with musculoskeletal disorders on the ankle or the foot.

Keywords

Chronic ankle instability

Intrinsic foot muscle

Strengthening

Table des matières

1	Introduction.....	1
2	Cadre conceptuel	2
2.1	Biomécanique de la cheville et du pied.....	2
2.1.1	La cheville	2
2.1.2	Le pied	5
2.1.3	Les muscles intrinsèques du pied.....	8
2.2	Biomécanique de la marche	10
2.3	L'entorse de cheville.....	12
2.3.1	Mécanisme lésionnel.....	12
2.3.2	Conséquences cliniques	14
2.3.3	Traitement.....	15
2.3.4	L'instabilité chronique de cheville.....	16
3	Problématique de recherche.....	19
4	Matériel et méthode de recherche	20
4.1	Formulation des mots-clés avec le modèle PICO	20
4.2	Formulation de l'équation de recherche et interrogation des bases de données....	21
4.3	Sélection des articles	22
5	Résultats.....	24
5.1	Présentation des articles retenus.....	24
5.2	Caractéristiques des articles retenus	25
5.2.1	Ma Y. et al. (2020)	25
5.2.2	Lee E. et al. (2019).....	27
5.2.3	Lee D-R et Choi Y-E (2019).....	28
5.3	Résultats des articles retenus.....	32
5.3.1	Ma Y. et al. (2020)	32

5.3.2	Lee E. et al. (2019)	33
5.3.3	Lee D-R et Choi Y-E (2019)	34
6	Discussion	34
6.1	Analyse des résultats	34
6.2	Forces, limites et biais de la revue de littérature	38
6.2.1	Relatifs à la question de recherche	38
6.2.2	Relatifs aux articles retenus	40
6.2.3	Relatifs à l'interprétation statistique et clinique des résultats	41
6.3	Perspectives et pistes de réflexion	42
7	Conclusion	45
Références bibliographiques		
Annexes		

Liste des abréviations

ICC : Instabilité Chronique de Cheville

ECR : Essais Contrôlés Randomisés

CAIT : *Cumberland Ankle Instability Tool*

LCL : Ligament Collatéral Latéral

LCM : Ligament Collatéral Médial

PICO : Population, Intervention, Comparateur, *Outcome*

PEDRO : *Physiotherapy Evidence Database*

HD-tDCS : stimulation transcrânienne à courant continu haute définition

SFE : *Short Foot Exercise*

DM : Différence Moyenne

YBT : *Y-Balance Test*

SEBT : *Star Excursion Balance Test*

1 Introduction

L'entorse de cheville est un des motifs de consultation les plus fréquents en traumatologie, avec chaque jour, environ 6000 personnes en France qui consultent pour une entorse de la cheville (1). Ce chiffre recense le nombre de personnes ayant consulté mais le chiffre réel est bien supérieur car on estime qu'environ 50% des personnes ne consultent pas de professionnel de santé, ce qui en fait une pathologie statistiquement sous-estimée (2). D'après *l'International Ankle Consortium*, 70% de la population générale déclare s'être blessé à la cheville au cours de leur vie (3). Dans la pratique sportive, elle représente 50% des blessures (4).

Pourtant, une première entorse peut représenter l'étape initiale d'une cascade d'altérations pouvant impacter les structures anatomiques, les patterns moteurs et la fonctionnalité de la cheville (5). En effet, suite à ce traumatisme initial, 70% des individus présenteront des symptômes résiduels. D'autant plus que l'entorse de cheville est l'une des blessures musculo-squelettiques des membres inférieurs avec le taux le plus élevé de récurrence (6)(7). Par la suite, on estime que 30 à 40% des individus développeront une instabilité chronique de cheville (ICC) parmi lesquels 66 à 78% développeront une arthrose post-traumatique de cheville (8)(9).

L'ICC est une pathologie complexe et multifactorielle qui peut conduire à un continuum d'invalidité si elle n'est pas prise en charge précocement et correctement. De plus, les conséquences cliniques de l'entorse de cheville et le risque d'évolution vers l'ICC sont responsables d'une baisse de la qualité de vie et d'une moindre participation à des activités physiques et sportives, majorant ainsi le risque de sédentarité chez cette population (10)(11). La forte prévalence, le taux élevé de récurrence et le risque d'évolution vers l'ICC font de cette pathologie un problème de santé publique. En effet, cette pathologie implique des coûts sociétaux élevés liés au diagnostic, à la prise en charge, à la réadaptation et aux restrictions d'activités et de participation associées (3).

Les kinésithérapeutes ont donc un rôle majeur dans la prise en charge de cette pathologie. Cela est notamment appuyé par l'arrêté du 6 mars 2020 relatif à l'autorisation du protocole de coopération concernant la prise en charge directe de l'entorse de cheville (12).

Actuellement, la rééducation de l'entorse de cheville et de l'ICC se fonde beaucoup sur des protocoles d'équilibre, de proprioception et de renforcement des muscles extrinsèques mais

très peu incluent un renforcement spécifique aux muscles intrinsèques du pied. Ce qui soulève la question suivante : Quels sont les effets d'un renforcement des muscles intrinsèques du pied dans la prise en charge de l'instabilité chronique de cheville ?

Avant de s'intéresser à la physiopathologie de l'entorse de cheville et de l'ICC, il faut avant tout aborder la biomécanique physiologique du complexe pied/cheville. Par la suite, le mécanisme lésionnel de l'entorse et les déterminants pouvant conduire à l'ICC seront explicités. Puis, une description détaillée de la méthodologie de recherche ainsi que des résultats sera effectuée. Enfin, une analyse de ces résultats sera faite afin d'apporter des axes de réflexion concernant la question de recherche.

2 Cadre conceptuel

2.1 Biomécanique de la cheville et du pied

2.1.1 La cheville

La cheville est l'interface entre la jambe et le pied, elle comprend 3 articulations : l'articulation talo-crurale ou tibio-talienne, l'articulation sous-talienne ou subtalaire et l'articulation tibio-fibulaire distale. Elle permet des mouvements dans les trois plans de l'espace : dans le plan sagittal avec la flexion plantaire et la flexion dorsale, dans le plan frontal avec la pronation et la supination et dans le plan transversal avec les rotations interne et externe même si ces rotations sont adaptatives et limitées en raison de la configuration des os et de leur emboîtement - (13)(14)(15). Mais la cheville permet également des mouvements combinés d'inversion et d'éversion autour d'un axe de rotation oblique vers le haut et le dedans : l'axe de Henké (16)(Fig. 1).

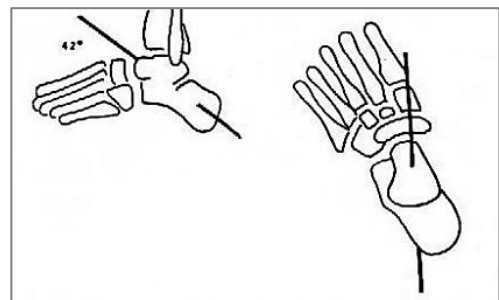


Figure 1 - Axe de Henké

<http://podo3000.eu/francais/travaux/progression%20du%20pied.htm>

Cette articulation permet la transmission des forces lors de la marche ou de la course. Elle participe au maintien de l'équilibre statique et dynamique, et a un rôle fondamental en charge puisqu'elle constitue le deuxième pivot lors de la marche (14).

Cette articulation est protégée activement par des muscles extrinsèques : les muscles long fibulaire, court fibulaire, troisième fibulaire, tibial antérieur, tibial postérieur, long fléchisseur des orteils, long fléchisseur de l'hallux, long extenseur des orteils, long extenseur de l'hallux,

soléaire et gastrocnémiens (Fig. 2, 3, 4, 5). Les orientations de ces tendons contribuent à fournir un soutien dynamique à la cheville.

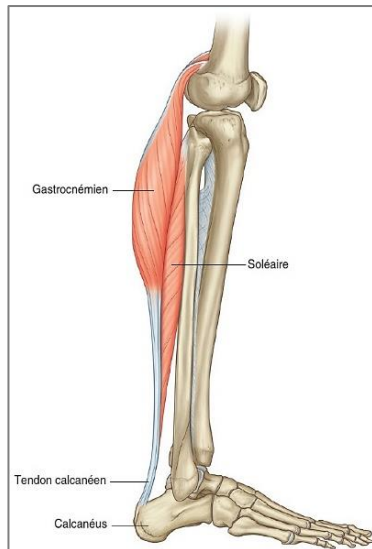


Figure 2 - Muscles superficiels de la loge postérieure de jambe
Gray's Anatomy, 2015

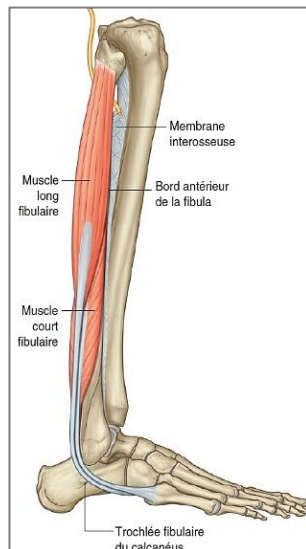


Figure 3 - Muscles de la loge latérale de jambe
Gray's Anatomy, 2015

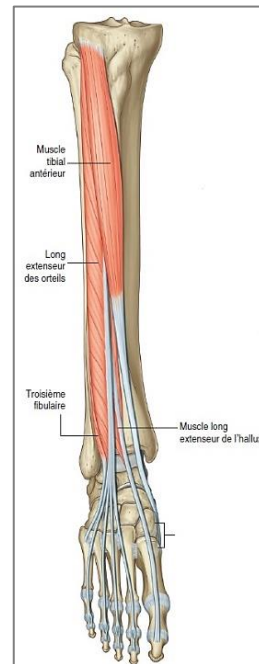


Figure 4 - Muscles de la loge antérieure de jambe
Gray's Anatomy, 2015

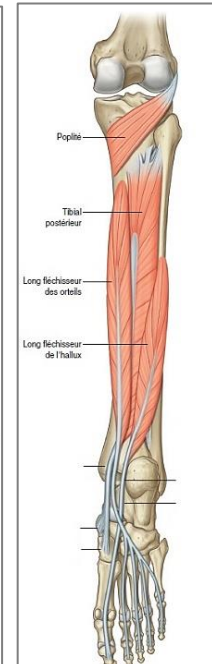


Figure 5 - Muscles profonds de la loge postérieure de jambe
Gray's Anatomy, 2015

Les muscles long fibulaire et court fibulaire s'insèrent respectivement sur le premier et le cinquième métatarsien ce qui leur permet d'ajuster la position de l'avant pied et de la maintenir lors de l'appui au sol. Lorsque le pied est en contact avec le sol, ces muscles agissent en chaine fermée et ont une action excentrique qui vient freiner le mouvement de supination. Lors de mouvements dynamiques, il y a une pré-activation des fibulaires qui vient pré-verrouiller l'articulation, cela permet de préparer l'atterrissage et de lutter contre la contrainte en varus de l'arrière pied. Cette pré-activation peut devenir pathologique suite à une entorse (14)(17).

Les muscles tibial postérieur et long fibulaire sont homologues fonctionnels (18). Le travail synergique de ces tendons est essentiel pour la stabilisation articulaire et l'adaptation de l'appui au sol (14). Le muscle tibial antérieur va surtout agir lorsque le pied est en l'air et va freiner l'aplatissement du pied au sol (13)(14).

Toutes ces actions musculaires sont sous le contrôle de mécanorécepteurs qui se situent dans les différentes structures anatomiques, ils informent le cortex cérébral tout au long du mouvement et réagissent en fonction de l'aspect du sol et de son relief, de la vitesse et de multiples autres facteurs. Ces mécanorécepteurs sont régulés par le système nerveux central (19).

Il est nécessaire que ce système musculaire soit suffisamment efficace, puissant et réactif pour maintenir la cohésion arrière-pied/jambe, sinon il y a un risque de blessure (13). Selon Tourné et al. (2015), pour une protection optimale de l'articulation, la somme des moments – c'est-à-dire le produit entre les bras de levier et les forces – doit être nulle (14). En effet, lorsque la cheville reçoit une contrainte, il doit y avoir un contrôle instantané des bras de levier et des appuis. Cela est d'autant plus important sur la cheville car les forces appliquées sur cette articulation peuvent aller de 4 à 5 fois le poids du corps lors de la marche et jusqu'à 12 fois le poids du corps lors d'une activité physique (14). Ces forces peuvent être internes (capsulo-ligamentaire, musculaire) ou externes (environnement, cinétique associé au poids du corps). Ces forces peuvent être de différentes natures, les forces de cisaillement sont les plus nocives et sont à l'origine du mécanisme d'entorse.

Le complexe myo-tendineux joue donc un rôle important dans l'anticipation fonctionnelle et contrôle la position de la cheville et du pied (14). Mais la cheville n'est pas seulement maintenue par un système actif, elle est également stabilisée par un système passif capsulo-ligamentaire. Le système ligamentaire protège les articulations talo-crurales et subtalaires qui sont fonctionnellement liées. L'orientation des différents faisceaux ligamentaires permet un verrouillage tridimensionnel qui est complété par l'action du système actif (14).

L'articulation talo-crurale est stabilisée par des ligaments médiaux et latéraux. Le plan latéral est protégé par le ligament collatéral latéral (LCL) composé de 3 faisceaux partant de la malléole latérale (20)(Fig. 6) :

- Le faisceau talo-fibulaire antérieur : orienté vers l'avant et le bas, s'insérant sur le talus.
- Le faisceau calcanéo-fibulaire : orienté vers l'arrière et le bas, s'insérant sur le calcaneus.
- Le faisceau talo-fibulaire postérieur : orienté vers l'arrière, s'insérant sur le talus.

Le plan médial est protégé par un épais ligament collatéral médial (LCM) composé de deux couches (Fig. 7) : une couche superficielle, appelée ligament deltoïde, qui s'insère sur le tibia et se termine sur le talus, le sustentaculum tali et le naviculaire ; et une couche profonde s'insérant du tibia au talus (20).

L'articulation subtalaire est quant à elle stabilisée par le ligament interosseux talo-calcanéen.

L'articulation tibio-fibulaire inférieure est stabilisée par les ligaments tibio-fibulaires antérieur et postérieur ainsi que par la membrane inter-osseuse (14)(Fig. 8).

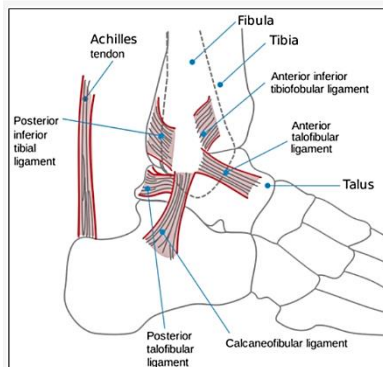


Figure 6 - Ligaments latéraux de la cheville
<https://www.icpr.fr/lesions-ligementaires-cheville.html>

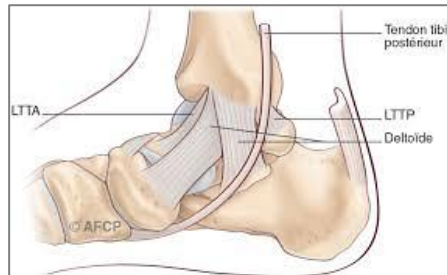


Figure 7 – Ligaments médiaux de la cheville
<https://www.docteur-bertrand.be/page/instabilite-de-la-cheville.html>

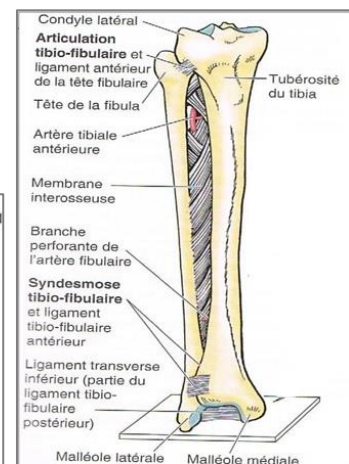


Figure 8 - La membrane inter-osseuse
<https://quizlet.com/be/308995483/la-jambe-flash-cards/>

2.1.2 Le pied

Le pied est une structure beaucoup plus mobile et complexe que la cheville. Il est constitué de 26 os et de nombreuses petites articulations qui permettent les mouvements combinés d'inversion et d'éversion. Tout comme la cheville, il joue un rôle important dans l'équilibre statique et dynamique (21).

Le pied a longtemps été négligé par les chercheurs, il a initialement été considéré selon une modélisation statique décrivant trois arches. Mais par la suite, les recherches ont mis en avant le caractère dynamique et modulable des arches selon les contraintes, ce qui a amené à considérer le pied selon une modélisation dynamique de pyramide à trois faces ayant pour sommet : le talus, et comme angles : le calcaneus, le premier métatarsien et le cinquième métatarsien (13).

