



Institut Régional de Formation aux Métiers de la Rééducation et Réadaptation
Pays de la Loire.

54, rue de la Baugerie - 44230 SAINT- SÉBASTIEN SUR LOIRE

**L'utilisation du dynamomètre manuel en cabinet
libéral, dans l'évaluation de la force maximale
volontaire du membre inférieur, chez les patients
atteints d'instabilité chronique de cheville**

Revue narrative de la littérature

Chloé LEBRETON

Mémoire UE28

Semestre 10

Année scolaire: 2021-2022

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.

Remerciements

Mes premiers remerciements vont évidemment à mon directeur de mémoire, pour son accompagnement et son soutien permanent tout au long de ce travail.

Je voudrais remercier ma famille et plus particulièrement mes parents. C'est grâce à vous que j'ai pu m'épanouir dans mes études. Vous êtes un soutien inconditionnel pour moi.

Merci à mon frère et ma sœur, d'avoir été là. Vous avez toujours été un modèle de réussite pour moi.

Un énorme merci à cette grande famille kiné pour ces 4 années incroyables, probablement les meilleures. Merci à A, E, Y, E et R d'être les amies que vous êtes. Merci à ma coloc de choc pour tous ces moments partagés ensemble.

Merci à mon copain, d'avoir pris le temps de relire mon mémoire et de m'avoir toujours soutenue et motivée.

Une pensée particulière pour mon papi.

Résumé

INTRODUCTION – L’instabilité chronique de cheville (ICC) est l’une des complications les plus courantes de l’entorse de cheville. L’inhibition musculaire arthrogénique (AMI : arthrogenic muscle inhibition) est une composante essentielle à prendre en compte dans la rééducation de l’ICC. Elle engendre de réelles diminutions de la force maximale volontaire dans le membre inférieur atteint, limitant la capacité de récupération des patients. Malgré l’absence de recommandations quant aux moyens de mesure de l’AMI en pratique libérale dans la littérature, certains praticiens tentent de la mettre en évidence au cabinet. Grâce à la réalisation d’un entretien exploratoire, nous savons que le dynamomètre manuel est un outil utilisé dans la mesure de la force musculaire maximale des membres inférieurs chez les patients instables chroniques.

MATERIEL ET METHODE – Afin d’analyser et valider l’utilisation du dynamomètre manuel dans l’évaluation de la force musculaire maximale volontaire des membres inférieurs chez les patients atteints d’ICC, une revue narrative de la littérature a été réalisée.

RÉSULTATS – Au total, six articles ont été retenus, fournissant des données quant aux données métrologiques du dynamomètre manuel dans l’évaluation de la force musculaire des différentes fonctions du membre inférieur.

DISCUSSION – Malgré des divergences dans les résultats, toutes les études semblent conclure que le dynamomètre manuel est un outil adapté dans la mesure de force musculaire des membres inférieurs. Cependant, les participants étaient tous sains et l’importante hétérogénéité dans les modalités d’application des protocoles nous amène à pondérer ces résultats.

Mots clés :

- Dynamomètre manuel
- Force maximale volontaire
- Inhibition musculaire arthrogénique
- Instabilité chronique de cheville
- Métrologie

Abstract

INTRODUCTION - Chronic ankle instability (CAI) is one of the most common complications of ankle sprains. Arthrogenic muscle inhibition (AMI) is an essential component to consider in the rehabilitation of CCI. It causes real decreases in maximal voluntary strength in the affected lower limb, limiting patients' ability to recover. Despite the absence of recommendations in the literature regarding the means of measuring AMI in private practice, some practitioners are attempting to demonstrate it in the office. Through the conduct of an exploratory interview, we know that the manual dynamometer is a tool used in the measurement of maximal lower extremity muscle strength in chronically unstable patients.

MATERIAL AND METHODS - In order to analyze and validate the use of the manual dynamometer in the evaluation of the maximal voluntary muscular strength of the lower limbs in patients with CAI, a narrative review of the literature was performed.

RESULTS - A total of six articles were selected, providing data on the metrological data of the manual dynamometer in the evaluation of the muscular strength of the different functions of the lower limb.

DISCUSSION - Despite discrepancies in the results, all the studies seem to conclude that the manual dynamometer is a suitable tool for measuring muscle strength in the lower limbs. However, the participants were all healthy and the significant heterogeneity in the application of the protocols leads us to temper these results.

Keywords

- Arthrogenic muscle inhibition
- Chronic ankle instability
- Hand-held dynamometer
- Maximum voluntary force
- Metrology

Sommaire

1. INTRODUCTION.....	1
2. CADRE CONCEPTUEL	3
2.1 L'ENTORSE DE CHEVILLE.....	3
2.2 L'INSTABILITE CHRONIQUE DE CHEVILLE	5
2.3 L'INHIBITION MUSCULAIRE ARTHROGENIQUE.....	11
2.4 LA FORCE MUSCULAIRE.....	16
2.5 LE DYNAMOMETRE	17
2.6 QUALITES METROLOGIQUES D'UN OUTIL D'EVALUATION.....	18
3. DEMARCHE DE PROBLEMATISATION	22
3.1 ENTRETIEN EXPLORATOIRE.....	23
4. MATERIEL ET METHODES	24
4.1 CHOIX DES MOTS CLES.....	24
4.2 CHOIX DES BASES DE DONNEES	25
4.3 CRITERES D'ELIGIBILITE DES REVUES	25
4.4 PROCESSUS DE SELECTION DES ARTICLES.....	26
5. RESULTATS.....	27
6. DISCUSSION	37
6.1 ANALYSE DES RESULTATS	37
6.2 LE DYNAMOMETRE MANUEL : UN OUTIL PERTINENT DANS L'EVALUATION DE LA FORCE MUSCULAIRE MAXIMALE DES PRINCIPALES FONCTIONS DU MEMBRE INFERIEUR CHEZ LES PATIENTS ICC ?	43
6.3 PERSPECTIVES SCIENTIFIQUES	45
6.4 LIMITES DE NOTRE ETUDE	47
6.5 PERSPECTIVES PROFESSIONNELLES.....	48
7. CONCLUSION	49

Références bibliographiques et autres sources

Annexes 1 à 2

1. Introduction

L'entorse de cheville est le traumatisme le plus fréquemment rencontré en matière de traumatologie de l'appareil locomoteur. Cela représente environ 6000 consultations par jour en France, ce qui en fait un véritable enjeu de santé publique (1). Une des complications les plus courantes de l'entorse de cheville est l'instabilité chronique de cheville (ICC) (2)(3). Après un premier épisode, il est estimé qu'environ 40 % développeront une ICC (4). Or, le développement de l'arthrose post-traumatique est un des principaux risques de cette pathologie. A terme, elle peut représenter un fardeau important pour l'individu (2).