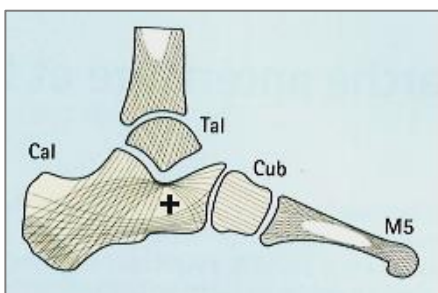


Figure 9 - L'arche externe du pied
The physiology of the joints, A. Kapandji



Figure 10 - L'arche antérieure du pied
Gray's Anatomy, 2015

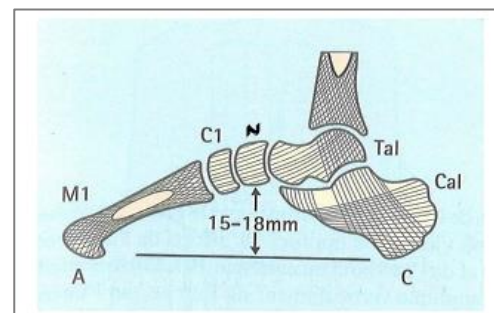


Figure 11 - L'arche interne du pied
The physiology of the joints, A. Kapandji

L'arche externe est formée par le calcanéus, le cuboïde et le cinquième métatarsien (16)(Fig. 9). Activement, cette arche est maintenue par le court fibulaire qui limite le bâillement calcanéo-cuboidien et par le long fibulaire qui, en passant sous la trochlée fibulaire, relève le cuboïde et le calcanéus. Le long extenseur des orteils et l'abducteur du cinquième rayon participent également à la stabilisation de cette arche. L'arche antérieure est formée par les têtes des métatarsiens (Fig. 10). L'arche interne est formée par le calcanéus, le talus, le naviculaire, le premier cunéiforme et le premier métatarsien (16)(Fig. 11). Le naviculaire forme la clef de voûte de l'arche interne. Le talus va encaisser et répartir les contraintes venant du membre inférieur (13). Le soutien actif de l'arche interne est indispensable car physiologiquement, elle a une tendance à s'affaisser lors de contraintes statiques et dynamiques. Activement, cette arche est maintenue par plusieurs muscles :

Le muscle tibial postérieur creuse l'arche interne en abaissant le naviculaire sous la tête du talus. Ses expansions plantaires, qui s'insèrent sur les métatarsiens, permettent de solidariser ces derniers entre eux et de les rapprocher du calcanéus (16). Son action est différente en fonction de si l'avant-pied est en contact avec le sol ou non. Lorsque le talon entre en contact avec le sol, le muscle tibial postérieur agit en chaîne ouverte et vient contrôler l'avant-pied par action directe de ses insertions distales. Lorsque que le mouvement se poursuit et que l'avant-pied entre en contact avec le sol, le tibial postérieur agit en chaîne fermée et limite l'abaissement de la malléole médiale (13)(14).

Le muscle long fibulaire croise la plante du pied. Ce trajet induit une flexion du premier métatarsien sur le cunéiforme qui vient s'incliner sur le naviculaire, ce qui augmente la concavité de l'arche interne (16).

Le muscle long fléchisseur de l'hallux a un rôle fondamental dans la stabilité de la cheville, il solidarise la fibula au tibia. C'est le muscle le plus latéral au niveau de son insertion proximale et le plus médial au niveau de son insertion distale, ce qui lui donne un grand bras de levier. Son tendon passe sous le sustentaculum tali, ce qui permet de redresser et stabiliser l'arche interne (18)(Fig. 12). Il stabilise également l'articulation subtalaire en limitant le valgus du calcanéus et le recul du talus en passant derrière les tubercules

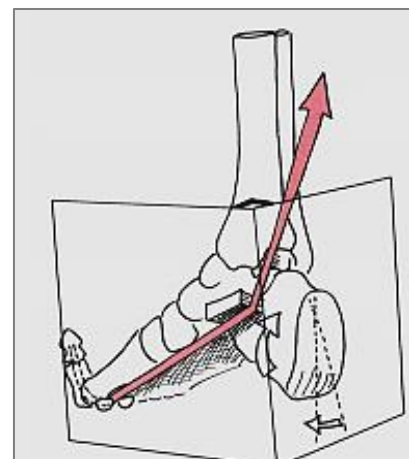


Figure 12 – Muscle long fléchisseur de l'hallux
Biomécanique fonctionnelle, Dufour.

postérieurs du talus (16). Il termine sa course entre les deux os sésamoïdes de l'hallux, ce qui a un effet stabilisateur sur la tête du premier métatarsien.

Le calcanéus est présent dans les arches médiales et latérales, c'est un os clé dans le soutien de ces dernières. Activement, il est stabilisé par les muscles long et court fibulaire qui limite le varus, et par les muscles long fléchisseur de l'hallux, long fléchisseur des orteils et tibial postérieur qui limitent le valgus.

La stabilité du pied est également assurée par le travail synergique de l'aponévrose plantaire et du muscle long fléchisseur de l'hallux. L'aponévrose plantaire est peu extensible et très épaisse, elle s'insère sur le calcanéus et sur la base des premières phalanges. Elle assure un rôle de relais mécanique qui transfère la force développée par le triceps sural et elle rigidifie l'architecture du pied. En effet, lors de l'amortissement de la pose du pied au sol, l'extension des orteils va venir tendre l'aponévrose plantaire, ce qui a pour conséquence de creuser l'arche interne et de stabiliser la voûte plantaire (13)(Fig. 13). Il y a également une mise en tension du muscle long fléchisseur de l'hallux qui, en passant sous le sustentaculum tali, plaque le calcanéus au talus, ce qui va redresser l'arche interne et limiter l'éversion. Ce phénomène permet un recentrage de l'arrière-pied.

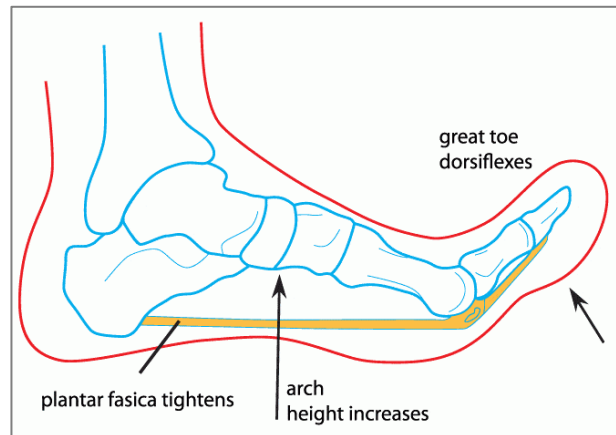


Figure 13 – “Windlass effect”

<https://www.docpods.com/foot-pain-info/the-windlass-mechanism-in-the-foot-and-foot-pain/>

Enfin, le système suro-achilléo-plantaire assure la suspension et le soutien de la cheville et du pied. C'est un système puissant qui absorbe et restitue l'énergie mécanique. Les muscles gastrocnémiens et soléaire s'insèrent sur le calcanéus mais ce système se poursuit jusqu'au pied avec l'aponévrose plantaire qui assure une continuité fibreuse (14)(18).

Fonctionnellement, le pied se comporte comme une « plateforme informative » qui intervient dans la stabilité statique et dynamique (14). Les nombreux capteurs sensoriels présents dans le pied permettent de détecter les déséquilibres et d'induire des réactions posturales semi-automatiques de stabilisation par une boucle de régulation présente au niveau de la moelle, du tronc cérébral et du cervelet (14).

2.1.3 Les muscles intrinsèques du pied

Le pied reçoit les insertions des muscles extrinsèques qui passent en pont au-dessus de la cheville, mais est soutenu par de nombreux petits muscles intrinsèques : le court extenseur des orteils, le court fléchisseur des orteils, le carré plantaire, les interosseux dorsaux et plantaires, les lombricaux ; ainsi que des muscles propres au premier et cinquième rayons : le court fléchisseur de l'hallux, le court extenseur de l'hallux l'abducteur de l'hallux, l'adducteur de l'hallux, le court fléchisseur du cinquième rayon, l'abducteur du cinquième rayon et l'opposant du cinquième rayon (Fig. 14).

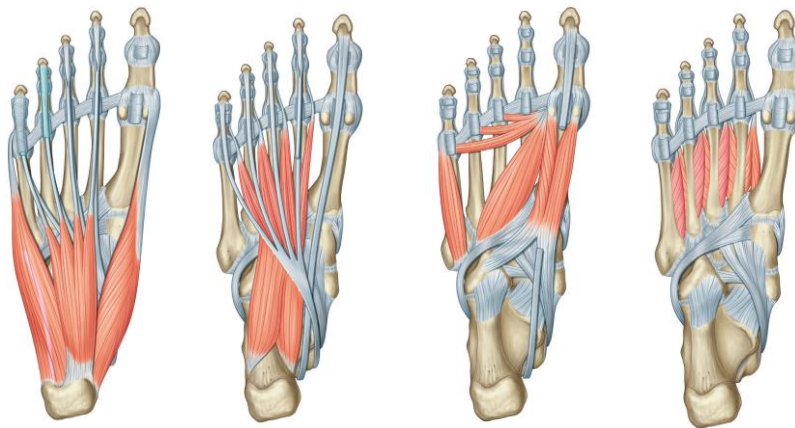


Figure 14 - Les muscles intrinsèques du pied
Gray's Anatomy, 2015

Les muscles intrinsèques du pied ont un fort lien fonctionnel avec les trois arches décrites précédemment. Ils raidissent ou relâchent les arches, ce qui agit sur l'orientation du pied et l'appui des orteils (14). Notamment, les muscles abducteur de l'hallux et court extenseur des orteils qui, en s'insérant sur le calcaneus, vont avoir un rôle de contrôle et de serrage du pied en fin de phase d'appui (14). Les muscles intrinsèques situés sur la face plantaire sont constitués de quatre couches profondément liées à l'aponévrose plantaire. Les deux couches superficielles sont liées aux arches longitudinales interne et externe du pied tandis que les deux couches profondes sont liées à l'arche transversale antérieure (21).

Le pied est un compromis physiologique entre adaptation et stabilité. Lors de mouvements dynamiques, il doit être stable à l'amorti et à la poussée. Cependant, lors de la phase d'appui, il doit pouvoir s'adapter et atténuer les charges (21). Les systèmes actifs permettent ce compromis. Selon McKeon et al. (2015), les muscles intrinsèques du pied forment le « *foot core system* » (21). Ce sont des muscles avec des sections transversales courtes qui donnent des petits bras de levier, ils jouent le rôle de « stabilisateurs locaux » - « *local stabilisers* » -.

Leur rôle est de stabiliser, contrairement aux muscles extrinsèques qui ont des sections transversales et des bras de levier plus grands. Les muscles extrinsèques sont les principaux éléments moteurs du pied – « *global movers* » -, même s'ils assurent également une certaine stabilité de la cheville et du pied comme développé précédemment. Pour que les muscles extrinsèques puissent fonctionner correctement, il faut des muscles intrinsèques fonctionnels pouvant leur assurer une base stable (21).

Pour continuer, les muscles intrinsèques du pied jouent un rôle important dans la proprioception et le contrôle neuromusculaire du pied. Les informations proprioceptives envoyées par les récepteurs sensoriels plantaires sont un élément essentiel à l'équilibre. En effet, ils permettent de fournir des informations sensorielles immédiates lors de l'étirement des différentes structures (21). Sachant que, contrairement aux récepteurs situés dans les systèmes passifs, les récepteurs présents dans les muscles peuvent être modifiés par l'entraînement. Dans leur étude, Janda et al. (2006) montrent que l'entraînement sensori-moteur permet une augmentation de l'apport sensoriel et des capacités d'ajustement musculaire qui en résultent (22).

Ce rôle proprioceptif induit également un rôle adaptatif. D'un point de vue de l'adaptabilité, les muscles intrinsèques du pied contrôlent la déformation de la voûte plantaire. Si ces muscles sont faibles ou ne sont pas sollicités de manière appropriée, l'articulation devient instable et des schémas de mouvements anormaux peuvent survenir pouvant conduire à des blessures du membre inférieur, telles que l'entorse (23).

Enfin, les muscles intrinsèques du pied participent à l'absorption et la restitution de l'énergie lors de la marche et de la course. Ils agissent comme un ressort en stockant et libérant de l'énergie élastique lors de la déformation de la voûte plantaire - notamment lors de la pose du pied au sol - (21).

Suite au développement de ces différents points, il ressort que les systèmes passif et actif du pied ainsi que sa configuration anatomique font de cette structure un élément essentiel dans l'équilibre statique et dynamique. Mais actuellement, les muscles intrinsèques sont peu abordés dans les programmes de rééducation, les interventions pour les pathologies traumatiques de la cheville se concentrent majoritairement sur un renforcement des muscles extrinsèques – en particulier, les muscles fibulaires -. De plus, ils restent peu étudiés par les

chercheurs comparativement aux muscles extrinsèques. Cela est notamment lié à la complexité d'évaluation et d'intervention sur les muscles intrinsèques du pied (21).

2.2 Biomécanique de la marche

La partie précédente a permis de décrire la cheville et le pied de façon analytique mais ces deux structures ont pour fonction principale la locomotion. Le cycle de marche se divise en deux phases (Fig. 15) : la phase d'appui où le pied est en contact avec le sol qui représente 60% du cycle, et la phase oscillante où le pied n'est pas en contact avec le sol qui représente 40% du cycle. Ces deux phases sont ensuite subdivisées chronologiquement en plusieurs sous-phases décrites dans le Tableau I (Fig. 16).

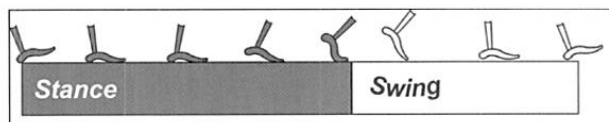


Figure 15 - Les deux phases du cycle de marche
Gait analysis Normal and pathological function, Perry MD.

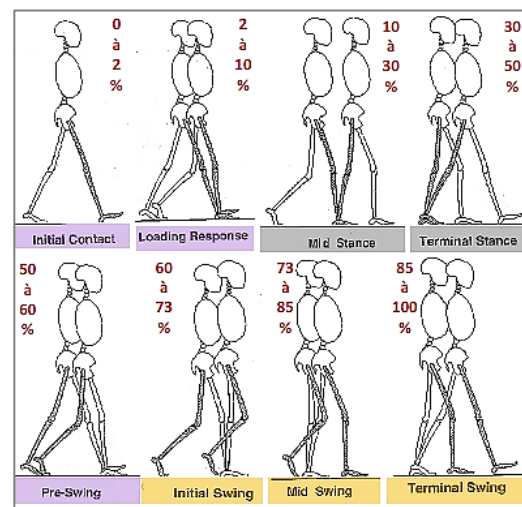


Figure 16 - Les sous-phases du cycle de marche
Gait analysis Normal and pathological function, Perry MD.

Tableau I - Cinétique des articulations du membre inférieur lors du cycle de marche

Phases	Hanche	Genou	Cheville
Initial contact	Flexion	Tendu ou légèrement déverrouillé	Position neutre Le contact se fait avec le talon
Loading response	Flexion	La flexion augmente légèrement pour absorber la contrainte	Le pied se pose au sol par une légère flexion plantaire
Mid stance	La flexion diminue et la hanche est amenée progressivement à 0° d'extension	Il se tend et se verrouille	Le tibia va pivoter au-dessus du talus pendant l'appui unipodal, ce qui va engendrer une flexion dorsale
Terminal stance	L'extension diminue et la hanche est progressivement amenée vers la flexion.	Extension	Le talon se décolle du sol

Pre-swing	La hanche recommence une flexion pour pouvoir permettre la progression du membre oscillant vers l'avant.	Il se déverrouille et repart en flexion	Grande flexion plantaire pour lancer la phase oscillante
Initial swing		Il reste fléchi durant la phase oscillante pour que le pied n'accroche pas au sol	Position neutre pour que le pied n'accroche pas le sol
Mid swing			
Terminal swing		Le genou se tend	

Au niveau de la cheville et du pied, Perry décrit quatre pivots lors de la marche (24) (Fig. 17). Le premier pivot est au niveau du calcaneus, il intervient lors de la phase d'amortissement. Le deuxième pivot est au niveau de l'articulation talo-crurale. Lors de la phase d'appui unipodal, le tibia va progresser au-dessus du pied grâce à un roulement autour de l'articulation. Le troisième pivot est au niveau des articulations métatarso-phalangiennes, il intervient lors de la propulsion. Le quatrième pivot est au niveau des orteils – en particulier l'hallux –, ils sont les derniers éléments en contact avec le sol avant le décolllement du pied (24).

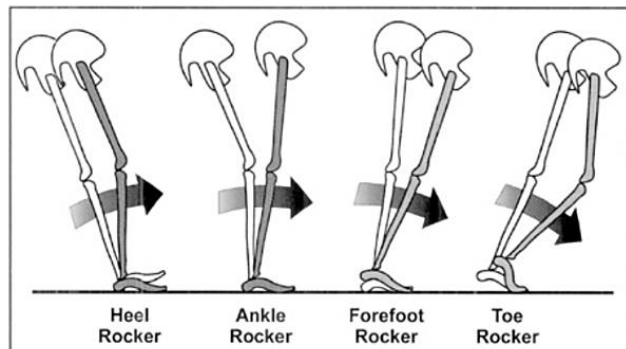


Figure 17 – Les pivots lors de la marche
Gait analysis Normal and pathological function, Perry MD.

Concernant le déroulé du pas, le pied prend contact avec le sol par le talon. L'avant-pied va ensuite prendre appui sur le sol par son côté latéral, les têtes métatarsiennes vont progressivement entrer en contact avec le sol du cinquième métatarsien vers le premier métatarsien. La disposition finale de l'avant pied sera en fonction de la forme du sol et le pied va se verrouiller pour former un ensemble rigide et stable (13)(14).

L'avant-pied est composé des métatarsiens qui forment l'arche antérieure, il joue un rôle important dans l'adaptation et l'amortissement du pied au sol. En effet, l'arche antérieure se déforme lors de la prise d'appui et cela sans modification de l'arrière pied, c'est-à-dire que l'on n'a pas de modification de l'inclinaison du calcaneus par rapport au tibia. Cela est expliqué par le fait que l'avant-pied pivote et s'adapte au cours de l'appui tandis que l'arrière-pied reste fixe (13). Selon Brigaud F., cela est possible grâce à un mécanisme de torsion qui s'effectue entre l'avant-pied et l'arrière-pied autour d'un axe passant par le deuxième ou troisième

métatarsien. Cette torsion induit la formation de « l'arche interne dynamique du pied » qui résulte du travail synergique entre l'avant-pied et l'arrière-pied (13).

Ce rôle d'adaptation est également possible grâce aux configurations des os. L'articulation calcanéocuboidienne et l'articulation talonaviculaire permettent des mouvements inversés. Lorsque le calcaneus part dans un sens, l'avant-pied va s'adapter pour partir dans l'autre sens. Le talus est quant à lui un os ne recevant aucune insertion musculaire, ce qui en fait une pièce osseuse très mobile.

Mais malgré cette capacité d'adaptation dynamique, il arrive pourtant que le pied parte en inversion forcée, atteignant ainsi la limite physiologique permise. En effet, la position de stabilité maximale de la cheville correspond à une flexion dorsale au niveau talocrural, et à une éversion au niveau subtalaire (25). Dès le passage en flexion plantaire, la cheville est donc en « instabilité potentielle ». Elle est également vulnérable en début de phase d'appui car lors de l'attaque du talon au sol, elle est peu protégée par le système musculaire (14). La protection de l'articulation n'étant plus assurée par le système actif, ce sont les structures passives qui peuvent être lésées.

2.3 L'entorse de cheville

2.3.1 Mécanisme lésionnel

Par définition, l'entorse de cheville est une atteinte du plan ligamentaire. Il existe différentes classifications en fonction des critères retenus : le(s) ligament(s) atteint(s), la gravité de la lésion, le tableau clinique ou les signes associés (26). Mann et al. (2002) proposent une classification en trois stades : atteinte légère, modérée ou sévère. Cette classification prend en compte la douleur, le gonflement et l'impotence fonctionnelle (27).

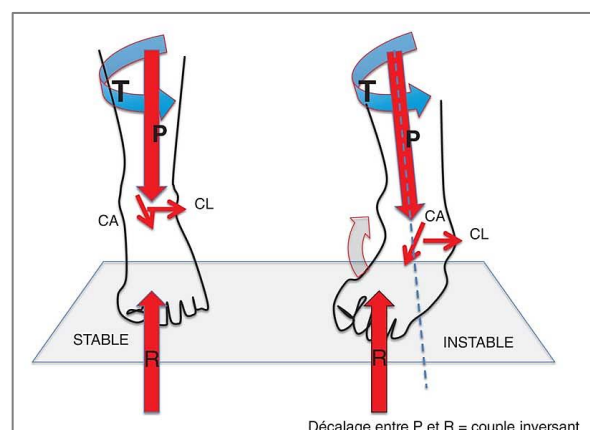


Figure 18 – Forces mises en jeu lors du mécanisme d'entorse de cheville

La cheville instable. Tourné, Mabit et al.

L'étiologie principale des entorses de cheville est un positionnement incorrect du pied lors du contact initial du pied au sol, cela provoque un décalage entre les forces de réaction au sol (R) et les forces liées au poids du corps (P) (14)(26)(28) (Fig. 18). Ce décalage conduit à une torsion

brusque, soudaine et rapide en supination, voire en inversion, autour de l'axe de l'articulation subtalaire (15)(26).

Une autre étiologie, notamment en cas d'antécédents d'entorses, est un temps de réaction retardé des muscles fibulaires. En effet, Vaes et al. (2002) ont montré un temps de réaction des muscles fibulaires de 50 à 70 ms chez des sujets sains contre 80 à 90 ms chez des sujets ayant eu des antécédents d'entorses (29). Dans ce cas, ces muscles ne permettent plus de pré-contraction efficace avant le contact du pied au sol (15)(17).

Les mouvements associés d'inversion, de rotation interne de l'arrière-pied et de rotation externe du tibia viennent mettre en tension les ligaments latéraux de la cheville (15). Lors d'un mouvement de supination, le premier verrou est le ligament interosseux talo-calcanéen au niveau de l'articulation subtalaire. Si ce mouvement se poursuit – avec potentiellement une flexion plantaire, amenant la cheville en inversion –, le second verrou est constitué par le faisceau talo-fibulaire antérieur, puis par le faisceau calcanéo-fibulaire et enfin par le faisceau talo-fibulaire postérieur qui est plus rarement touché (14)(15). En cas d'entorse grave, d'autres structures peuvent être également lésées telles que le ligament tibio-fibulaire antéro-inférieur, le ligament interosseux talo-calcanéen ou le rétinaculum des fléchisseurs.

Selon l'ANAES, l'entorse du ligament collatéral latéral (LCL) de cheville représente 90% des entorses de la cheville (1). Cette prévalence est notamment expliquée par l'anatomie de la cheville : la malléole latérale étant plus basse que la malléole médiale, cela favorise les mouvements d'inversion par rapport à l'éversion. Le faisceau le plus touché sur le plan latéral est le faisceau talo-fibulaire antérieur, il est touché dans 73% des cas, cela est dû à ses particularités anatomiques (26). En effet, ce faisceau empêche le déplacement antérieur du talus, l'inversion excessive et la rotation interne du talus sur le tibia : trois mouvements qui surviennent majoritairement dans le mécanisme de l'entorse. De plus, la tension sur ce ligament augmente considérablement à mesure que la cheville passe de la flexion dorsale à la flexion plantaire. Or, Fong et al. (2009) ont montré que le ligament talo-fibulaire antérieur représente le faisceau pouvant accepter la plus faible charge par rapport aux deux autres faisceaux du LCL (26). Cela explique pourquoi il est plus fréquemment lésé.

2.3.2 Conséquences cliniques

Suite à une entorse de cheville aiguë, il est retrouvé plusieurs signes cliniques plus ou moins présents en fonction de la gravité de la lésion. J-M Coudreuse propose une liste non exhaustive de signes cliniques qui sont : la perception d'un craquement, un gonflement, une impotence fonctionnelle et une douleur aiguë (30).

Dernièrement, un consensus d'experts a développé le *Rehabilitation-Oriented Assessment (ROAST)* qui résume les conséquences anatomiques et fonctionnelles de l'entorse de cheville (3). Tout d'abord, lors de la phase aiguë, la cheville apparaît comme douloureuse et inflammatoire. Les signes de l'inflammation sont présents : rougeur, chaleur, gonflement, douleur. Un hématome peut également apparaître. Ces phénomènes sont des mécanismes de réaction physiologiques suite à une lésion, leur intensité varie en fonction de la gravité de la lésion. L'ensemble des réactions liées à l'inflammation impacte le traitement somatosensoriel du système nerveux central. En effet, les études de Hopkins et al. (2004) et de McVey et al. (2005), montrent la survenue d'un phénomène d'*arthrogenic muscle inhibition* (31)(32). Suite à la lésion, l'apport sensoriel se trouve diminué, ce qui entraîne une faiblesse musculaire. Cette diminution de force impacte la stabilité fonctionnelle de l'articulation.

Au niveau articulaire, il peut être retrouvé des hypomobilités et des hypermobilités. Tout d'abord, il peut être observé des remaniements articulaires et des limitations d'amplitude des différentes articulations de la cheville et du pied. Suite à un traumatisme d'entorse, des modifications positionnelles des os du tarse peuvent être retrouvées, notamment du talus qui peut s'antérioriser (33). A distance du traumatisme, une limitation en flexion dorsale peut être observée (34). Sachant que dans leur étude, Hoch et al. (2011) montrent qu'un déficit en flexion dorsale impacte l'équilibre postural dynamique et représente un facteur de risque de récurrence (35). Enfin, une laxité ligamentaire pathologique peut être observée rendant l'articulation plus ou moins instable.

Au niveau musculaire, il est observé une diminution du volume et de la force musculaire (36)(37). Cela est notamment lié au phénomène d'*arthrogenic muscle inhibition* et dépend de si la cheville a été immobilisée ou non suite à l'entorse. Les muscles peuvent également présenter une raideur liée au processus de protection dynamique des articulations qui intervient lors du traumatisme (3).

Au niveau proprioceptif et fonctionnel, l'équilibre postural statique et dynamique sont impactés. Les fonctions constitutives de la proprioception sont modifiées : la statesthésie – sensibilité à la position de l'articulation –, la kinesthésie – sensibilité au sens du mouvement – et la pallesthésie – sensibilité vibratoire –. La proprioception étant impactée, il est également observé une modification de la biomécanique de la marche. Dans leur étude, Lee et al. (2021) montrent que les paramètres spatio-temporels ainsi que la pose du pied au sol se trouvent perturbés chez une population d'ICC comparativement à une population saine (38). En effet, suite à une entorse, l'information proprioceptive est modifiée ce qui impacte considérablement le contrôle neuromusculaire et par conséquent la stabilité fonctionnelle de la cheville. Cela peut engendrer par la suite une pose du pied au sol qui va être plus externalisée comme le montre Hopkins et al. (2012), majorant alors le risque de récurrence (39).

2.3.3 Traitement

Le traitement de l'entorse de cheville sera envisagé en fonction du diagnostic établi, du tableau clinique et du degré de sévérité de la lésion. Trois types de traitement sont proposés dans le cadre d'une entorse de la cheville : le traitement fonctionnel avec le port ou non d'une orthèse stabilisatrice, le traitement orthopédique avec une immobilisation stricte et le traitement chirurgical.

En première intention, il convient d'appliquer les critères Ottawa qui nous donnent une première indication sur le risque de fracture ou d'arrachement osseux (40). Ensuite, les recommandations actuelles de la HAS pour le traitement aigu de l'entorse de cheville consistent à « lutter contre la douleur et l'œdème, utiliser des techniques ayant pour objectif le gain de mobilité, le recrutement musculaire et l'amélioration de la stabilité par l'intermédiaire d'une reprogrammation neuromusculaire » (41). L'objectif étant de retrouver une cheville sèche et mobile, un système sensorimoteur réactif et des performances fonctionnelles.

Actuellement, il est préconisé de traiter de manière conservatrice les lésions ligamentaires de la cheville de grade I et II avec des exercices fonctionnels travaillant la mobilité, la force, l'équilibre et la proprioception (26). De plus, les preuves récentes montrent qu'une prise en charge fonctionnelle avec une remise en charge précoce diminue plus rapidement les symptômes et fournit de meilleurs résultats qu'une immobilisation rigide pour les grades I et

Il (42). Pour les entorses de grade III, il n'y a pas de consensus de l'efficacité du traitement chirurgical par rapport au traitement conservateur (43).

2.3.4 L'instabilité chronique de cheville

L'entorse de cheville est donc une pathologie fréquente avec un fort taux de récurrence pouvant aller jusqu'à 70% selon certaines études (19). Les conséquences cliniques sont multiples et peuvent représenter la porte d'entrée à une ICC pouvant considérablement impacter la fonction et la qualité de vie des individus. Le mécanisme de cette transition va être explicité dans cette partie.

Tout d'abord, selon la « théorie des systèmes dynamiques » décrite par Davids et al. (2003) et reprise par Wikstrom et al. (2013), l'organisation du mouvement découle de l'interaction entre l'organisme, la tâche et l'environnement (Fig. 19) (5)(44). Lors du mouvement, ces trois systèmes subissent des contraintes. Un système sensorimoteur sain s'adapte continuellement à ses contraintes pour pouvoir réaliser le mouvement, c'est ce que Wikstrom et al. (2013) décrivent comme la « variabilité fonctionnelle » (5)(45).

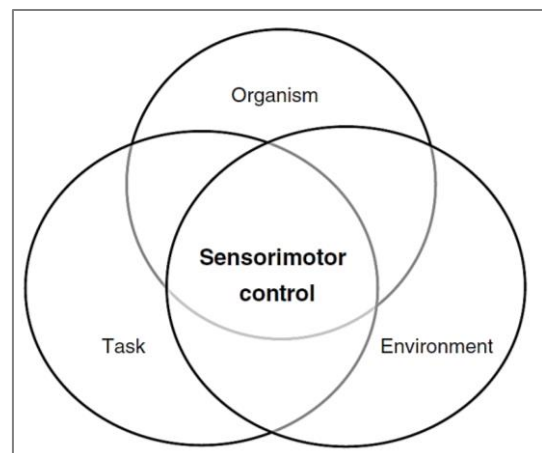


Figure 19 – Dynamic Systems Theory
Wikstrom et al., 2013

Les entorses de cheville augmentent les contraintes liées à l'organisme, elles induisent des déficits des fonctions somatosensorielles, musculaires et proprioceptives. Ces déficits amènent l'individu à développer des mouvements compensatoires modifiant la biomécanique de la cheville (5). Les différentes structures sensorimotrices ne pouvant pas être utilisées correctement, cela rend difficile la réalisation du mouvement et réduit la « variabilité fonctionnelle ». Selon Wikstrom et al. (2013), les individus ayant eu des entorses de la cheville ou souffrant d'ICC disposeraient de moins de « variabilité fonctionnelle » qu'un individu sain (5).

Pour résumer, les blessures impliquent des adaptations qui augmentent les contraintes sensorimotrices, ce qui impacte la fonction de l'individu, ce qui favorise la blessure (Fig. 20). Ce continuum d'invalidité et de désadaptation explique comment une entorse de cheville peut participer à l'installation d'une ICC (5).

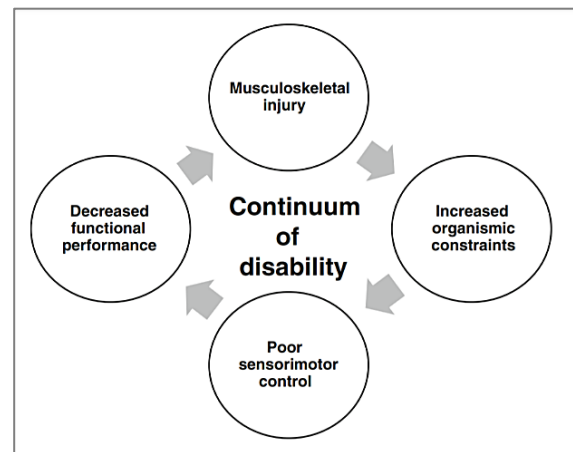


Figure 20 - Continuum of disability
Wikstrom et al., 2013

De plus, selon l'*International Ankle Consortium*, les individus qui subissent une entorse de la cheville ont un risque deux fois plus élevé de se blesser à nouveau dans l'année suivant la blessure initiale (3). D'après Wikstrom, 20% des sujets estiment que leur cheville est instable l'année suivant l'entorse (5). La récidive induit progressivement un certain nombre de séquelles chroniques, telles que la douleur, un gonflement persistant, des sensations d'instabilité de la cheville et de cheville qui « cède » (*giving way*), des blessures récurrentes et des capacités fonctionnelles réduites (3).

Actuellement, la littérature montre que les caractéristiques des individus souffrant d'ICC ne sont pas homogènes. L'étiologie de cette pathologie apparaît comme complexe et d'origine multifactorielle (5)(15). En effet, Wikstrom et al. (2013) et Hertel et al. (2019) considèrent qu'il est peu probable que la laxité ligamentaire, qui apparaît comme l'adaptation la plus évidente suite à une entorse, soit la seule cause d'ICC (5)(8). L'ICC résulte de l'ensemble des éléments décrits dans la partie 2.3.2. Ces éléments conduisent à des adaptations qui initient le « *continuum of disability* ». En effet, si des séquelles se mettent en place, cela va continuer de stresser les structures anatomiques de la cheville et d'entretenir des schémas de mouvement anormaux (5).