Les recherches dans la littérature ont mis en évidence des notions nouvelles dans la compréhension de l'ICC, notamment grâce au modèle d'Hertel. Parmi les composantes à envisager pour comprendre l'ICC, nous retrouvons le principe d'inhibition musculaire arthrogénique (AMI : arthrogenic muscle inhibition) (5). Il s'agit de l'impossibilité de contracter totalement un muscle, en l'absence de lésion musculaire ou nerveuse (6). C'est une réaction réflexe ayant pour but de protéger l'articulation de tout autre dommage (7). Une des principales conséquences de ce phénomène est la diminution nette de la force musculaire volontaire maximale, dans différents groupes musculaires du membre inférieur (8).

Il se trouve que l'AMI, bien que largement analysée dans le quadriceps après ligamentoplastie du ligament croisé antérieur (LCA), est encore peu étudiée dans l'ICC (7). Les seules données disponibles quant à l'évaluation de l'AMI sont des données expérimentales. Les différentes méthodes de mesure de l'AMI utilisent des outils de laboratoire, difficilement accessibles en pratique libérale (5)(7)(8). Or, de part notre formation clinique, nous savons que certains kinésithérapeutes s'intéressent à ce sujet. Des essais empiriques sont réalisés, avec des moyens plus accessibles en pratique quotidienne.

Lors de la réalisation d'un entretien exploratoire avec un de ces praticiens, nous avons eu connaissance que le dynamomètre manuel est un outil de mesure utilisé pour mesurer l'AMI en cabinet libéral (*Annexe 1 et 2*). Il permet d'évaluer la force maximale des différentes fonctions du membre inférieur (hanche, genou, cheville), en théorie diminuée chez les patients atteints d'ICC (8). En l'absence de littérature disponible sur la mesure de l'AMI en cabinet libéral, notre travail de recherche tentera donc de valider les éléments récoltés lors de cet entretien exploratoire. A savoir l'utilisation du dynamomètre manuel, dans l'évaluation de la force musculaire du membre inférieur, chez les patients instables chroniques.

Après avoir contextualisé le sujet, notre recherche tentera donc de répondre à la question de recherche suivante :

Dans quelles mesures et selon quelles modalités, l'utilisation du dynamomètre manuel en cabinet libéral est-elle pertinente dans la mesure de la force musculaire volontaire maximale des principales fonctions du membre inférieur, chez des patients atteints d'ICC ?

Nous répondrons à ce questionnement sous forme d'une revue narrative, afin de réaliser un état des lieux non exhaustif des données disponibles dans la littérature. Les résultats obtenus seront ensuite analysés et interprétés afin d'offrir différentes perspectives professionnelles et personnelles. Nous terminerons par présenter les différentes limites que présente ce travail.

2. Cadre conceptuel

2.1 L'entorse de cheville

Le traumatisme le plus fréquent de l'appareil locomoteur est l'entorse de cheville. Elle représente en effet 7 à 10 % des consultations d'urgence hospitalière. Chaque jour, environ 6000 français consultent pour une entorse de cheville (1).

Elle est définie comme « un étirement ou une déchirure ligamentaire survenant lors d'une torsion brutale de cette articulation » (1). Dans 90% des cas, elle concerne le plus souvent le ligament collatéral externe, on parle alors d'entorse latérale de cheville (9).

L'entorse latérale de cheville est décrite par Delahunt *et al.* et soutenue par l'international Ankle Consortium (IAC) comme étant « une lésion traumatique aiguë du complexe ligamentaire latéral de l'articulation de la cheville, résultant d'une inversion excessive de l'arrière pied ou d'une flexion plantaire et adduction combinées du pied » (2).

Les entorses du ligament collatéral interne ou des ligaments tibio-fibulaires sont moins fréquentes, et interviennent lors d'un mécanisme lésionnel différent, en éversion de cheville ou rotation externe du pied sous le tibia (9). De manière générale, l'entorse est la blessure musculo-squelettique la plus répandue dans le milieu sportif (10).

Une guideline du JOSPT (2013) (11) propose de suivre une classification en quatre niveaux reposant sur un article de Malliaropoulos (2006) (12) (*tableau I-*) :

Tableau I : Classification des entorses latérales de cheville (Malliaropoulos, 2006) (12)

Grade I	Pas d'impotence fonctionnelle, pas de laxité ligamentaire (test d'inclinaison et test de tiroir talaire négatifs), pas ou discret hématome, pas de point douloureux exquis à la palpation, diminution de l'amplitude active de moins de 5° et un œdème par rapport au côté sain de moins de 0.5 cm.	
Grade II	Impotence fonctionnelle modérée, test de tiroir antérieur positif, test d'inclinaison négatif, présence d'un hématome, point de sensibilité à la palpation, limitation des amplitudes articulaires actives entre 5° et 10° par rapport au côté controlatéral, présence d'un oedème de 0.5 cm à 2 cm par rapport au côté controlatéral.	
Grade III	Impotence fonctionnelle quasi totale, tests de tiroir talaire et d'inclinaison positifs, présence d'un hématome, points douloureux exquis, diminution des amplitudes articulaires en flexion plantaire de plus de 10°, présence d'un œdème de plus de 2 cm.	<p>III a : mouvement de tiroir antérieur < 3mm.</p> <hr/> <p>III b : mouvement de tiroir antérieur > 3mm.</p>

Étant une blessure « isolée » et aigüe, il est courant de considérer l'entorse de cheville comme une blessure bénigne, dont on se remet spontanément et assez rapidement. Cependant, un nombre important de patients développent des problèmes permanents, tels que des symptômes résiduels d'instabilité, une diminution de la fonction à l'origine de restrictions d'activités dans les mois, voire les années suivant l'entorse de cheville. Il est très fréquent que des patients développent une instabilité chronique de cheville (ICC) dans un contexte de rechutes importantes (2).