Hertel définit l'ICC comme « la survenue d'épisodes répétitifs d'instabilité latérale de la cheville, entraînant de nombreuses entorses de la cheville » (15). L'*International Ankle Consortium* complète cette définition en caractérisant l'ICC par le fait que, 12 mois après une entorse de cheville, l'individu rapporte l'un ou plusieurs des signes suivants : une sensation de cheville instable ; des épisodes répétés d'entorses ; des épisodes ou des sensations de dérobement ou de lâchage (*giving way*) ; des symptômes chroniques persistants - douleur,

gonflement, faiblesse musculaire, déficit d'amplitude de mouvement - ; une fonction auto-déclarée réduite objectivée par un ou plusieurs questionnaire(s) (7)(8).

Hertel propose un premier modèle de l'ICC dans lequel il établit deux causes potentielles (Fig. 21). Il considère que l'ICC peut être causée par deux types d'instabilités : l'instabilité mécanique, l'instabilité fonctionnelle ou à la combinaison de ces deux instabilités (15). L'instabilité mécanique se rapporte à des insuffisances liées à une laxité pathologique, une modification articulaire, un phénomène inflammatoire ou une atteinte

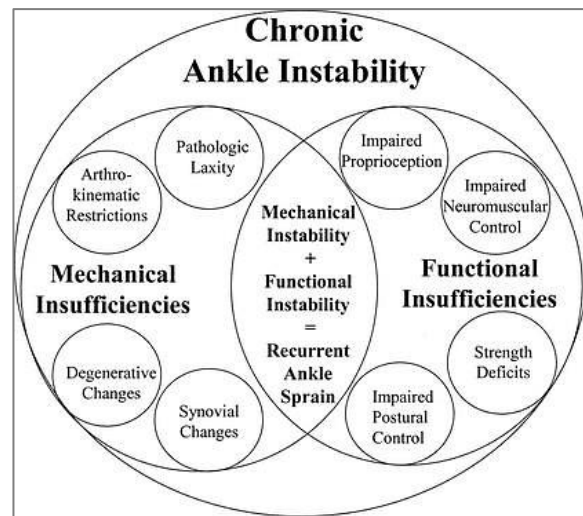


Figure 21 – Modélisation de l'ICC, Hertel 2002
Hertel et al., 2002

dégénérative. L'instabilité fonctionnelle se rapporte à des insuffisances liées à un déficit musculaire, l'équilibre statique et dynamique, la proprioception, le contrôle neuromusculaire, ou le contrôle postural (3)(15). Il actualise ensuite ce modèle avec une conception de l'ICC selon 8 composantes (8)(Fig. 22). Cette mise à jour est considérée sous une approche bio-psycho-sociale avec la considération des facteurs personnels et environnementaux.

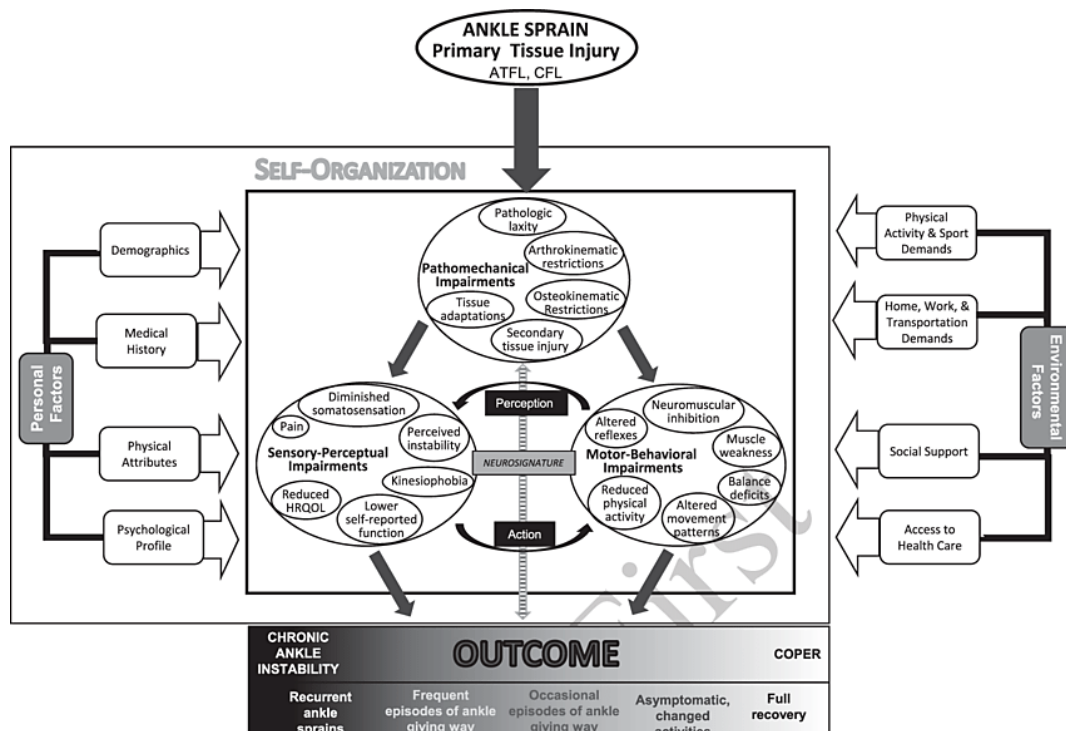


Figure 22 - Modèle de l'ICC, Hertel 2019
Hertel et al., 2019

L'ICC peut être objectivée avec des questionnaires d'instabilité de cheville tels que l'*Ankle Instability Instrument*, le *Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)* et l'*Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI)*. Mais l'ICC impacte considérablement la qualité de vie et la participation à des activités sportives comme le montrent les études de Hubbard-Turner et al. (2015) et Houston et al. (2014) (10)(11)(46). Cet impact peut être évalué grâce à des questionnaires fonctionnels tels que le *Foot and Ankle Ability Measure (FAAM)* et le *Foot and Ankle Outcome Score (FOAM)*(7).

3 Problématique de recherche

Suite aux différents points développés dans le cadre conceptuel, il ressort de la littérature plusieurs éléments importants. L'ICC est un processus complexe et multifactoriel. Cette pathologie a tendance à se développer suite à un contexte d'épisodes répétés d'entorses de cheville. Elle représente l'étape intermédiaire d'un continuum d'invalidité qui a pour point de départ la lésion aiguë – l'entorse – et qui peut atteindre comme finalité la lésion chronique – l'arthrose post-traumatique -, ce qui fait de l'ICC une étape charnière dans l'entrée dans la désadaptation. L'ICC induit des déficits mécaniques et fonctionnels qui impactent considérablement la qualité de vie des individus atteints par cette pathologie. Différentes structures anatomiques sont touchées, notamment la fonction musculaire. En effet, chez les sujets atteints d'ICC, on observe une diminution du volume musculaire des muscles extrinsèques de la cheville mais également des muscles intrinsèques du pied (36)(37)(47).

Actuellement, le traitement de l'ICC se fonde essentiellement sur des protocoles d'équilibre, de proprioception et de renforcement des muscles extrinsèques de la cheville. Mais qu'en est-il des muscles intrinsèques du pied ? C'est par cette réflexion qu'émerge la question de recherche suivante : Quels sont les effets d'un renforcement des muscles intrinsèques du pied sur la prise en charge de l'instabilité chronique de cheville ? Cette question découle d'un questionnement sur l'efficacité de la prise en charge kinésithérapeutique de l'ICC. En effet, la question professionnelle qui transparait est la pertinence pour le kinésithérapeute d'inclure ce type d'intervention dans la prise en charge de l'ICC. Sachant qu'il paraît pertinent d'envisager tous les axes de travail possibles dans l'objectif de proposer une prise en charge la plus adaptée au patient et de répondre au mieux à ses besoins. L'hypothèse est qu'un renforcement des muscles intrinsèques du pied améliore les critères évalués.

4 Matériel et méthode de recherche

Pour répondre à cette problématique, la méthode de recherche va s'organiser sous la forme d'une revue de littérature. L'objectif est de rassembler et d'évaluer de façon critique les contenus scientifiques relatifs à la question de recherche afin de déterminer l'efficacité d'un renforcement des muscles intrinsèques du pied sur la prise en charge d'une population d'ICC.

4.1 Formulation des mots-clés avec le modèle PICO

La question de recherche est de type « intervention », l'outil PICO « Population, Intervention, Comparateur, Outcome » a été utilisé pour définir les différents termes de la question de recherche et pour cibler les mots-clés découlant de celle-ci (48) (Tableau II). Ces mots-clés ont été directement rédigés en anglais car la majorité des bases de données regroupe de la littérature anglophone.

Tableau II - Critères PICO

Critères PICO	Définition des termes	Mots-clés
Population	Adultes souffrant d'instabilité chronique de cheville	<i>"chronic ankle instability" OR "ankle instability"</i>
Intervention	Renforcement des muscles intrinsèques du pied	<i>"intrinsic foot muscle" OR "foot muscle" OR "foot exercise" OR "short foot exercise" OR "program" OR "strengthening" OR "strength training" OR "neuromuscular training" OR "electrostimulation" OR "stimulation"</i>
Comparateur	Aucune intervention ou renforcement des muscles extrinsèques de la cheville	/
Outcome	Effets ou non sur des critères mesurables	/

4.2 Formulation de l'équation de recherche et interrogation des bases de données

Avec la formulation des mots clés, une équation de recherche précise et spécifique à la question de recherche a pu être établie. Il a été choisi de diviser l'équation en trois parties plutôt que deux car cela permettait de cibler spécifiquement : la population, le mode d'intervention et la structure anatomique ciblée. En effet, si l'équation était formulée en deux parties : « instabilité chronique de cheville » et « renforcement des muscles intrinsèques », cela donnait beaucoup de bruit documentaire et certains articles potentiellement intéressants pour la question de recherche n'apparaissaient pas.

Les critères d'inclusion sont déterminés avec les mots-clés obtenus avec l'outil PICO. Les critères d'exclusion sont les articles rédigés dans une langue autre que l'anglais et le français, et les articles parus avant 2010.

La phase initiale de la recherche débute par l'interrogation de différents moteurs de recherche constituant des bases de données relatives aux publications biomédicales tels que : Pubmed et Cochrane. L'avantage de ces bases de données est qu'elles regroupent de la littérature scientifique récente et rédigée en anglais. D'autres bases de données plus spécifiques à la masso-kinésithérapie sont également consultées telles que : Physiotherapy Evidence Database (PEDRO) et Kinédoc. Les équations de recherche appliquées aux différents moteurs de recherche, ainsi que le nombre de résultats obtenus est présenté dans le Tableau III.

En première intention, les filtres « *Meta-analysis* », « *Review* » et « *Systematic Review* » furent appliqués sur le moteur de recherche Pubmed afin de cibler, en priorité, les résultats avec un fort niveau de preuve (48). L'application de ces filtres a donné n = 31 résultats mais aucun de ces résultats ne répondaient aux critères d'inclusion de la question de recherche. La seconde recherche sur le moteur de recherche Pubmed fut donc réalisée avec un seul filtre : « *Results by year : 2010 - 2022* ».

Tableau III – Interrogation des moteurs de recherche

Date de la recherche	Moteur de recherche	Équations de recherche	Nombre de résultats obtenus
29/12/2021	Cochrane	“chronic ankle instability”	1
29/12/2021	Pubmed	(chronic ankle instability OR ankle instability) AND (intrinsic foot muscle OR intrinsic plantar foot muscle OR foot muscle OR foot) AND (exercise OR program OR strengthening OR short foot exercise OR stimulation OR strength training OR neuromuscular training OR electrostimulation)	315
29/12/2021	PEDRO	<i>Abstract and title</i> : foot exercise <i>Therapy</i> : strength training <i>Problem</i> : motor incoordination <i>Body part</i> : foot or ankle <i>Subdiscipline</i> : musculoskeletal <i>Published Since</i> : 2010	8
29/12/2021	Kinedoc	<i>Recherche avancée</i> : (instabilité chronique de cheville) ET (muscles intrinsèques du pied)	1

4.3 Sélection des articles

L'interrogation des différentes bases de données a donné n = 325 publications. Le processus de sélection des articles a débuté avec la lecture des titres. Suite à cette étape, n = 302 publications ont été exclues car la population ou l'intervention ne correspondait pas aux critères déterminés par la question de recherche, ou bien parce que l'étude n'était pas de type « intervention ». Par la suite, n = 5 doublons ont été supprimés. Ensuite, une lecture du résumé des publications restantes (n = 18) fut effectuée, n = 7 publications furent exclues car l'objectif de l'étude, la population ou le contenu des interventions ne correspondait pas aux critères définis. Enfin, les publications restantes (n = 11) ont nécessité une lecture entière de l'article. A l'issue de cette dernière étape, n = 3 articles ont regroupé tous les critères du modèle PICO et furent retenus pour la construction de la revue de littérature. Le détail de ce processus a pu être illustré sous la forme d'un diagramme de flux (Fig. 23).

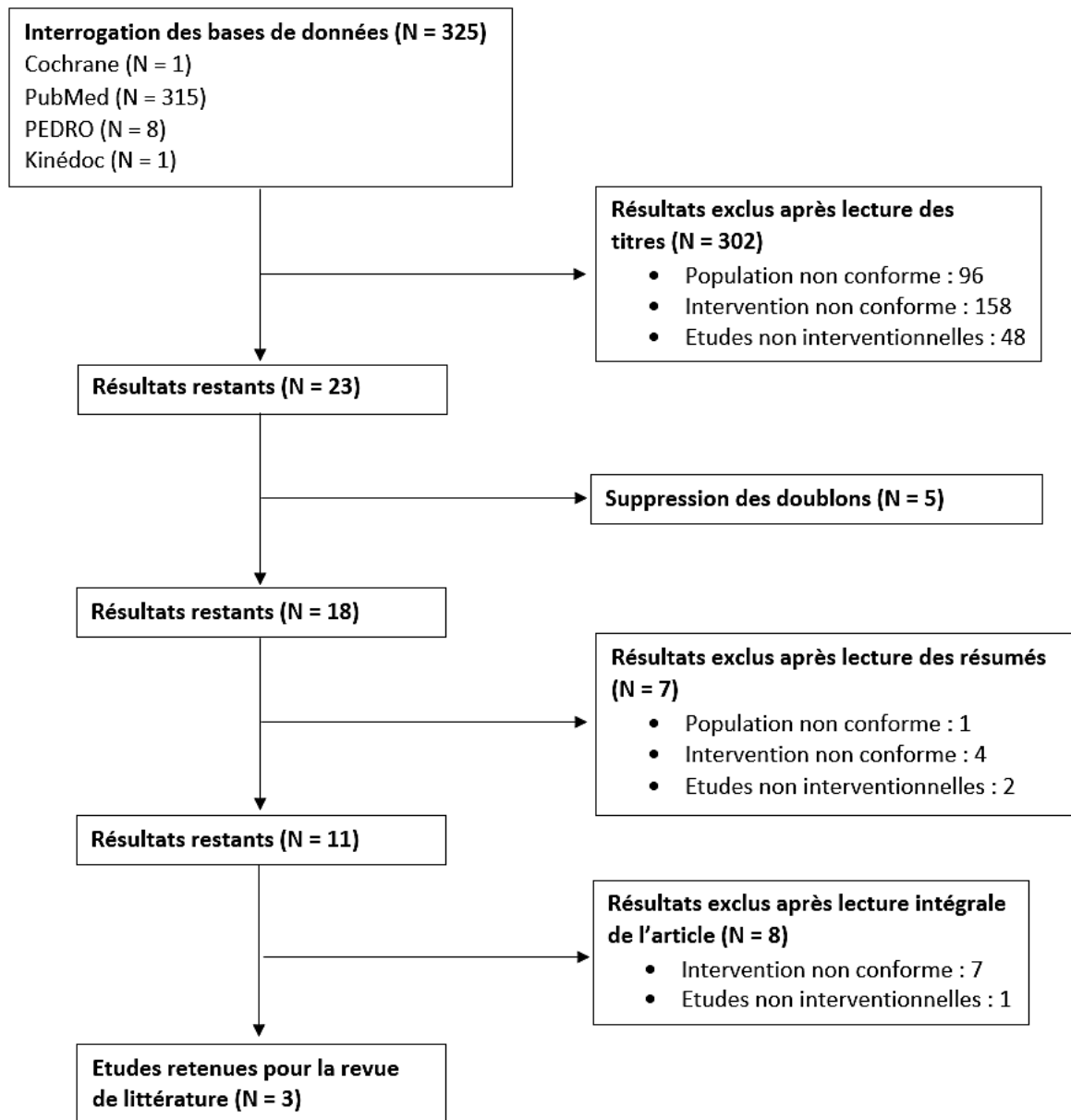


Figure 23 – Diagramme de flux

5 Résultats

5.1 Présentation des articles retenus

Les 3 articles retenus ont été regroupés dans le Tableau IV.

Tableau IV - Synthèse des articles retenus

Titre de l'article	Auteurs	Date de parution	Type d'étude	Score PEDRO
Effects of Combining High-Definition Transcranial Direct Current Stimulation with Short-Foot Exercise on Chronic Ankle Instability: A Pilot Randomized and Double-Blinded Study	Yuanbo Ma, Keyi Yin, Wei Zhuang, Cui Zhang, Yong Jiang, Jin Huang, Brad Manor, Junhong Zhou, Yu Liu	Octobre 2020	Essai contrôlé randomisé	11
Short-Foot Exercise Promotes Quantitative Somatosensory Function in Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial	Eusang Lee, Juchul Cho, Seungwon Lee	Janvier 2019	Essai contrôlé randomisé	9
Effects of a 6-week intrinsic foot muscle exercise program on the functions of intrinsic foot muscle and dynamic balance in patients with chronic ankle instability	Dong-Rour Lee, Young-Eun Choi	Octobre 2019	Essai contrôlé randomisé	5

L'échelle PEDRO a été utilisée pour évaluer la validité interne des articles, c'est-à-dire la fiabilité des conclusions internes des études. Cette échelle permet de donner des indications sur la qualité statistique des études et sur l'interprétabilité de leurs résultats (49). Le détail des critères attribués est développé dans le Tableau V. Deux études ont obtenu un score indiquant un haut niveau de qualité méthodologique – score compris entre 6 et 10 - et une étude a obtenu un score indiquant un niveau de qualité méthodologique modéré – score compris entre 4 et 6 -.

Tableau V - Evaluation méthodologique des articles retenus avec l'échelle PEDRO

Articles	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	Score PEDRO
Ma et al. (2020)	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	10/10
Lee et al. (2019)	✓	✓	✓	✓	X	X	✓	✓	✓	✓	✓	8/10
Lee & Choi (2019)	✓	✓	X	✓	X	X	X	X	✓	✓	X	4/10

5.2 Caractéristiques des articles retenus

5.2.1 Ma Y. et al. (2020)

L'objectif de cette étude est d'évaluer les effets du *Short Foot Exercise* (SFE) combiné à de la stimulation transcrânienne à courant continu haute définition (HD-tDCS) sur la proprioception et l'équilibre dynamique chez des sujets atteints d'ICC (50). La HD-tDCS est une technique non invasive qui module l'excitabilité des régions corticales via de petits courants électriques émis par des électrodes sur le cuir chevelu, cela est combiné avec de la neuro-modélisation. Elle a été réalisée avec le système *Neuroconn* et le logiciel *SimNIBS*. Le SFE est un exercice qui consiste à raccourcir le pied dans le sens antéro-postérieur, c'est-à-dire de ramener la tête du premier métatarsien vers le calcaneus, sans fléchir les orteils (Annexe 1).

Cette étude regroupe n = 28 adultes âgés de 18 à 30 ans, avec 13 hommes et 15 femmes. L'âge moyen est de 21,14 ans ($\pm 2,82$) pour le groupe expérimental et de 20,29 ans ($\pm 1,49$) pour le groupe contrôle. Le poids moyen est de 64,76 kg ($\pm 13,63$) pour le groupe expérimental et de 62,45 kg ($\pm 11,76$) pour le groupe contrôle. Le ratio homme/ femme étant de 7/7 pour le groupe expérimental et de 6/8 pour le groupe contrôle.

Les critères d'inclusion des participants étaient les suivants : antécédent d'une première entorse de cheville plus d'un an avant l'essai, au moins 2 entorses à la même cheville au cours des 3 mois avant l'essai, au moins 2 épisodes de « *giving way* » ou dérobement au cours des 6 mois avant l'essai, un score CAIT (*Cumberland Ankle Instability Test*) inférieur à 24, la capacité de se tenir debout ou de marcher pendant au moins 6 minutes. Les critères d'exclusion étaient : toute maladie neurologique pouvant affecter de manière significative le

contrôle moteur, antécédents de chirurgie ou de fracture des membres inférieurs, participant à un autre programme d'intervention.

Les critères mesurés sont les suivants : la statesthésie/ kinesthésie passives ont été mesurées avec l'*Active Movement Extent Discrimination Apparatus (AMEDA)*. Le participant avait le pied fixé à une plaque inclinable selon 4 angles d'inversion (*position 1 = 10°, position 2 = 12°, position 3 = 14° et position 4 = 16°*). Le participant effectuait 40 essais au total (10 de chacun des 4 déplacements possibles) et devait indiquer dans quelle position il pensait se trouver (position 1, 2, 3 ou 4).

La statesthésie/ kinesthésie actives – également appelé test de reproduction de la position articulaire (*JPR test*) – ont été mesurées avec le dynamomètre isocinétique *CON-TREX®*. Le pied du participant était fixé au dynamomètre. Le test se réalisait les yeux bandés. L'appareil amenait le pied du sujet aléatoirement selon 3 angles possibles (*10° d'inversion, 15° d'inversion et 15° d'éversion*). La position était maintenue 10 secondes puis l'appareil ramenait le pied en position neutre. Le participant devait ensuite placer son pied dans l'angle cible et s'arrêter lorsqu'il pensait avoir atteint cet angle. Le participant était testé 3 fois dans chaque angle.

L'équilibre dynamique a été mesuré dans un premier temps avec le *Y-balance test (YBT)*. 3 tours d'essai ont été effectués pour que le participant se familiarise avec l'exercice, puis les mesures ont été répétées 3 fois avec 1 minute de repos entre chaque essai. La distance pour chacune des trois directions a été mesurée. Dans un deuxième temps, l'équilibre dynamique a été mesuré avec le système *Neurocom Smart Balance Master*. Le participant a été testé dans 6 conditions sensorielles différentes (« *SOT 1 : yeux ouverts sur une surface stable ; SOT 2 : yeux fermés sur une surface stable ; SOT 3 : yeux ouverts avec un environnement visuel référencé au balancement ; SOT 4 : yeux ouverts avec une surface de support référencée au balancement ; SOT 5 : yeux fermés avec une surface de support référencée au balancement ; SOT 6 : yeux ouverts avec un environnement visuel et une surface de support référencés au balancement* » (50)). Le score d'équilibre obtenu indiquait la quantité de balancement dans la direction antéro-postérieure.

Ses mesures ont été effectuées en pré-intervention, puis ont été répétées une fois par semaine tout au long de l'intervention – après la première, la quatrième, la huitième et la

douzième session d'intervention – et une fois par semaine après l'intervention pendant une période de suivi de 2 semaines.

Les participants ont été répartis au hasard dans deux groupes afin de recevoir une intervention de 4 semaines de SFE combinée à une stimulation HD-tDCS pour le groupe expérimental ou combinée à une intervention factice pour le groupe contrôle. L'affectation en double aveugle a pu être assurée en utilisant le « mode aveugle » du logiciel, les participants et les chercheurs ne connaissaient donc pas le type de stimulation administrée. L'intervention était constituée de 12 sessions, réalisées 3 fois par semaine pendant 4 semaines. 4 blocs de SFE ont été réalisés au cours de chaque séance, avec 2 minutes de repos entre chaque bloc. Le SFE a d'abord été réalisé assis, puis debout sur deux jambes, et enfin debout sur une jambe.

5.2.2 Lee E. et al. (2019)

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'amélioration des indicateurs neurosensoriels après un protocole de SFE comparativement à un protocole de proprioception chez des sujets atteints d'ICC (51). Cette étude regroupe $n = 30$ adultes âgés de 20 à 29 ans, avec 15 hommes et 15 femmes. L'âge moyen est de 21,53 ans ($\pm 2,47$) pour le groupe expérimental et de 22,00 ans ($\pm 2,70$) pour le groupe contrôle. Le poids moyen est de 64,21 kg ($\pm 13,68$) pour le groupe expérimental et de 61,34 kg ($\pm 9,56$) pour le groupe contrôle. Le ratio homme/ femme est de 7/8 pour le groupe expérimental et de 8/7 pour le groupe contrôle.

Les critères d'inclusion des participants étaient les suivants : antécédent d'une première entorse de la cheville plus d'un an avant l'essai, un score CAIT inférieur à 24, au moins 2 entorses de la cheville au cours du dernier mois avant l'essai. Les critères d'exclusion étaient : antécédents de chirurgie des membres inférieurs, traitement du membre inférieur au cours du mois précédent, troubles psychiatriques. Les participants ne devaient pas présenter d'entorses dans les 6 semaines suivant le début de l'essai.

Les critères mesurés sont les suivants : la statesthésie/ kinesthésie actives ont été mesurées avec le système *Biodex 4pro*. Le pied du participant était fixé à une plaque de mesure. Le test se réalisait les yeux bandés. L'appareil amenait le pied du sujet aléatoirement selon 2 angles possibles (15° d'inversion et 15° d'éversion). Puis l'appareil ramenait le pied en position

neutre. Le participant devait ensuite placer son pied dans l'angle cible et appuyer sur le bouton d'arrêt lorsqu'il pensait avoir atteint cet angle. Les mesures ont été répétées 3 fois.

Le seuil sensoriel vibratoire – c'est-à-dire la pallesthésie – a été mesuré avec le système *Neurosensory Analyzer-II*. Un capteur de vibration de 12 mm de diamètre était placé perpendiculairement à la malléole médiale. Une vibration de 100 Hz était délivrée, puis était augmentée progressivement jusqu'à ce que le participant détecte la vibration. Les mesures ont été répétées 6 fois.

L'équilibre dynamique a été mesuré avec le système d'équilibre *Biodex SD* et son programme de stabilité posturale équipé d'une plateforme d'équilibre. Le participant devait résister aux mouvements de la plateforme et maintenir son équilibre debout. L'équilibre dynamique a été mesuré pour les niveaux 2 à 6 du programme. Le déplacement de la position du centre de gravité a été utilisé pour le calcul des indices d'équilibre.

L'évaluation de l'ICC a été réalisée à l'aide du questionnaire CAIT qui donne un score sur 30.

Ces mesures ont été effectuées en pré-intervention et post-intervention. L'évaluation a été réalisée avec des évaluateurs en aveugle. Les participants ont été répartis au hasard dans deux groupes : un groupe expérimental devant réaliser le SFE et un groupe contrôle devant réaliser des exercices de proprioception. Dans les deux groupes, les exercices ont été effectués 3 fois par semaine pendant 8 semaines. Pour le groupe expérimental, le SFE était réalisé en 3 séries de 12 répétitions, avec 2 minutes de repos entre chaque série. La contraction devait être maintenue pendant 5 secondes. Pendant les semaines 1 à 4, l'exercice a été réalisé assis, puis pendant les semaines 5 à 8, l'exercice a été réalisé debout. Pour le groupe contrôle, l'exercice consistait à tenir en équilibre unipodal, les yeux ouverts, pendant 30 secondes, suivi d'un repos de 10 secondes, cela répété 4 fois. Pendant les semaines 1 à 2, la surface était un sol stable ; pendant les semaines 3 à 5, la surface était un *Airostep* ; pendant les semaines 6 à 8, la surface était un *Posturomed*.

5.2.3 Lee D-R et Choi Y-E (2019)

L'objectif de cette étude est d'évaluer les effets d'un programme de 6 semaines d'exercices des muscles intrinsèques du pied sur l'activation des muscles intrinsèques du pied et sur l'équilibre dynamique chez des sujets atteints d'ICC (52).

Cette étude regroupe $n = 30$ adultes, 10 hommes et 20 femmes. L'âge moyen est de 20,85 ans ($\pm 1,09$) pour le groupe expérimental et de 20,80 ans ($\pm 0,86$) pour le groupe contrôle. Le poids moyen est de 62,14 kg ($\pm 14,80$) pour le groupe expérimental et de 67,00 kg ($\pm 24,13$) pour le groupe contrôle. Le ratio homme/ femme étant de 5/10 dans les deux groupes.

Les critères d'inclusion des participants étaient les suivants : antécédent d'au moins une entorse de la cheville dont la première est survenue plus d'un an avant l'essai, épisode de *giving way* suite à une entorse de la cheville, un score CAIT inférieur ou égal à 24. Les critères d'exclusion étaient : antécédents de chirurgie des membres inférieurs, fracture des membres inférieurs et immobilisation du pied ou de la cheville pendant 48h ou plus au cours des 6 mois avant l'essai.

Les critères mesurés étaient les suivants : le taux d'activation des muscles abducteur de l'hallux, court fléchisseur des orteils, court fléchisseur de l'hallux et carré plantaire. Ce taux a été mesuré à l'aide d'une sonde échographique pour mesurer l'épaisseur des muscles intrinsèques du pied. La partie la plus épaisse du muscle était déterminée par balayage longitudinal. L'épaisseur du muscle a été mesurée pendant les exercices et au repos, donnant ainsi un ratio d'activation de la mesure « exercice » par rapport à la mesure « repos ». Un ratio d'activation supérieur à 1 indique une augmentation musculaire.

L'équilibre dynamique a été mesuré à l'aide du *Star Excursion Balance Test (SEBT)*. 4 tours d'essai ont été effectués pour que le participant se familiarise avec l'exercice, puis les mesures ont été répétées 3 fois. Les distances pour les directions antérieure, postéro-médiale et postéro-latérale ont été mesurées.

Ces mesures ont été effectuées en pré-intervention et post-intervention. Les participants ont été répartis aléatoirement dans deux groupes : un groupe expérimental effectuant des exercices des muscles intrinsèques du pied et un groupe contrôle n'effectuant aucun exercice.

Le programme d'exercices des muscles intrinsèques du pied du groupe expérimental était composé de trois exercices : un exercice d'écartement des orteils, un exercice d'extension de l'hallux et un exercice d'extension du deuxième au cinquième orteil (Annexe 2). Ces exercices ont été réalisés sous supervision, 3 fois par semaine pendant 6 semaines. Sur une semaine, le temps de contraction était de 3, 8 et 20 secondes. Les séries et répétitions se présentaient comme ceci : 4x15, 4x8 et 4x3. Pendant les semaines 1 à 2, l'exercice a été réalisé assis ;

pendant les semaines 3 à 4, l'exercice a été réalisé debout ; pendant les semaines 5 à 6, l'exercice a été réalisé debout sur un pied.

Tableau VI - Synthèse des caractéristiques des études

Articles	Caractéristiques des participants	Protocole réalisé
Ma et al. (2020)	<u>Population totale</u> : n = 28, première entorse survenue il y a plus d'un an, au moins 2 entorses au cours des 3 derniers mois, épisode autodéclaré de <i>giving way</i> au cours des 6 derniers mois, CAIT < 24. <u>Groupe 1 (G1)</u> : n = 14, moyenne d'âge = 21,14 ($\pm 2,82$), poids moyen = 64,76 ($\pm 13,63$), ratio H/F = 7/7 <u>Groupe 2 (G2)</u> : n = 14, moyenne d'âge = 20,29 ($\pm 1,49$), poids moyen = 62,45 ($\pm 11,76$), ratio H/F = 6/8	<u>Durée</u> : 4 semaines <u>G1</u> : stimulation transcranienne + SFE, 12x4 (répétitions x séries), 3 fois par semaine, 3 niveaux de difficulté <u>G2</u> : stimulation factice + SFE, 12x4, 3 fois par semaine, 3 niveaux de difficulté
Lee et al. (2019)	<u>Population totale</u> : n = 30 participants, première entorse survenue il y a plus d'un an, au moins 2 entorses au cours du dernier mois, CAIT < 24. <u>G1</u> : n = 15, moyenne d'âge = 21,53 ($\pm 2,47$), poids moyen = 64,21 ($\pm 13,68$), ratio H/F = 7/8 <u>G2</u> : n = 15, moyenne d'âge = 22,00 ($\pm 2,70$), poids moyen = 61,34 ($\pm 9,56$), ratio H/F = 8/7	<u>Durée</u> : 8 semaines <u>G1</u> : SFE, 12x3, 3 fois par semaine, 2 niveaux de difficulté <u>G2</u> : proprioception, 4x3, 3 fois par semaine, 6 niveaux de difficulté
Lee & Choi (2019)	<u>Population totale</u> : n = 30, première entorse survenue il y a plus d'un an, expérience autodéclarée de cheville qui cède, CAIT ≤ 24. <u>G1</u> : n = 15, moyenne d'âge = 20,85 ($\pm 1,09$), poids moyen = 62,14 ($\pm 14,80$), ratio H/F = 5/10 <u>G2</u> : n = 15, moyenne d'âge = 20,80 ($\pm 0,86$), poids moyen = 67,00 ($\pm 24,13$), ratio H/F = 5/10	<u>Durée</u> : 6 semaines <u>G1</u> : 3 exercices de renforcement des muscles intrinsèques du pied, 4x15/ 4x8/ 4x3, 3 fois par semaine, 3 niveaux de difficulté <u>G2</u> : aucun exercice

5.3 Résultats des articles retenus

5.3.1 Ma Y. et al. (2020)

Le résultat principal recherché est l'effet d'un protocole de SFE couplé à de la stimulation transcrânienne à courant continu haute définition (HD-tDCS) sur les critères suivants : la statesthésie, la kinesthésie et l'équilibre dynamique. Pour cette étude, il sera porté plus d'attention aux résultats du groupe contrôle compte tenu de la question de recherche.