2.2 L'instabilité chronique de cheville

2.2.1 Définition et épidémiologie

Après un premier épisode d'entorse aigüe de cheville, il a été estimé que jusqu'à 40 % des sujets développeront une ICC (4). C'est le principal déficit résiduel après une entorse de cheville (3). Des données récentes indiquent que près de 8 % de la population déclare des symptômes persistants après un premier épisode d'entorse de cheville (13).

Comme le met en évidence Delahunt et al en 2010 (3), la notion d'ICC est définie différemment selon chaque auteur. L'international Ankle Consortium (IAC) l'a décrit comme étant « un terme général utilisé pour classer un sujet présentant à la fois une instabilité mécanique et fonctionnelle de l'articulation de la cheville ».

L'IAC, créé en 2004, est une communauté internationale de chercheurs et de cliniciens, dont l'objectif est de promouvoir, améliorer le développement et la diffusion des informations relatives aux pathologies du complexe de la cheville. Ce partage de connaissances scientifiques et cliniques concerne en particulier les entorses latérales de chevilles et l'ICC. Un autre objectif de l'IAC est d'approuver les normes de la recherche clinique, se traduisant sous forme de déclarations de position et articles de consensus (14).

Afin de clarifier cette définition de l'ICC, l'IAC a rédigé un consensus en 2013 proposant des critères précis d'inclusion et d'exclusion à prendre en compte pour inclure cette population dans les études (13). Cette description permet alors de réaliser des études standardisées afin de sélectionner les personnes présentant une ICC dans les études cliniques (*tableau II-*).

Tableau II : Critères d'inclusion et d'exclusion des sujets avec une ICC, proposés par l'IAC (13)

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
<p>Antécédent d'au moins une entorse importante de cheville</p> <ul style="list-style-type: none"> • Un premier épisode datant d'au moins 12 mois • Associé à des symptômes inflammatoires (douleur, gonflement etc) • A entraîné au moins un jour d'arrêt de l'activité physique • La dernière entorse a eu lieu il y a au moins trois mois 	<p>Lésion aiguë des structures musculo-squelettiques d'autres articulations de l'extrémité inférieure au cours des trois derniers mois ayant eu un impact sur l'intégrité et la fonction de l'articulation nécessitant au moins un jour d'interruption de l'activité physique.</p>
<p>Sensation sur une cheville déjà blessée qu'elle « cède »*, et/ou des « entorses récurrentes »*, et/ou des « sensations d'instabilité »*</p>	<p>Antécédents de fracture de l'un ou l'autre des membres inférieurs nécessitant un réalignement.</p>
	<p>Antécédents de chirurgies des structures musculo-squelettiques (os, structures articulaires, nerfs) de l'un ou l'autre des membres inférieurs.</p>

*Les termes « céder », « entorses récurrentes » et « sensation d'instabilité » sont définis dans l'article.

2.2.2 Évolution du concept d'ICC

Les premières théories concernant l'ICC sont apparues en 1965, avec les travaux de Freeman *et al.* qui différencient déjà les notions d' « instabilité mécanique » et d' « instabilité fonctionnelle » (15).

L'instabilité mécanique se traduit par une augmentation du tilt en varus du talus lors d'un stress en inversion. La cause principale serait une laxité pathologique, due à une distension des ligaments de la cheville après un épisode d'entorse de cheville.

L'instabilité fonctionnelle, se traduit par une sensation de « déroboement » et de « lâchage » de la cheville ressentie par le patient des mois voire des années après une première entorse de cheville. Selon lui, lors d'une blessure aiguë d'entorse de cheville, les afférences nerveuses présentes dans la capsule et les ligaments peuvent se trouver endommagées et ainsi perturber les réflexes permettant de stabiliser la cheville.

Selon sa théorie, l'instabilité mécanique serait rarement la cause d'une instabilité fonctionnelle.

En 1985, Tropp *et al.* poursuivent les recherches afin de développer ces notions. Ils ajoutent que l'instabilité fonctionnelle ne serait pas seulement due à un déficit proprioceptif comme l'exprimait Freeman, mais également à des altérations du contrôle moteur et sensori-moteur. Ils évoquent notamment un déficit de contrôle postural, une diminution de la force des éverseurs ainsi qu'une altération du contrôle moteur des muscles proximaux de la cheville blessée (16).

Dans les années 2000, Hertel propose un modèle décrivant plus précisément la notion d'ICC (17). Bien que les notions d'instabilité « mécanique » et « fonctionnelle » aident à expliquer les causes potentielles d'ICC, elles ne reflètent pas assez les mécanismes mis en jeu dans cette pathologie. Dans son article, Hertel développe les insuffisances spécifiques potentielles menant à chaque type d'instabilité permettant de mieux appréhender les différentes causes probables d'ICC.

Les **déficits mécaniques** sont des modifications anatomiques survenant après l'entorse initiale, ce qui entraîne des insuffisances prédisposant la cheville à de nouveaux épisodes. Ces modifications comprennent : une laxité pathologique, des restrictions du mouvement articulaire, des changements dégénératifs ou des changements synoviaux, pouvant se produire ensemble ou isolément.

Les **déficits fonctionnels** limitent le système de défense dynamique de la cheville, ce qui prédispose à des épisodes récurrents d'instabilité. Cela comprend les déficits proprioceptifs, de contrôle neuromusculaire, de force musculaire et de contrôle postural.

Ainsi, les instabilités mécaniques et fonctionnelles ne sont pas des entités mutuellement exclusives mais forment un continuum de facteurs pathologiques à l'ICC. Cette description plus claire permet de mettre en évidence les liens entre toutes ces causes et le développement de l'ICC. Le modèle suggère que les déficits évoqués doivent maintenant être identifiés et évalués en clinique afin de permettre une prise en charge plus spécifique (17).

En 2011, Hiller propose une évolution du modèle d'Hertel de 2002 pour décrire l'ICC, classant les patients en sous-groupe, pouvant être présents indépendamment ou conjointement :

- Instabilité mécanique
- Instabilité perçue
- Récurrence de lâchage

Au total, sept groupes différents qui définissent l'ICC sont identifiés (*fig. 1*). Par ce nouveau modèle, Hiller précise qu'une cheville peut subir une récurrence de façon totalement indépendante à la présence d'une instabilité mécanique ou fonctionnelle (18).