Pour la statesthésie et la kinesthésie, avec le premier test *AMEDA*, il a été observé un effet significatif du temps sur les 2 groupes (*main effect of time*), c'est-à-dire qu'il existe des différences significatives entre les mesures répétées ($F = 16,240$; $p = 0,001$) avec une taille d'effet de 0,384 indiquant un effet de groupe important. Dans le groupe expérimental, le score *AMEDA* s'est amélioré à la semaine 3 ($p = 0,002$) et cette amélioration s'est maintenue jusqu'à la semaine 6 ($p < 0,008$). Dans le groupe contrôle, le score *AMEDA* s'est amélioré à la semaine 4 et à la semaine 5 ($p < 0,001$). Avec le deuxième test *JPR*, il a été observé une différence significative entre les groupes et dans le temps (*time x group effect*) dans le sens de l'inversion à 15° ($F = 2,344$; $p = 0,029$), avec une taille d'effet de 0,102 indiquant un effet de groupe moyen. Pour le groupe expérimental, une différence significative en intragroupe a pu être observée pour l'inversion à 15° à la semaine 3 et 6, et pour l'éversion à 15° à la semaine 5 et 6 ($p < 0,05$). Pour le groupe contrôle, une différence significative en intragroupe a pu être observée pour l'éversion à 15° à la semaine 3, 5 et 6 ($p < 0,05$).

Pour l'équilibre dynamique, avec le premier test *YBT*, il a été observé une différence significative entre les groupes et dans le temps pour les semaines 4, 5 et 6 ($F = 2,746$; $p = 0,044$), avec une taille d'effet de 0,096 indiquant un effet de groupe moyen. Pour le groupe expérimental, il a été observé une différence significative en intragroupe, le score du *YBT* s'est amélioré à la semaine 2 ($p = 0,004$) et cette amélioration s'est maintenue jusqu'à la semaine 6 ($p = 0,042$). Pour le groupe contrôle, aucune différence significative en intragroupe n'a été observée. Avec le deuxième test, il a été observé une différence significative entre les groupes et dans le temps pour les conditions SOT 4 ($F = 4,761$; $p = 0,002$) avec une taille d'effet de 0,155 indiquant un effet de groupe important, SOT 5 ($F = 4,030$; $p = 0,005$) avec une taille d'effet de 0,134 indiquant un effet de groupe moyen et SOT 6 ($F = 2,586$; $p = 0,050$) avec une taille d'effet de 0,090 indiquant un effet de groupe moyen. Pour le groupe contrôle, il a été

observé une différence significative en intragroupe pour la condition SOT 6 sur la semaine 4 et 5.

5.3.2 Lee E. et al. (2019)

Le résultat principal recherché est l'effet d'un protocole SFE comparativement à un protocole proprioceptif sur les critères suivants : la statesthésie, la kinesthésie, le seuil sensoriel vibratoire, l'équilibre dynamique et le score CAIT.

Pour la statesthésie et kinesthésie, il a été observé une différence significative entre les groupes et dans le temps dans le sens de l'éversion ($F = 4,543, p < 0,05$), avec une différence moyenne intragroupe de $2,36^\circ$ pour le groupe SFE et de $1,5^\circ$ pour le groupe proprioception (ou groupe contrôle), avec une taille d'effet de 0,14 indiquant un effet de groupe important. En revanche, il n'y a pas eu de différence significative entre les groupes et dans le temps dans le sens de l'inversion, avec une différence moyenne intragroupe de $1,12^\circ$ pour le groupe SFE et de $0,56^\circ$ pour le groupe contrôle.

Pour le seuil de détection des vibrations, il a été observé une différence significative entre les groupes et dans le temps ($F = 8,280, p < 0,01$). Le seuil a diminué de $1,75 \mu\text{m/s}$ pour le groupe SFE, et de $0,86 \mu\text{m/s}$ pour le groupe contrôle, avec une taille d'effet de 0,227 indiquant un effet de groupe important.

Pour l'équilibre dynamique, il a été observé une différence significative entre les groupes et dans le temps ($F = 6,666 ; F = 4,585 ; F = 5,207 ; p < 0,05$) pour les 3 indices d'équilibre du test. L'indice d'équilibre global a diminué de 2,12 cm pour le groupe SFE et de 1,05 cm pour le groupe contrôle, avec une taille d'effet de 0,192 indiquant un effet de groupe important. L'indice d'équilibre médio-latéral a diminué de 1,86 cm pour le groupe SFE et de 1,06 cm pour le groupe contrôle, avec une taille d'effet de 0,141 indiquant un effet de groupe important. L'indice d'équilibre antéro-postérieur a diminué de 1,70 cm pour le groupe SFE et de 1,0 cm pour le groupe contrôle, avec une taille d'effet de 0,15 indiquant un effet de groupe important.

Pour l'instabilité de cheville, il a été observé une différence significative entre les groupes et dans le temps ($F = 6,890, p < 0,05$). Le score CAIT a augmenté de 5,33 points pour le groupe SFE et de 3,44 points pour le groupe contrôle, avec une taille d'effet de 0,197 indiquant un effet de groupe important.

5.3.3 Lee D-R et Choi Y-E (2019)

Le résultat principal recherché est l'effet d'un protocole de renforcement des muscles intrinsèques du pied sur les critères suivants : le taux d'activation des muscles intrinsèques du pied et l'équilibre dynamique.

Pour le ratio d'activation musculaire, le groupe expérimental a montré des différences significatives en intragroupe ($p < 0,05$) des muscles abducteur de l'hallux, court fléchisseur de l'hallux, carré plantaire pour l'exercice d'écartement des orteils ; des muscles abducteur de l'hallux et court fléchisseur des orteils pour l'exercice d'extension de l'hallux ; et des muscles court fléchisseur des orteils et court fléchisseur de l'hallux pour l'exercice d'extension des orteils. Aucune différence significative en intragroupe n'a été observée pour le groupe contrôle.

Pour l'équilibre dynamique, le groupe expérimental a montré une différence significative en intragroupe dans le score du test SEBT ($p < 0,05$), le groupe contrôle n'a montré aucune différence significative en intragroupe. Le groupe expérimental a montré une amélioration plus significative par rapport au groupe contrôle ($p < 0,05$).

6 Discussion

L'objectif de cette revue de littérature est de déterminer si un renforcement des muscles intrinsèques du pied a un effet sur la prise en charge de l'ICC. L'hypothèse étant qu'un renforcement de ces muscles améliore les critères évalués. Les résultats obtenus montrent une amélioration des critères suivants : la proprioception, le score CAIT et le taux d'activation des muscles intrinsèques du pied. L'équilibre dynamique se trouve amélioré dans deux des trois essais contrôlés randomisés.

6.1 Analyse des résultats

Dans la partie précédente, les résultats sont présentés statistiquement à l'aide de la valeur statistique p . Si la valeur p est inférieure à 0,05, cela signifie que le résultat est statistiquement significatif et que l'on rejette l'hypothèse nulle (H_0) selon laquelle la différence notée entre les groupes est liée au hasard (53). La valeur p donne donc une première indication sur l'efficacité de l'intervention. Mais, les résultats peuvent également être interprétés sous un abord clinique. En effet, dans les études de Ma et al. (2020) et de Lee et al. (2019), la taille d'effet est précisée ce qui permet une interprétation supplémentaire sur l'amplitude et la

correspondance clinique des résultats (54). Plus la taille d'effet est importante, plus l'ampleur de l'intervention sera importante. Enfin, pour déterminer si un traitement apporte des effets ou non, il est possible de calculer la différence moyenne (DM) au sein d'un groupe – c'est-à-dire la DM intragroupe – ou bien entre deux groupes – c'est-à-dire la DM intergroupe - (55). Pour la DM intragroupe, cela revient à faire la différence entre la valeur finale et la valeur initiale. Pour la DM intergroupe, cela revient à faire la différence entre la DM intragroupe du groupe expérimental et la DM intragroupe du groupe contrôle. Si la DM intragroupe est positive, cela indique qu'il y a eu une amélioration du critère, et si cette différence est négative, cela indique qu'il n'y a pas eu d'amélioration du critère, voire une régression. Si la DM intergroupe est positive, cela indique que l'amélioration des critères est plus importante dans le groupe expérimental que dans le groupe contrôle.

A partir du calcul des DM (Annexe 3), les résultats de cette revue de littérature sont présentés sous la forme de taux de variation exprimé en pourcentage afin de faciliter la lecture, la compréhension et la synthèse des résultats. Cela est notamment conseillé lorsque qu'un même critère est mesuré avec des outils différents, ce qui est le cas pour les trois ECR de cette revue. Les résultats des études ont donc pu être synthétisés dans le Tableau VII.

Tableau VII - Synthèse des résultats

Articles	Statesthésie et kinesthésie passives	Statesthésie et kinesthésie actives	Pallesthésie	Activation musculaire	Equilibre dynamique	CAIT
Ma et al. (2020)	Amélioration clinique (pas de descriptif précis des données statistiques)	10° inversion : +19% 15° inversion : +7% 15° éversion : +38%*			<u>Test 1</u> : pas d'amélioration clinique (pas de descriptif précis des données statistiques) <u>Test 2</u> : SOT 1 : -1% SOT 2 : +1% SOT 3 : -1% SOT 4 : -2% SOT 5 : +2% SOT 6 : +4%*	
Lee et al. (2019)		Inversion : +30% Eversion : +60%*	+42%*		Indice d'équilibre global : +50%* Indice d'équilibre médio-latéral : +55%* Indice d'équilibre antéro-latéral : +55%*	+25%*
Lee & Choi (2019)				Abducteur de l'hallux : +10%* ; +7%* ; +6% Court fléchisseur des orteils : +9% ; +14%* ; +14%* Court fléchisseur de l'hallux : +5%* ; +3% ; +6%* Carré plantaire : +6%* ; +4% ; +4% <i>Les résultats sont présentés en fonction des 3 exercices comme suit : écartement des orteils ; extension de l'hallux ; extension des orteils</i>	+6%*	

* : statistiquement significatif

Dans l'étude de Ma et al. (2020), il est observé une amélioration de la statesthésie/ kinesthésie passives mais celle-ci a été mesurée uniquement dans le sens de l'inversion et non de l'éversion. Il aurait été intéressant de mesurer ces deux mouvements contraires afin de comparer les résultats. De plus, ces résultats interrogent car pour le critère « statesthésie/ kinesthésie passives », il est observé une amélioration de l'inversion mais pour le critère « statesthésie/ kinesthésie actives », il est observé une amélioration de l'éversion. Pour l'inversion, il semblerait que la perception d'un « mouvement passif ou non volontaire » soit plus déficitaire que la perception d'un « mouvement actif ou volontaire », ce qui pourrait justifier une plus grande difficulté à percevoir et donc à contrôler sa cheville lorsqu'elle est mise en mouvement de façon non volontaire. Cette différence pourrait également s'expliquer par le fait que l'inversion est le mouvement lésionnel de l'entorse, ce qui induirait une moins bonne perception dans cette amplitude de mouvement. Pour la statesthésie/ kinesthésie actives, l'étude de Ma et al. (2020) rejoint les résultats de l'étude de Lee et al. (2019). Il est observé des améliorations dans le sens de l'inversion et de l'éversion, mais les résultats de l'éversion ont eu une progression double comparativement à l'inversion. Ensuite, pour l'équilibre dynamique, il est observé une amélioration des conditions SOT 4, SOT 5 et SOT 6 pour le groupe « HD-tDCS + SFE » et de la condition SOT 6 pour le groupe « SFE ». Ces conditions sont celles où la surface est instable et où l'entrée visuelle est perturbée ou supprimée, ce sont également les conditions les plus difficiles. L'amélioration observée concerne donc plus l'aspect proprioceptif comme l'entrée visuelle ne pouvait pas être utilisée, ce constat semble mettre en évidence une tendance à la dépendance visuelle chez les sujets atteints d'ICC. En revanche, le YBT ne montre pas d'amélioration du groupe SFE, ce qui contredit les résultats de l'étude de Lee & Choi (2019) où l'on observe une amélioration significative. Cela peut être expliqué par le fait que l'indice utilisé était une moyenne des distances des trois directions du test, cela signifie que s'il existe un déficit dans une des directions, cela peut fortement influencer la moyenne. Or Hoch et al. (2011) montrent qu'un déficit de flexion dorsale – séquelle fréquemment rencontrée suite à une entorse de cheville - impacte la distance antérieure pour le SEBT (35). Un faible score de la distance de portée antérieure a pu influencer le score YBT dans l'étude de Ma et al. (2020).

L'étude de Lee et al. (2019) a l'avantage d'avoir évalué les différentes composantes de la proprioception : la statesthésie, la kinesthésie et la pallesthésie. L'amélioration des critères

évalués se trouvent quasiment doublés comparativement au groupe « proprioception ». Néanmoins, on observe des améliorations dans le groupe « proprioception », ce qui incite à réfléchir sur l'intérêt de combiner ces deux types d'intervention dans la prise en charge de l'ICC.

Dans l'étude de Lee & Choi (2019), on observe une amélioration de l'activation musculaire pour tous les muscles intrinsèques du pied évalués. En revanche, il est observé que l'amélioration d'un même muscle diffère en fonction de l'exercice. Cela soutient l'intérêt d'un protocole de renforcement des muscles intrinsèques du pied composé de différents exercices afin de solliciter les différents muscles. De plus, dans cette étude, le protocole n'inclut pas le SFE et il est observé que le muscle carré plantaire a une amélioration moindre par rapport aux autres muscles. On pourrait supposer que le carré plantaire serait peut-être plus sollicité lors d'un exercice de SFE.

Au final, les résultats obtenus sont les suivants : la proprioception se trouve améliorée dans les études de Ma et al. (2020) et de Lee et al (2019). L'étude de Lee & Choi (2019) montre une amélioration du taux d'activation de tous les muscles intrinsèques du pied. Quant à l'équilibre dynamique, les résultats sont plus controversés. Les études de Lee et al. (2019) et Lee & Choi (2019) montrent une amélioration de l'équilibre dynamique alors qu'aucune amélioration n'a été observée dans l'étude de Ma et al. (2020). Enfin, seule l'étude de Lee et al. s'est intéressée au score CAIT pour lequel on observe une amélioration.

6.2 Forces, limites et biais de la revue de littérature

Les points forts et les points faibles de cette revue de littérature vont être développés dans cette partie. L'un des enjeux lors de la construction d'une revue de littérature est d'avoir conscience des biais potentiels qui influencent les résultats des études et donc qui influencent également la généralisation de ces résultats et l'application de l'intervention dans la pratique clinique professionnelle.

6.2.1 Relatifs à la question de recherche

Tout d'abord, une des particularités de la question de recherche est qu'elle ne cible pas d'*outcomes* préalablement définis. Ce choix est justifié par la volonté de ne vouloir écarter aucun critère mesurable caractéristique de l'ICC. Cela permet également de mettre en évidence la diversité des éléments pouvant être considérés dans la prise en charge de l'ICC.

Mais le fait de ne pas avoir *d'outcomes* définis ne garantit pas une utilisation strictement conforme de l'outil « PICO » et favorise le bruit documentaire. Ensuite, l'équation de recherche a permis de cibler les publications répondants à la question de recherche mais celle-ci a généré beaucoup de résultats sur Pubmed (n = 315). Un grand nombre de publications a été éliminé suite à la lecture des titres (n = 302). Cette équation aurait probablement pu être optimisée afin de réduire le nombre de résultats non pertinents.

Une autre particularité de la question de recherche concerne la modalité d'intervention. En effet, les exercices de renforcement des muscles intrinsèques du pied utilisés dans les études activent les muscles intrinsèques plantaires mais il n'est pas exclu que ces derniers impliquent également une activation des muscles extrinsèques tels que le muscle long fléchisseur de l'hallux et le muscle long fléchisseur des orteils lors de la réalisation des exercices. La réalisation des exercices à l'aide de matériel permettrait éventuellement de mieux isoler les muscles intrinsèques du pied.

Pour continuer, à la phase initiale de la recherche, quatre bases de données furent interrogées. Trois bases de données regroupaient de la littérature scientifique rédigée principalement en anglais, ce qui assure une plus grande pertinence pour la recherche étant donné que la majorité des référencements d'articles est en anglais. D'autres bases de données supplémentaires auraient pu être exploitées pour permettre de regrouper plus de résultats même si le choix des bases de données utilisées reste subjectif, et que dans cette revue, il a été choisi de privilégier deux bases de données biomédicales et deux bases de données spécifiques à la kinésithérapie.

Puis, le choix d'exclure les articles parus avant 2010 a pu écarter un certain nombre de résultats mais ce choix assure des articles récents et donc potentiellement plus à jour scientifiquement. Cela rejoint un des avantages de cette revue de littérature qui est que les trois ECR retenus ont des dates de parution après 2018. En revanche, le nombre d'articles retenus reste faible, un plus grand nombre d'articles aurait apporté plus de pertinence et de poids à cette revue. Ce faible nombre peut être dû aux biais méthodologiques, néanmoins, les dates récentes de parution des articles semblent indiquer que la question de recherche de cette revue est un sujet qui intéresse depuis peu et dont la recherche est probablement en développement actuellement.

Concernant l'évaluation de la qualité méthodologique des articles, celle-ci a été réalisée avec l'échelle PEDRO qui nous renseigne sur la validité des conclusions d'une étude mais dont le score attribué ne renseigne pas sur l'efficacité clinique d'un traitement. En effet, l'article de Ma et al. (2020) a obtenu un score de 10/10 sur l'échelle PEDRO mais cela n'assure pas forcément une pertinence clinique de l'intervention. C'est pourquoi dans cette revue de littérature l'analyse des résultats a été complétée par le calcul et l'analyse des tailles d'effet et des DM pour rendre compte de l'intérêt clinique de l'intervention. Concernant les scores attribués, l'étude de Ma et al. (2020) a un score de 10/10 et celle de Lee et al. (2019) a un score de 8/10, ce qui correspond à un haut niveau de qualité méthodologique. En revanche, l'étude de Lee & Choi (2019) a un score de 4/10, ce qui correspond à un niveau modéré de qualité méthodologique, cette étude a donc moins de poids méthodologiquement que les deux autres études. Ce critère est à prendre en compte pour l'analyse des résultats. Mais le score final PEDRO ne précise pas la nature des biais, or certains biais apparaissent comme plus importants que d'autres. En effet, lorsqu'on s'intéresse à la nature des biais, on remarque que les études de Lee et al. (2019) et Lee & Choi (2019) ne valident pas les critères 5 et 6 relatifs à la mise en aveugle des participants et des thérapeutes. Cela représente un biais de performance qui est un des biais les plus importants et pouvant avoir une réelle influence sur les résultats de l'étude.

6.2.2 Relatifs aux articles retenus

Des limites et des biais liés aux caractéristiques internes et à la qualité des articles sélectionnés sont présents. Ces biais sont des facteurs limitant la validité interne des études.

Tout d'abord, les articles retenus sont tous des ECR. Les ECR ont un niveau de preuve inférieur à la littérature de synthèse composée des Recommandations pour la Pratique Clinique, des méta-analyses et des revues systématiques (56). La littérature de synthèse aurait apporté un plus haut niveau de preuve à cette revue de littérature mais les ECR représentent néanmoins une méthode de référence pour évaluer l'impact d'une intervention en santé (48). De plus, la nature des articles étant similaire, cela permet une analyse cohérente des résultats.

Concernant le contenu des articles, ces derniers regroupent un faible nombre de sujets (< 30), ce qui limite la généralisation des résultats à la population ciblée. De plus, dans l'étude de Ma Y et al. (2020), deux participants n'ont pas terminé l'étude. Cela pourrait présenter un biais d'attrition mais le pourcentage d'abandon étant inférieur à 10% et les causes n'étant pas liées

à l'intervention, le biais est donc négligeable (57). Les critères d'inclusion sont relativement similaires entre les études. Cela permet d'être représentatif de la population ciblée. De plus, toutes les études ont adopté une répartition aléatoire des sujets, ce qui limite le biais de sélection.

Concernant la mise en aveugle, l'étude de Ma et al. (2020) a pu être réalisée en double aveugle, ce qui limite fortement les biais de performance. Néanmoins dans cette étude, 9 des 14 participants du groupe expérimental et 7 des 14 participants du groupe contrôle ont deviné qu'ils avaient reçu le HD-tDCS (50). Dans les études de Lee et al. (2019) et Lee & Choi (2019), la mise en aveugle des sujets est relative, la répartition aléatoire était bien respectée mais il était possible pour les sujets de deviner à quel groupe ils appartenaient selon les exercices réalisés.

Enfin, un élément non négligeable est l'hétérogénéité des protocoles en termes de durée et de contenu. Les durées varient entre 4, 6 et 8 semaines et le contenu des protocoles diffère selon le nombre de séries et de répétitions, et les niveaux de difficultés. Les études de Ma et al. (2020) et de Lee et al. (2019) ont utilisé l'exercice du *Short Foot Exercise*, ce qui n'est pas le cas de l'étude de Lee & Choi (2019) qui a utilisé un protocole composé de 3 exercices différents. Cela représente un biais pour l'analyse des résultats.

6.2.3 Relatifs à l'interprétation statistique et clinique des résultats

Une des limites les plus importantes pour l'analyse et l'interprétation des résultats est que l'évaluation des critères se fait avec des outils différents entre les études, c'est pourquoi les résultats ont été présentés sous la forme de taux de variation exprimé en pourcentage.

Pour continuer, la majorité des études a fait le choix d'évaluer des critères anatomiques et proprioceptifs mais seule l'étude de Lee E et al. (2019) s'est intéressée à un critère fonctionnel : le CAIT. Il s'agit d'un auto-questionnaire fonctionnel évaluant la gravité de l'ICC (58). Ce critère aurait sans doute mérité d'être plus évalué car il représente le critère le plus fonctionnel et représentatif de l'impact de l'ICC sur le quotidien du patient. De plus, dans l'étude, ce score s'est amélioré dans les deux groupes. Suite à l'intervention, les scores ont dépassé le *cutoff* de 24 sachant qu'un score inférieur à 24 indique une ICC.

Concernant la mise à disposition des résultats, l'étude de Ma Y et al. (2020) ne met pas à disposition les données statistiques précises de deux critères : la statesthésie et l'équilibre

dynamique, les résultats sont représentés sous forme de graphique. La comparaison intragroupe n'a donc pas pu être réalisée, cela peut représenter un biais de report avec une relative rétention d'information.

Pour finir, un des principaux critères que l'on pourrait s'attendre à évaluer suite à un renforcement est la force musculaire. Or ce critère n'est présent dans aucune des études. L'évaluation de la force musculaire des muscles intrinsèques du pied apparaît comme relativement complexe étant donné que ces muscles ont une surface anatomique réduite et des petits bras de leviers internes au pied.

6.3 Perspectives et pistes de réflexion

Cette revue de littérature avait pour objectif d'évaluer le réel intérêt d'un renforcement des muscles intrinsèques sur la prise en charge de l'ICC. Au vu des résultats obtenus, ce type d'intervention améliore les critères de proprioception, d'activation musculaire et du questionnaire fonctionnel CAIT. L'amélioration de l'équilibre dynamique reste plus controversée. Cela incite à la réalisation d'études complémentaires qui mesurerait ce critère.

Concernant l'applicabilité clinique de cette étude, premièrement, le rapport coût/ efficacité rend facilement applicable ce type d'intervention. En effet, certains exercices peuvent être réalisés sans matériel et le degré de difficulté peut être géré par le patient en faisant varier les positions : assis, debout en appui bipodal, debout en appui unipodal. Néanmoins, la réalisation du SFE peut paraître compliquée dans la perception lors des premières réalisations, il est alors possible d'utiliser des feed-back pour faciliter l'assimilation. En effet, lors de la réalisation du SFE, Okamura et al. (2019) montrent une meilleure activation de l'abducteur de l'hallux avec un biofeedback visuel comparativement à une réalisation sans biofeedback (59). Pour le SFE, ce biofeedback pourrait être représenté par un tissu ou une carte placé sous le pied. Une fois le mouvement acquis, sa simplicité d'exécution et la non-nécessité de matériel facilite l'adhésion du patient à cet exercice, ce dernier peut le réaliser sans contrainte de temps et d'espace.

En revanche, l'utilisation de matériel pour renforcer les muscles intrinsèques de pied augmente la précision de l'intervention. Dans leur étude, Tourillon et al. (2019) se sont intéressés aux effets d'une séance d'électrostimulation des muscles intrinsèques du pied sur l'équilibre postural dynamique (60). Les deux électrodes étaient placées en regard du corps

musculaire de l'abducteur de l'hallux. Suite à l'intervention, il a été observé une augmentation significative du score composite du *YBT* et des directions postéro-médiale et postéro-latérale du test. L'électrostimulation peut être une première alternative matérielle. Dans l'étude de Ma et al. (2020), on s'intéresse à la stimulation HD-tDCS (50). On observe une différence significative entre le groupe HD-tDCS et le groupe contrôle, les effets du SFE semblent majorés lorsqu'ils sont associés à une stimulation HD-tDCS. Mais la nécessité de matériel limite alors la généralisation de cette intervention aux professionnels et ne permet pas aux patients d'effectuer les exercices seuls.

Deuxièmement, le rapport bénéfice/ risque de ce type d'intervention et les résultats obtenus ne semblent pas contre-indiquer son application. Les exercices de renforcement des muscles intrinsèques du pied présentent peu de risques de blessures pour le patient et semblent améliorer le contrôle de la cheville. Mais ce rapport bénéfice/ risque soulève une autre question. En effet, le bénéfice lié à un renforcement des muscles intrinsèques du pied ne pourrait-il pas être optimisé ? C'est ce que montre l'étude de K-Y Lee et al. (2012) dont l'objectif était de déterminer si un programme de rééducation à court terme pouvait améliorer les indices FADI et FADI-Sport, les amplitudes de mouvement, le score *SEBT* et le couple isocinétique chez des patients atteints d'ICC (61). Lors de la sélection des articles, cette étude fut exclue car le protocole était constitué d'exercices de renforcement des muscles extrinsèques et intrinsèques du pied, d'étirements, de marche, de saut et d'équilibre. La variable « intervention » de la question de recherche n'étant pas isolée, il était compliqué de déterminer si l'amélioration des critères était liée à cette dernière. Cela représentait un biais de confusion puisque l'association de l'intervention et des résultats n'était pas évidente. Néanmoins, l'étude de K-Y Lee et al. (2012) montre que la réalisation d'un protocole incluant un renforcement des muscles intrinsèques du pied dans un programme plus global conduit à une amélioration des critères (61). D'un point de vue pratique, cette étude illustre l'intérêt clinique de la question de recherche. En effet, l'objectif de cette revue de littérature était d'évaluer les effets d'un renforcement des muscles intrinsèques du pied mais si l'on considère les résultats dans une approche plus globale et clinique, il paraît plus pertinent de ne pas utiliser cette technique isolément dans la prise en charge de l'ICC mais bien de l'inclure aux autres axes de traitement de la prise en charge de l'ICC tels que le travail de l'équilibre, de la proprioception, de la mobilité et de la force musculaire.

Actuellement, la kinésithérapie évolue vers une pratique *Evidence Based Practice (EBP)*, c'est-à-dire une pratique basée sur les preuves (62). Ce modèle s'articule autour de 3 composantes qui sont : le patient, le kinésithérapeute et les données de la recherche. Le but étant de proposer une intervention associant ces 3 composantes. Dans cette revue, il est question d'une pathologie complexe et multifactorielle : l'ICC. Un des impacts majeurs des patients souffrant d'ICC concerne les activités quotidiennes et/ou sportives et la qualité de vie qui se trouvent réduites. L'objectif pour le kinésithérapeute est de proposer une intervention adaptée à la pathologie, efficace vis-à-vis de la prise en charge et répondant aux demandes du patient. Le cadre conceptuel a permis de mettre en avant l'intérêt de considérer le pied dans la prise en charge de l'ICC et les résultats de cette revue ont montré qu'une intervention sur les muscles intrinsèques de pied améliorerait les critères. Il y a donc un intérêt à intégrer ce type d'intervention dans la pratique professionnelle en complément des axes plus couramment utilisés dans la prise en charge de l'ICC. Cela dans le but d'offrir une prise en charge efficace et complète, qui améliore les critères de suivi et qui permette au patient souffrant d'ICC de retrouver des performances fonctionnelles et un moindre impact sur ses activités.

Pour finir, la population de cette revue était les individus atteints d'ICC. Il pourrait également être intéressant d'évaluer les effets de cette intervention sur d'autres populations avec des pathologies de la cheville ou du pied, telles que les aponévrosites plantaires ou les tendinopathies des muscles extrinsèques de la cheville. En effet, Huffer et al. (2017) montrent que le SFE et la flexion des orteils contre résistance améliorent les performances fonctionnelles des muscles intrinsèques du pied chez des sujets souffrant d'aponévrosite plantaire (63). Pour continuer, la population de cette revue était caractérisée par des critères d'inclusion définis par Gribble et al. (2013), mais il serait intéressant de voir les effets d'un renforcement des muscles intrinsèques du pied chez une population sportive atteinte d'ICC (7). L'étude de Clabassi L. (2020) a mesuré les effets du SFE comparativement à un renforcement des muscles extrinsèques chez une population de coureur amateur. Les critères évalués étaient : le *CAIT*, le *FAAM* et le *SEBT* (64). Les résultats de l'étude ne sont pas statistiquement significatifs mais il est observé une amélioration qui tend à la significativité du *CAIT*, du *FAAM* et de la branche antérieure du *SEBT*. Cela montre qu'il serait intéressant d'évaluer l'impact de cette intervention en fonction du niveau d'activité sportive des

participants. D'autant plus que l'entorse de cheville est une blessure avec une forte prévalence chez les sujets pratiquant une activité sportive (4).

7 Conclusion

L'ensemble des résultats des ECR présents dans cette revue montrent qu'un renforcement des muscles intrinsèques du pied chez une population souffrant d'instabilité chronique de cheville améliore les critères de statesthésie, kinesthésie, et pallesthésie de la cheville, le taux d'activation musculaire des muscles intrinsèques du pied et le score CAIT. L'effet de l'intervention sur l'équilibre dynamique est plus controversé.

Le faible nombre d'articles et l'utilisation d'outils différents entre les ECR invitent à nuancer les résultats présents dans cette revue. Néanmoins, les améliorations observées incitent à de futures recherches plus standardisées, notamment concernant l'équilibre dynamique où les résultats différaient, et le *CAIT* qui était évalué dans une seule étude seulement. Cela est appuyé par le fait que les questionnements concernant le rôle des muscles intrinsèques sont relativement récents et la recherche à ce sujet aurait un intérêt à être développée.

D'un point de vue clinique, cette intervention a un intérêt à être incluse dans la prise en charge de l'ICC en complément des autres axes de rééducation actuellement recommandés. Dans son application, il est encouragé de proposer un protocole composé de différents exercices des muscles intrinsèques du pied afin de varier les muscles sollicités. La simplicité de réalisation des exercices et le fait qu'aucun matériel n'est nécessaire facilitent l'adhérence du patient. Pour continuer, l'un des outils les plus importants pour estimer de l'intérêt de l'intervention pour le patient est les auto-questionnaires fonctionnels comme le *CAIT*. Ce dernier peut également constituer un outil d'évaluation et de suivi pour le kinésithérapeute.

En tant que kinésithérapeute, il est donc intéressant de considérer les muscles intrinsèques du pied dans les pathologies de pied ou de cheville. En effet, cette revue s'est intéressée aux effets sur une population d'ICC mais compte tenu du rôle fondamental du pied dans l'équilibre statique et dynamique et au vu des résultats apportés par la revue, il peut être intéressant d'évaluer les effets de cette intervention sur d'autres populations avec des pathologies musculo-squelettiques touchant la cheville ou le pied, ou sur des populations de sportifs.