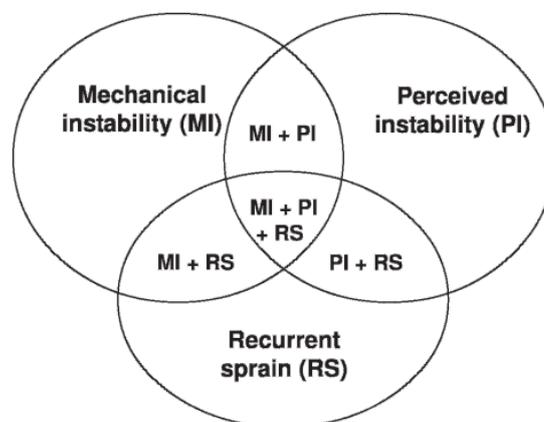


Figure 1 : modèle d'instabilité chronique de cheville d'Hiller (18)

2.2.3 Compréhension actuelle

Récemment en 2019, Hertel soumet une évolution de son modèle proposé en 2002 pour présenter l'ICC (5). L'objectif est de décrire un modèle actualisé fournissant un cadre théorique pour la compréhension actuelle des causes de l'ICC, tout en offrant un cadre pour les cliniciens qui évaluent et traitent ces patients.

Il reprend les éléments apportés, mais nous retrouvons maintenant huit composantes principales que sont la présence d'une première blessure (a), les déficits patho-mécaniques (b), les déficits sensori-perceptifs (c), les déficits moteurs (d), les facteurs personnels (e), les facteurs environnementaux (f), les interactions (g) entre l'ensemble de ces déficits et le spectrum des effets cliniques (h) (fig. 2).

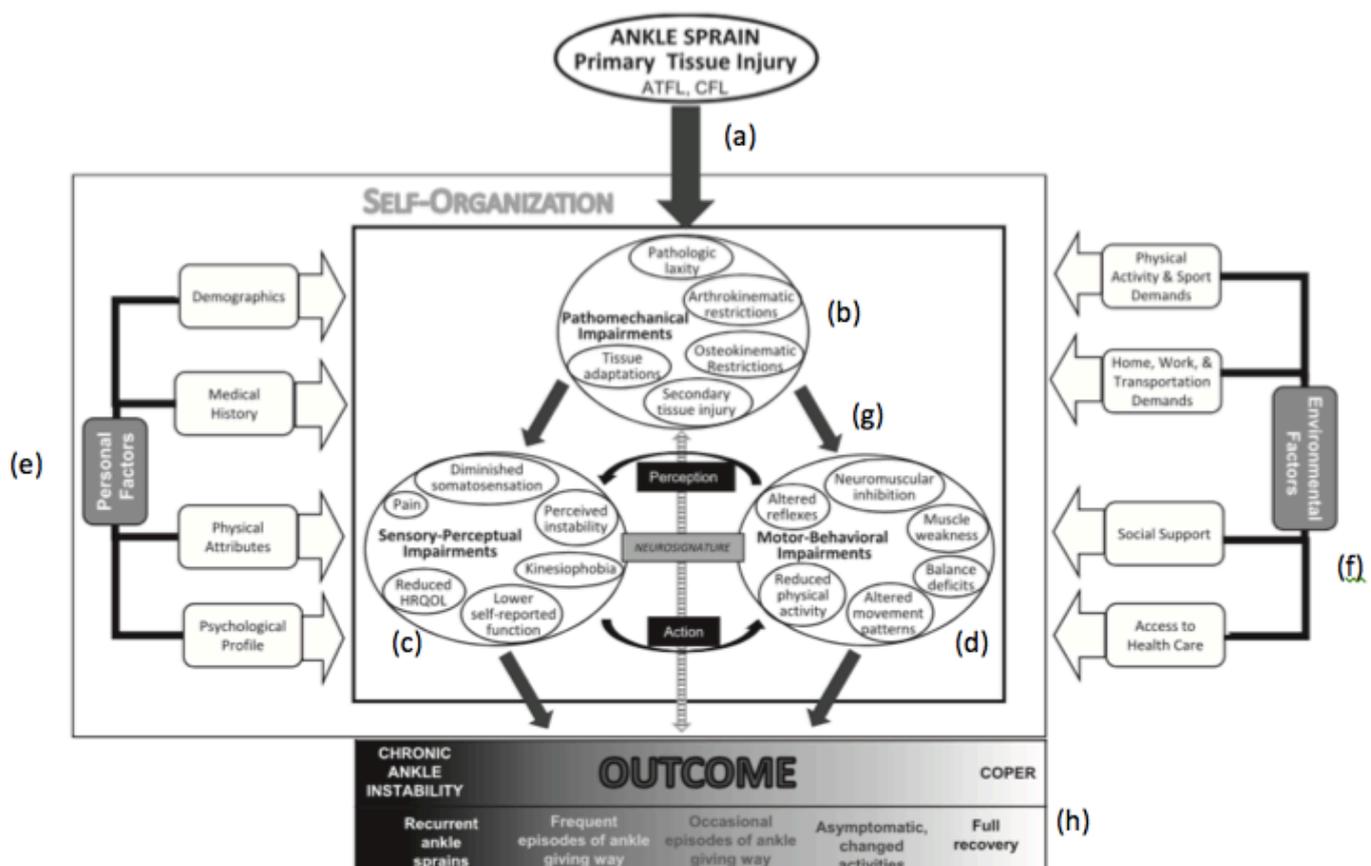


Figure 2 : modèle actualisé de l'instabilité chronique de cheville (Hertel, 2019)(5)

Tous les patients atteints d'ICC ont donc déjà subi une lésion primaire des ligaments latéraux de la cheville. Chaque déficience présentée dans les catégories (b)(c)(d) est variable entre les patients atteints d'ICC et les patients sans antécédent d'entorse de cheville. Cela ne signifie pas que tous les patients ICC présentent ces déficits, mais il s'agit plutôt de caractéristiques que chaque patient est susceptible de présenter. Les facteurs personnels et environnementaux propres au patient jouent un rôle essentiel dans la façon dont un individu réagit à une blessure. Les interactions entre toutes ces composantes sont tirées de la théorie des systèmes dynamiques et de la théorie de la neuromatrice de la douleur de Melzack. Ils présentent la manière dont la blessure primaire, les trois catégories de déficiences et les facteurs personnels ou environnementaux interagissent entre eux pour produire le résultat clinique d'un patient. Enfin, le spectre des résultats s'étend d'un rétablissement complet (coper) à un résultat insatisfaisant, accompagné d'une ou plusieurs récurrences d'entorse de cheville (ICC) (5).