Bibliographie :

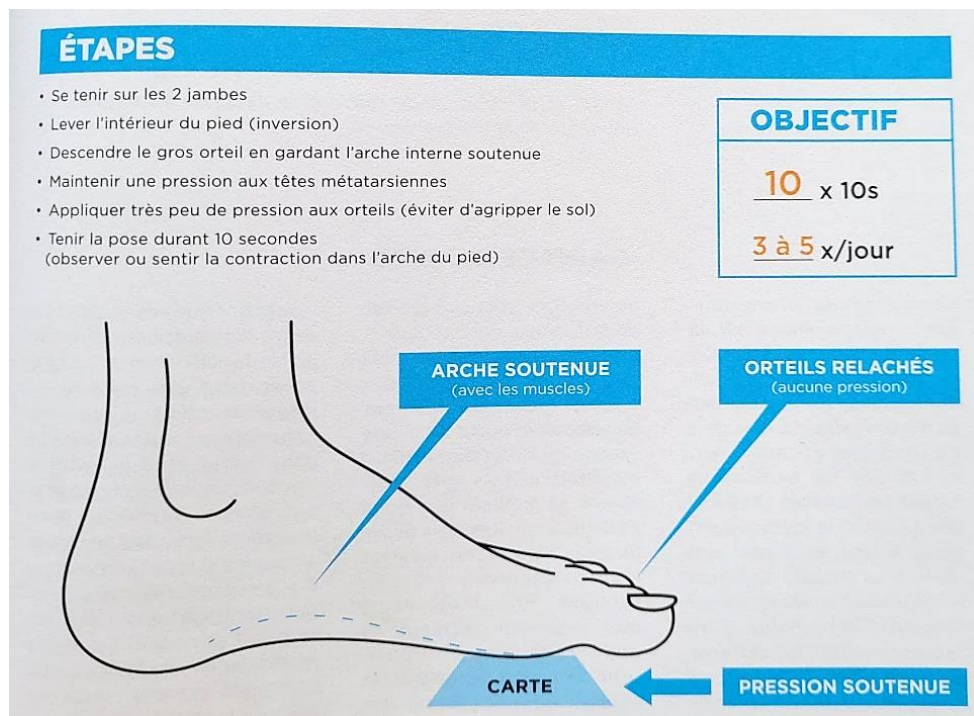
1. ANAES. Rapport d'élaboration des référentiels d'évaluation des pratiques professionnelles : Rééducation de l'entorse externe de la cheville [Internet]. 2004 [cité 30 mars 2022]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2010-11/reeducation_de_lentorse_externes_de_la_cheville_rapport_2004.pdf
2. McKay G, Goldie P, Payne W, Oakes B. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sports Med.* avr 2001;35(2):103-8.
3. Delahunt E, Bleakley CM, Bossard DS, Caulfield BM, Docherty CL, Doherty C, et al. Clinical assessment of acute lateral ankle sprain injuries (ROAST): 2019 consensus statement and recommendations of the International Ankle Consortium. *Br J Sports Med.* 1 oct 2018;52(20):1304-10.
4. Czajka CM, Tran E, Cai AN, DiPreta JA. Ankle sprains and instability. *Med Clin North Am.* mars 2014;98(2):313-29.
5. Wikstrom EA, Hubbard-Turner T, McKeon PO. Understanding and treating lateral ankle sprains and their consequences: a constraints-based approach. *Sports Med.* juin 2013;43(6):385-93.
6. Herzog MM, Kerr ZY, Marshall SW, Wikstrom EA. Epidemiology of Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* juin 2019;54(6):603-10.
7. Gribble PA, Delahunt E, Bleakley C, Caulfield B, Docherty C, Fourchet F, et al. Selection Criteria for Patients With Chronic Ankle Instability in Controlled Research: A Position Statement of the International Ankle Consortium. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.* août 2013;43(8):585-91.
8. Hertel J, Corbett RO. An Updated Model of Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* juin 2019;54(6):572-88.
9. Hintermann B, Boss A, Schäfer D. Arthroscopic findings in patients with chronic ankle instability. *Am J Sports Med.* juin 2002;30(3):402-9.
10. Hubbard-Turner T, Turner MJ. Physical Activity Levels in College Students With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* juill 2015;50(7):742-7.
11. Houston MN, Van Lunen BL, Hoch MC. Health-Related Quality of Life in Individuals With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2014;49(6):758-63.
12. Journal officiel de la république française. Arrêté du 6 mars 2020 relatif à l'autorisation du protocole de coopération « Prise en charge du traumatisme en torsion de la cheville par le masseur-kinésithérapeute dans le cadre d'une structure pluri-professionnelle » [Internet]. 2020 [cité 30 mars 2022]. Disponible sur: <https://www.legifrance.gouv.fr/jorf/id/JORFTEXT000041697945>

13. Brigaud F. La course à pied. Posture, Biomécanique, Performance. Editions désiris. 2013. 173 p.
14. Tourné Y, Mabit C. La cheville instable : de l'entorse récente à l'instabilité chronique. Elsevier Masson. 2015. 353 p.
15. Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. J Athl Train. 2002;37(4):364-75.
16. Kapandji A. Anatomie fonctionnelle: Membre inférieur. Vol. 2. Maloine; 2018. 323 p.
17. Sierra-Guzmán R, Jiménez F, Abián-Vicén J. Predictors of chronic ankle instability: Analysis of peroneal reaction time, dynamic balance and isokinetic strength. Clin Biomech (Bristol, Avon). mai 2018;54:28-33.
18. Dufour M, Pillu M, Langlois K, Del Valle Acedo S. Biomécanique fonctionnelle : Membres - Tête - Tronc. 2è. Elsevier Masson; 2017. 568 p.
19. Holmes A, Delahunt E. Treatment of common deficits associated with chronic ankle instability. Sports Med. 2009;39(3):207-24.
20. Drake RL, Vogl AW, M. Mitchell AW. Gray's Anatomy. 3ème édition. Elsevier Masson; 2015. 1103 p. (Edition française coordonnée par Fabrice Duparc et Jacques Duparc).
21. McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. Br J Sports Med. 1 mars 2015;49(5):290-290.
22. Janda V, Vavrova M, Hervenova A. Sensory motor stimulation. Rehabilitation of the spine : a practitioner's manual. 2006;
23. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. Med Sci Sports Exerc. juin 2004;36(6):926-34.
24. Perry J, Burnfield JM. Gait analysis. Normal and pathological function. Second Edition. SLACK Incorporated; 2010. 798 p.
25. Maestro M. Rappel biomécanique des articulations talo-crurale et sous-talienne. Foot Medicine and Surgery. 1 mars 2004;20(1):6-10.
26. Fong DT, Chan YY, Mok KM, Yung PS, Chan KM. Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol. 30 juill 2009;1:14.
27. Mann G, Nysha M, Constantini N, Matan Y, Renström P, Lynch S. Mechanics of injury, clinical presentation, and staging. The Unstable Ankle. 1 janv 2002;54-60.
28. Fuller EA. Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. J Am Podiatr Med Assoc. juin 1999;89(6):278-91.

29. Vaes P, Duquet W, Van Gheluwe B. Peroneal Reaction Times and Eversion Motor Response in Healthy and Unstable Ankles. *J Athl Train.* 2002;37(4):475-80.
30. Coudreuse JM, Parier J. L'entorse de la cheville. *Science & Sports.* 2011;26(2):8.
31. Hopkins JT, Palmieri R. Effects of ankle joint effusion on lower leg function. *Clin J Sport Med.* janv 2004;14(1):1-7.
32. McVey ED, Palmieri RM, Docherty CL, Zinder SM, Ingersoll CD. Arthrogenic muscle inhibition in the leg muscles of subjects exhibiting functional ankle instability. *Foot Ankle Int.* déc 2005;26(12):1055-61.
33. Wikstrom EA, Hubbard TJ. Talar positional fault in persons with chronic ankle instability. *Arch Phys Med Rehabil.* août 2010;91(8):1267-71.
34. Collins N, Teys P, Vicenzino B. The initial effects of a Mulligan's mobilization with movement technique on dorsiflexion and pain in subacute ankle sprains. *Man Ther.* mai 2004;9(2):77-82.
35. Hoch MC, Staton GS, McKeon PO. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *J Sci Med Sport.* janv 2011;14(1):90-2.
36. Willems T, Witvrouw E, Verstuyft J, Vaes P, De Clercq D. Proprioception and Muscle Strength in Subjects With a History of Ankle Sprains and Chronic Instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):487-93.
37. Arnold BL, Linens SW, de la Motte SJ, Ross SE. Concentric Evertor Strength Differences and Functional Ankle Instability: A Meta-Analysis. *J Athl Train.* 2009;44(6):653-62.
38. Lee I, Ha S, Chae S, Jeong HS, Lee SY. Altered biomechanics in individuals with chronic ankle instability compared with copers and controls during gait. *Journal of Athletic Training* [Internet]. 17 août 2021 [cité 1 avr 2022]; Disponible sur: <https://doi.org/10.4085/1062-6050-0605.20>
39. Hopkins JT, Coglianese M, Glasgow P, Reese S, Seeley MK. Alterations in evertor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability. *J Electromyogr Kinesiol.* avr 2012;22(2):280-5.
40. Stiell IG, Greenberg GH, McKnight RD, Nair RC, McDowell I, Reardon M, et al. Decision rules for the use of radiography in acute ankle injuries. Refinement and prospective validation. *JAMA.* 3 mars 1993;269(9):1127-32.
41. ANAES SR et RP, HAS. Recommandations pour les pratiques de soins : Rééducation de l'entorse externe de la cheville. [Internet]. 2000 [cité 30 mars 2022]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/jcms/c_272059/fr/reeducation-de-l-entorse-externe-de-la-cheville
42. Vuurberg G, Hoorntje A, Wink LM, van der Doelen BFW, van den Bekerom MP, Dekker R, et al. Diagnosis, treatment and prevention of ankle sprains: update of an evidence-based clinical guideline. *Br J Sports Med.* août 2018;52(15):956.

43. Kerkhoffs GM, Handoll HH, Bie R de, Rowe BH, Struijs PA. Surgical versus conservative treatment for acute injuries of the lateral ligament complex of the ankle in adults. Cochrane Database of Systematic Reviews [Internet]. 2007 [cité 19 mars 2022];(2). Disponible sur: <https://www.cochranelibrary.com/cdsr/doi/10.1002/14651858.CD000380.pub2/full>
44. Davids K, Glazier P, Araújo D, Bartlett R. Movement systems as dynamical systems: the functional role of variability and its implications for sports medicine. *Sports Med.* 2003;33(4):245-60.
45. Latash ML, Scholz JP, Schöner G. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *Exerc Sport Sci Rev.* janv 2002;30(1):26-31.
46. Verhagen RA, de Keizer G, van Dijk CN. Long-term follow-up of inversion trauma of the ankle. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1995;114(2):92-6.
47. Feger MA, Snell S, Handsfield GG, Blemker SS, Wombacher E, Fry R, et al. Diminished Foot and Ankle Muscle Volumes in Young Adults With Chronic Ankle Instability. *Orthop J Sports Med.* juin 2016;4(6):2325967116653719.
48. HAS. Niveau de preuve et gradation des recommandations de bonne pratique. 2013.
49. Échelle PEDro [Internet]. PEDro. [cité 4 avr 2022]. Disponible sur: <https://staging-pedro.neura.edu.au/french/resources/pedro-scale/>
50. Ma Y, Yin K, Zhuang W, Zhang C, Jiang Y, Huang J, et al. Effects of Combining High-Definition Transcranial Direct Current Stimulation with Short-Foot Exercise on Chronic Ankle Instability: A Pilot Randomized and Double-Blinded Study. *Brain Sci.* 17 oct 2020;10(10):749.
51. Lee E, Cho J, Lee S. Short-Foot Exercise Promotes Quantitative Somatosensory Function in Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. *Med Sci Monit.* 21 janv 2019;25:618-26.
52. Lee DR, Choi YE. Effects of a 6-week intrinsic foot muscle exercise program on the functions of intrinsic foot muscle and dynamic balance in patients with chronic ankle instability. *J Exerc Rehabil.* 28 oct 2019;15(5):709-14.
53. Valeur p [Internet]. EUPATI Toolbox. [cité 5 avr 2022]. Disponible sur: <https://toolbox.eupati.eu/glossary/valeur-p/?lang=fr>
54. Sullivan GM, Feinn R. Using Effect Size—or Why the P Value Is Not Enough. *J Grad Med Educ.* sept 2012;4(3):279-82.
55. Herbert RD. How to estimate treatment effects from reports of clinical trials. I: Continuous outcomes. *Aust J Physiother.* 2000;46(3):229-35.
56. Chiplock A. LibGuides: Physical Therapy Library Guide: Levels of Evidence [Internet]. University of South Florida Libraries. 2021 [cité 30 mars 2022]. Disponible sur: <https://guides.lib.usf.edu/c.php?g=237761&p=1597935>

57. FAD Université de Lorraine. Recherche clinique et épidémiologique - Biais d'attrition [Internet]. [cité 30 mars 2022]. Disponible sur: https://fad.univ-lorraine.fr/pluginfile.php/23863/mod_resource/content/2/co/Biais_Attrition.html
58. Vuurberg G, Kluit L, van Dijk CN. The Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) in the Dutch population with and without complaints of ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2018;26(3):882-91.
59. Okamura K, Fukuda K, Oki S, Ono T, Tanaka S, Kanai S. Effects of plantar intrinsic foot muscle strengthening exercise on static and dynamic foot kinematics: A pilot randomized controlled single-blind trial in individuals with pes planus. *Gait & Posture.* 1 janv 2020;75:40-5.
60. Tourillon R, Gojanovic B, Seurot A, Fourchet F. L'effet immédiat d'une séance d'électrostimulation de l'arche médiale du pied sur l'équilibre postural dynamique: étude contrôlée randomisée. *KSI.* 2019;19.
61. Lee KY, Lee HJ, Kim SE, Choi PB, Song SH, Jee YS. Short term rehabilitation and ankle instability. *Int J Sports Med.* juin 2012;33(6):485-96.
62. Kinésithérapie, une evidence based practice ? [Internet]. Ordre des masseurs-kinésithérapeutes. 2019 [cité 18 avr 2022]. Disponible sur: <https://www.ordremk.fr/actualites/patients/kinesitherapie-une-evidence-based-practice/>
63. Huffer D, Hing W, Newton R, Clair M. Strength training for plantar fasciitis and the intrinsic foot musculature: A systematic review. *Phys Ther Sport.* mars 2017;24:44-52.
64. Clabassi L. Impact d'un renforcement musculaire des intrinsèques du pied du type « Short Foot Exercise » comparé à un enfortement des muscles extrinsèques sur l'instabilité chronique de cheville chez le coureur amateur. Mémoire d'initiation à la recherche et d'ingénierie en Masso-Kinésithérapie; 2020.

Annexe 1 : Illustration pour le Short Foot Exercise (Clinique du coureur)

Annexe 2 : Illustration des exercices de renforcement des muscles intrinsèques du pied réalisés dans l'étude de Lee & Choi (2019)



Annexe 3 : Détails des Différences Moyennes intragroupes des ECR retenus**Ma et al. (2020) :**

- Groupe expérimental : HD-tDCS + SFE
- Groupe contrôle : SFE

	DM intragroupe expérimentale (taux de variation)	DM intragroupe contrôle (taux de variation)
Inversion 10°	-0,61 (+24%)	-0,44 (+19%)
Inversion 15°	-0,89 (+33%)	-0,14 (+7%)
Eversion 15°	-2,27 (+53%)	-1,53 (+38%)

	DM intragroupe expérimentale (taux de variation)	DM intragroupe contrôle (taux de variation)
SOT 1	1,37 (+1%)	- 0,74 (-1%)
SOT 2	0,98 (+1%)	0,55 (+1%)
SOT 3	1 (+1%)	- 0,99 (-1%)
SOT 4	3,05 (+4%)	- 1,91 (-2%)
SOT 5	5,21 (+7%)	1,68 (+2%)
SOT 6	8,23 (+11%)	2,86 (+4%)

Lee et al. (2019) :

- Groupe expérimental : SFE
- Groupe contrôle : proprioception

		DM intragroupe expérimentale (taux de variation)	DM intragroupe contrôle (taux de variation)
Eversion 15°		-2,36 (+60%)	-1,5 (41%)
Inversion 15°		-0,79 (+30%)	-0,55 (+20%)
Seuil sensoriel vibratoire		-1,79 (+42%)	-0,86 (+23%)
Equilibre dynamique	Indice global	-2,12 (+50%)	-1,05 (+29%)
	Indice médio- latéral	-1,86 (+55%)	-1,06 (+39%)
	Indice antéro- postérieur	-1,7 (+55%)	-1 (+33%)
CAIT		5,33 (+25%)	3,44 (+16%)

Lee & Choi (2019) :

- Groupe expérimental : SFE
- Groupe contrôle : pas d'intervention

		DM intragroupe expérimentale (taux de variation)	DM intragroupe contrôle (taux de variation)
Exercice 1	Abducteur de l'hallux (AbH)	0,11 (+10%)	0,01 (+1%)
	Court fléchisseur des orteils (CFO)	0,09 (+9%)	-0,03 (-3%)
	Court fléchisseur de l'hallux (CFH)	0,06 (+5%)	-0,01 (-0,9%)
	Carré plantaire (CP)	0,06 (+6%)	0,03 (+3%)
Exercice 2	AbH	0,08 (+7%)	0,02 (+2%)
	CFO	0,15 (+14%)	0
	CFH	0,04 (+3%)	-0,02 (-2%)
	CP	0,04 (+4%)	-0,02 (-2%)
Exercice 3	AbH	0,07 (+6%)	0
	CFO	0,15 (+14%)	0
	CFH	0,07 (+6%)	0,02 (+2%)
	CP	0,04 (+4%)	-0,01 (-0,9%)
SEBT		4,15 (+6%)	1,3 (+2%)