2.2.4 Conséquences

Un des principaux risques de l'ICC est le développement d'arthrose post-traumatique. Or l'arthrose, quelque soit son étiologie, représente un fardeau physique important pour l'individu (2).

Saltzman *et al.* ont rapporté que quatre cas d'arthrose de cheville sur cinq sont le résultat d'un traumatisme musculo-squelettique antérieur, ces patients étant en moyenne dix ans plus jeunes que les patients présentant une arthrose primaire de cheville (19). La recherche a également souligné que les patients souffrant d'arthrose de la cheville au stade final, telle que mesurée par radiographie, ont tendance à être plus jeunes que les patients souffrant d'une autre dégénérescence articulaire du membre inférieur (arthrose du genou ou de la hanche). Ils semblent présenter une perte fonctionnelle plus rapide avec une progression vers les stades finaux de l'arthrose de la cheville en 10-20 ans (2). En effet, entre 70 % à 80 % de tous les cas d'arthroses de cheville sont de nature post-traumatique et se développent plus jeune qu'au niveau des autres articulations. Au final, 10 % à 40 % des cas d'ICC évolueraient vers une arthrose prématurée de la cheville (2).

De plus l'ICC est très probablement associée à une diminution de la qualité de vie liée à la santé, ce qui n'a pas été retrouvé chez les patients « copers » (20). Par conséquent, il paraît essentiel d'explorer tous les facteurs qui contribuent à l'instabilité de la cheville, afin de développer des interventions plus ciblées (20). Un des éléments nouveaux du modèle actualisé de Hertel est la notion d'inhibition musculaire arthro-génique ou AMI (5). Les études se sont multipliées à ce sujet dans la littérature. Or l'apparition de ce type de phénomène peut retarder la récupération (8). Il semble donc important d'approfondir ce sujet.

2.3 L'inhibition musculaire arthro-génique

2.3.1 Définition

L'AMI (arthrogenic muscle inhibition) est une « réponse réflexe continue après une lésion articulaire » (7). Il s'agit de l'impossibilité de contracter complètement un muscle malgré l'absence de lésions structurelles du muscle ou du nerf innervant (6). Il a été observé une « diminution réflexe de l'excitabilité du pool de motoneurones, modulée par des mécanismes pré et post-synaptiques » (Ingersoll *et al.*, 2008) (6). L'AMI est considérée comme une réponse réflexe à une lésion articulaire car elle échappe au contrôle conscient et volontaire (7). C'est une « réponse naturelle conçue pour diminuer la charge articulaire et protéger l'articulation contre d'autres dommages » (8).

La reconnaissance de l'AMI ainsi qu'une meilleure compréhension de ses mécanismes sont d'une importance majeure car elles permettent d'établir des stratégies thérapeutiques efficaces, améliorant ainsi la prise en soin des patients. Bien que les recherches concernant l'AMI portent principalement sur l'inhibition du quadriceps après ligamentoplastie du LCA (7), elle a également été étudiée dans d'autres articulations, notamment la cheville. Établir l'implication de l'AMI dans l'ICC semble donc essentiel pour comprendre les mécanismes sous-jacents de l'ICC.

2.3.2 AMI et blessure

L'AMI joue un rôle prépondérant dans le cycle de la blessure (*fig. 3*). Après une blessure articulaire, des individus peuvent être limités en termes d'amplitude de mouvement et de déplacement. Cela peut être dû à la présence de douleur, de gonflement, de l'incapacité de la musculature environnante à se contracter normalement.

Cela entraîne une faiblesse et une fonte musculaire, provoquant une susceptibilité accrue aux blessures articulaires (8).

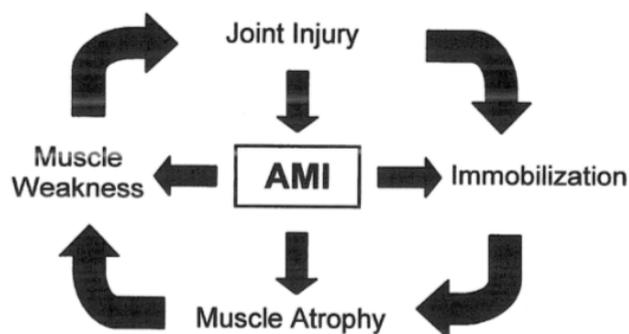


Figure 3 : paradigme de la blessure (Hopkins, 2000) (8)

2.3.3 Moyens de mesure de l'AMI dans la littérature

Dans la littérature, l'AMI est mise en évidence et mesurée grâce à différentes techniques.

➤ Force maximale volontaire (FMV)

Ces techniques de mesure comprennent la technique du « burst superposé » (SIB) et la technique du « twitch interpolé » (ITT). Elles permettent la stimulation électrique neuromusculaire et donc l'activation musculaire (7).

La perte de force musculaire volontaire étant l'une des conséquences finales de l'AMI (8), il est demandé au patient de réaliser une contraction volontaire isométrique maximale afin d'en mesurer la force. A cette contraction, les chercheurs ajoutent une stimulation électrique percutanée supra-maximale, afin d'activer pleinement le muscle et ainsi mesurer le ratio d'activation centrale (CAR : central activation ratio). Le CAR est le ratio entre la force maximale développée volontairement et la force développée ajoutée à la stimulation

électrique. Un patient ayant un ratio supérieur à 95 % est considéré comme activant pleinement son muscle (7).

En théorie, un patient « sain » pourra recruter la totalité des unités motrices de son muscle, et le stimulus électrique ne produira aucune augmentation significative de la force. Au contraire, si un muscle est inhibé, la stimulation externe produira une contraction produisant une force supérieure à la contraction volontaire seule (7). En effet, le stimulus va venir compenser la partie inhibée du pool de motoneurones (8).

➤ Réflexe H de Hoffman

L'AMI a été beaucoup documentée sur les chevilles chroniquement instables, notamment en évaluant la réponse du réflexe H de Hoffman dans le muscle long fibulaire (5). Comme la technique précédente, le réflexe H est également une mesure du recrutement du pool de motoneurones (8). Il a pour objectif de mesurer l'excitabilité spinale ainsi que la performance de la transmission synaptique entre les fibres Ia et les motoneurones. Le réflexe myotatique provoqué est mesuré afin d'observer la réponse musculaire réflexe obtenue par électromyographie (EMG).

Le patient reçoit une stimulation électrique percutanée sur le trajet d'un nerf mixte, afin d'activer directement les fibres Ia issues des fuseaux neuromusculaires (FNM). Un nerf mixte étant composé de fibres sensorielles (afférentes) et de fibres motrices (efférentes), deux types de réponses musculaires vont être observées, se traduisant par deux types de réponses distinctes sur l'EMG (8) :

- La **réponse M**, précoce, de courte latence. Elle correspond à la réponse directe des fibres motrices efférentes : les motoneurones.
- Le **réflexe H**, réponse tardive, de plus longue latence. Il correspond à la réponse réflexe induite par la dépolarisation des fibres afférentes Ia qui à leur tour stimulent les motoneurones dans la corne antérieure.

La différence de latence entre les réponses H et M correspond à la différence de trajet effectué par l'influx nerveux. C'est le temps pour l'influx de revenir vers la moelle épinière puis de retourner jusqu'au muscle (8). Le seuil d'excitabilité des fibres la étant plus faible, la réponse H va apparaître en premier, avant la réponse M, lors de faibles intensités de stimulation. Plus la stimulation est importante, plus il y a de fibres recrutées et plus l'amplitude de la réponse H va augmenter, jusqu'à atteindre une amplitude maximale. Lorsque l'amplitude de la stimulation augmente encore, la réponse M va apparaître et augmenter avec l'intensité de la stimulation car davantage de motoneurones seront recrutés. En parallèle, la réponse H va diminuer et quand M aura atteint son seuil maximal, la réponse H aura totalement disparue. En réalité la réponse H ne diminue pas, elle n'est simplement plus mesurable. En effet, lorsque le seuil d'excitabilité des motoneurones est atteint, le potentiel d'action se dirige non seulement vers le muscle (réponse M) mais il se produit également un retour vers les corps cellulaires de la corne antérieure de la moelle épinière. Or ce retour se passe juste avant que les volées afférentes n'arrivent jusqu'au motoneurone, ce qui empêche les fibres la de dépolariser les motoneurones (8). L'amplitude du réflexe H représente la partie du pool de motoneurones qui a été stimulée par l'activité afférente. L'inhibition entraîne une baisse d'excitabilité de ce pool de motoneurones. Il faut d'avantage de stimuli pour initier un potentiel d'action. Par conséquent, une diminution de l'amplitude du réflexe H après une blessure est synonyme d'inhibition (8).

2.3.4 L'AMI dans l'instabilité chronique de cheville

Comme le rapporte Hertel (5), c'est une notion qui a été beaucoup étudiée dans l'ICC depuis quelques années. L'AMI pourrait même être la cause sous-jacente de l'ICC (21). Plusieurs études montrent effectivement la présence d'une AMI dans la musculature de l'articulation de la cheville chez les patients présentant une ICC.

En 2005, Mc Vey *et al.*(21) mettent en évidence une diminution de l'amplitude du réflexe H dans les muscles long fibulaire et soléaire, alors qu'aucune différence n'a été rapportée entre les membres chez les patients sains ne présentant aucun antécédent de blessure à la cheville. C'est également ce que démontrent Kim *et al.* dans leur revue

systematique avec méta-analyse de 2019 (22). Les rapports Hmax / Mmax du soléaire et du long fibulaire étaient significativement réduits dans les groupes ICC par rapport aux groupes témoins non blessés.

Une inhibition des muscles proximaux des membres inférieurs a également été signalée. En utilisant les mesures de l'activation centrale (CAR), des chercheurs ont observé que les patients atteints d'une ICC unilatérale présentaient une inhibition bilatérale des muscles ischios-jambiers et une facilitation ipsilatérale des muscles quadriceps par rapport aux témoins sains (23).

De plus, bien que l'AMI des muscles fessiers n'ait pas été clairement mesurée dans une population d'ICC, il semblerait que le déficit de force observé soit dû à une baisse de l'activité neuronale (24).

Nous constatons alors que l'AMI, dans le cadre de l'ICC atteint aussi bien des muscles de la cheville que d'autres muscles, plus proximaux. La diminution de l'activation musculaire volontaire observée pourrait donc retarder la réaction de la musculature affectée aux perturbations soudaines de l'articulation et ne pas assurer une stabilité adéquate lors de la marche, ce qui favoriserait les épisodes de " dérapage " et d'autres blessures (21). De plus, cette inhibition ne semble pas se résorber totalement au fur et à mesure de la récupération de la blessure. L'inhibition prolongée des stabilisateurs dynamiques de la cheville peut contribuer alors à la nature chronique du mauvais contrôle neuromusculaire de l'articulation de la cheville chez les patients ICC (22).

2.3.5 Force musculaire et AMI

La diminution de la contraction volontaire est l'une des conséquences finales de l'AMI (8). Selon Hopkins, la différence entre une contraction volontaire maximale (CVM) de base et une CVM après une blessure est essentiellement une inhibition (8). En théorie, lors de l'utilisation du SIB ou de l'ITT, si un individu est capable de contracter toutes ses unités motrices, la stimulation électrique ne provoquera aucune augmentation de la force (7).

Dans une revue systématique de 2020 (24), Dejong *et al.* présentent les différentes adaptations neuromusculaires et biomécaniques proximales (tronc, hanche, cuisse, genou) présentes lors d'évaluations fonctionnelles et d'exercices chez des patients ICC. Leurs recommandations se portent sur l'importance d'évaluer spécifiquement la force des muscles de la hanche par dynamométrie manuelle lors des évaluations des blessures de la cheville. Il est pertinent de déterminer les déficits immédiats dus à une diminution réflexe de l'activité neuronale après un traumatisme articulaire. En effet, les déficits de force observés peuvent contribuer à un « dysfonctionnement longitudinal ». Ils suggèrent qu'une composante neuronale est à l'origine de ces déficits de force identifiés de manière constante au niveau de la hanche dans les groupes ICC.

De plus, des données montrent que les changements du réflexe H du soléaire reflètent les changements de la force isocinétique (25), ce qui suggère que les changements du réflexe H sont effectivement liés aux changements de la force (21).

2.4 La force musculaire

Selon la HAS (26), la force musculaire est définie comme « la capacité du muscle à exercer une force ». Elle se distingue de la notion de puissance et d'endurance musculaire. Il existe différents modes de contraction :

- La force **dynamique**
- La force **statique** ou **isométrique**, celle qui nous intéressera dans ce travail.

La force isométrique est produite et mesurée lors d'une contraction volontaire maximale (26). Elle est définie par Frey *et al.* comme étant « la force la plus grande que le système neuromusculaire peut exercer par contraction volontaire contre une résistance insurmontable » (27). Lors de ce type d'effort, la longueur musculaire n'est pas modifiée et la tension développée par le muscle est égale à la résistance extérieure. Cette force se mesure au cours d'un effort volontaire, grâce à des dispositifs tel que le dynamomètre. Elle peut être mesurée dans différentes positions angulaires afin d'explorer plusieurs zones de la relation tension-longueur d'un muscle (28).

2.5 Le dynamomètre

En pratique, l'évaluation de la force musculaire occupe une place significative dans l'évaluation, le traitement et le suivi d'un patient. Elle est importante pour un grand nombre de pathologies musculo-squelettiques des membres inférieurs (29). Elle permet aussi bien d'objectiver la présence d'un déficit, que de suivre l'évolution d'un patient ou mesurer l'efficacité d'un traitement (30).

Dans son étude de 1986, Bohannon recommandait déjà d'utiliser des outils plus performants que le testing manuel pour mesurer la force musculaire (31). Deux options existent pour mesurer objectivement la force musculaire : les tests isocinétiques et la dynamométrie à main. Un dynamomètre est défini comme étant « un appareil destiné à la mesure d'une force ou d'un couple de forces » (32).

Le dynamomètre isocinétique

Avec les progrès technologiques, l'évaluation isocinétique est devenue un outil largement utilisé pour évaluer la performance musculaire dans les études biomécaniques et cliniques. C'est une méthode fiable pour évaluer la force et la puissance des groupes musculaires. Il est considéré comme l'appareil d'évaluation « gold standard » pour mesurer la force musculaire (29)(33). Mais bien que la force isométrique maximale soit un paramètre fréquemment utilisé dans l'évaluation, le coût élevé et/ou la nature non portative de la plupart des instruments ne permettent pas de réaliser des tests au quotidien pour de nombreux professionnels (34).

Le dynamomètre manuel ou portatif

Lovett et Martin décrivent pour la première fois en 1916 l'utilisation d'un système à ressort permettant d'associer des valeurs quantitatives à la force musculaire (35). Il s'agit d'un dispositif pratique pouvant être placé entre la main du praticien et la partie du corps testée du patient, de la même façon qu'un praticien effectuerait un testing musculaire manuel. Contrairement au testing manuel, il fournit une mesure quantifiée de la force.

Pour les cotations de 0 à 3 (selon Daniel et Worthingham) le testing manuel peut être adapté. Mais pour les cotations 4 à 5 il s'avère ne pas être assez précis (36). Les dynamomètres sont des outils de mesure plus accessibles du fait de leur petite taille, de leur faible coût et de leur simplicité d'utilisation (36).

2.6 Qualités métrologiques d'un outil d'évaluation

Afin de choisir l'outil de mesure le plus adapté possible, il est essentiel d'aborder quelques notions de métrologie, définie comme « la science des mesures » (37). Le COSMIN (*consensus-based standards for the selection of health measurement instruments*) a établi un consensus entre groupes d'experts afin de clarifier et standardiser la terminologie et les définitions des propriétés de mesure pertinentes pour l'évaluation des instruments de mesure en santé (38). Il existe quatre grandes familles d'indices clinimétriques (*fig. 5*) :

a) La fiabilité

Également appelée reproductibilité, stabilité, fidélité, précision ou répétabilité (39), elle est définie par le COSMIN comme étant « le degré auquel une mesure est exempte d'erreur de mesure ». Il propose une version étendue : « la fiabilité est le degré auquel les scores des patients (qui n'ont pas évolué) sont les mêmes lors de mesures répétées sous plusieurs conditions (38) :

- Utiliser différents ensembles d'éléments/items provenant des mêmes évaluations (consistance interne)
- Dans le temps (test-retest)
- Par des évaluateurs différents au même moment (fiabilité inter-observateurs)
- Par le même évaluateur à des moments distincts (fiabilité intra-observateur) »

De plus, une évaluation fera toujours l'objet d'erreurs de mesure. Il existe trois sources de biais d'erreurs : l'opérateur qui réalise la mesure, l'outil utilisé et le patient évalué (38).

Ce sont pour ces raisons que les outils doivent être standardisés et utilisés en suivant des procédures les plus précises possible, ce afin de limiter le risque d'erreur. Il est nécessaire de quantifier le risque d'erreur de manière expérimentale pour connaître la fiabilité. Le principe est de répéter plusieurs fois la même mesure sur un patient qui n'est pas censé évoluer cliniquement. Soit un évaluateur examine deux fois le patient (fiabilité intra-observateur), soit deux évaluateurs cotent chacun une fois le patient (fiabilité-inter-observateur) (39).

Le **coefficient de corrélation intra-classe (CCI)** est la mesure la plus populaire pour témoigner d'une reproductibilité d'une mesure. Elle s'applique lorsqu'une variable est quantitative, comme pour les mesures de forces musculaires. Cependant, il ne permet pas de quantifier l'erreur de mesure. Pour ça, deux principaux paramètres (39) :

- **L'erreur standard de mesure (SEM)** (standard error of measurement), permettant de quantifier à quelle distance sont les mesures répétées. Elle est utilisée dans le calcul du changement minimum détectable (CMD).
- Les **limites d'accord (LOA)** (limits of agreement) entre deux mesures d'une même grandeur, via la méthode de Bland et Altman. L'estimation de la concordance entre deux mesures est une approche complémentaire. Elle permet d'étudier l'ampleur du désaccord entre deux mesures et ainsi fournir une analyse plus approfondie.

b) La validité

La définition du COSMIN est : « le degré auquel un instrument mesure le construit qu'il est censé mesurer » (38). Il en existe plusieurs types :

- Validité de contenu qui correspond au contenu de l'évaluation en adéquation avec ce qu'il veut mesurer.

- Validité de critère : c'est le « degré auquel les scores d'un instrument reflètent de manière adéquate un étalon-or ». La nature de cet étalon d'or (ou gold standard) va différencier la **validité concourante** (compare les résultats d'un test à évaluer aux résultats de l'étalon d'or) et la **validité prédictive** (évalue le lien d'un test à un évènement à prédire) (39).
- Validité de construit : utilisée lorsqu'il n'y a pas de « gold standard » et que des concepts plus « abstraits » sont étudiés (ex : l'équilibre) (39).

Le CCI est utilisé lorsqu'on compare un outil avec un étalon d'or (validité concourante), que toutes les variables sont continues et lorsque la même unité est utilisée. Elle décrit à quel point les unités d'un même groupe se ressemblent. Lorsque les unités sont différentes, le coefficient de pearson est utilisé (39).

c) La réactivité

Le COSMIN la définit comme étant « la capacité d'un instrument à détecter les changements au cours du temps du construit à mesurer » (38). Un outil doit être capable de détecter les changements significatifs et rester stable s'il n'y a pas d'évolution constatée.

d) L'interprétabilité

Selon le COSMIN, l'interprétabilité est « le degré auquel nous pouvons attribuer une signification qualitative (c'est à dire des connotations cliniques ou communément comprises) aux scores quantitatifs d'un instrument ou à une modification des scores » (38). A noter que l'interprétabilité n'est pas indiquée comme une propriété de mesure mais comme une caractéristique importante d'un instrument de mesure (*fig. 4*) (38).

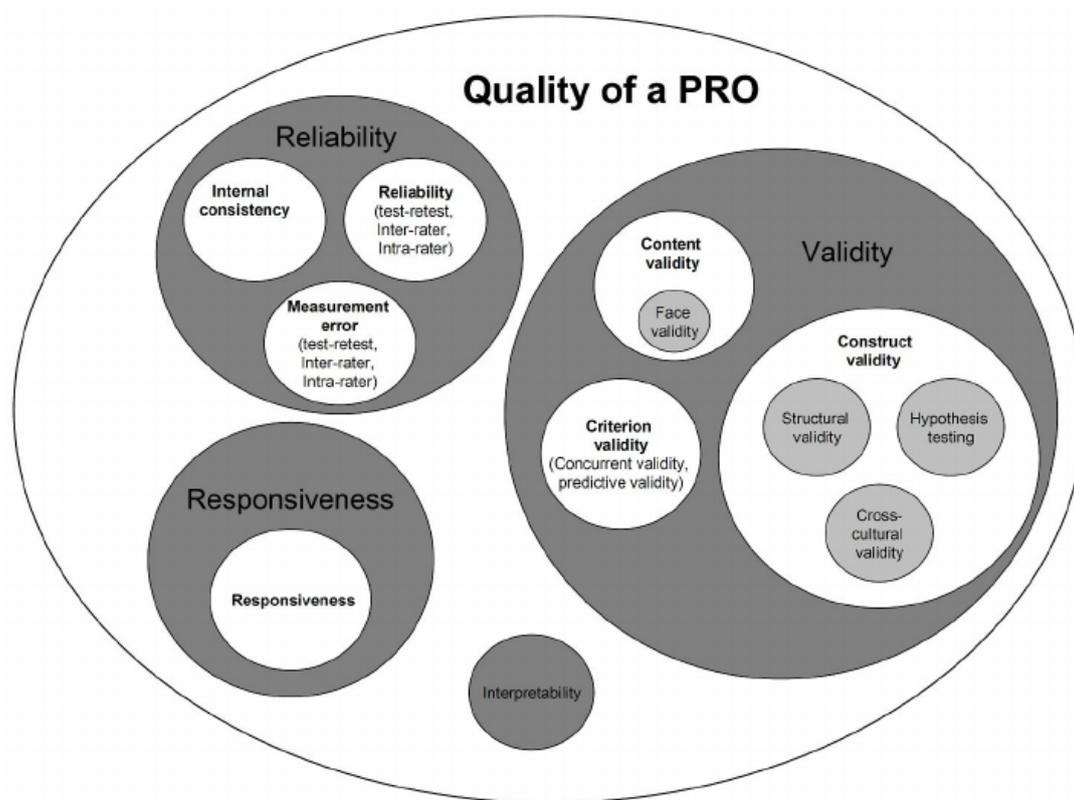


Figure 4 : taxonomie des indices clinimétriques selon le COSMIN, 2010 (38)

3. Démarche de problématisation

L'instabilité chronique de cheville (ICC) est une pathologie retrouvée fréquemment après des épisodes d'entorses aigües de la cheville (4)(3)(13). Les modifications fonctionnelles engendrées sont multiples, ce qui a pour conséquence de diminuer de façon significative la qualité de vie liée à la santé de ces patients (20). De plus, le risque de développer une dégénérescence articulaire prématurée chez ces patients est démultiplié, ce qui peut constituer un fardeau physique important (2). Il a donc paru essentiel de s'intéresser plus spécifiquement aux différents mécanismes impliqués dans l'ICC.

Dans sa mise à jour du modèle d'ICC en 2019, Hertel rapporte la présence d'une inhibition musculaire ou AMI empêchant certains muscles d'être pleinement activé (5). Or, c'est un élément important dans l'ICC car l'AMI peut constituer un véritable frein empêchant une récupération fonctionnelle maximale et donc un risque accru de complications (21). Les études se multiplient à ce sujet depuis quelques années et toutes semblent s'accorder sur le fait que l'AMI devrait continuer à faire partie des priorités des programmes de réadaptation. Comment est-il possible de mesurer cette AMI en cabinet libéral face à un patient atteint d'ICC ?

Dans ces mêmes études, l'AMI est mise en évidence notamment grâce à l'utilisation de stimuli électriques externes, afin de mesurer la force maximale volontaire ou dans le but d'analyser les réponses obtenues nécessitant un EMG. Ces techniques sont difficilement reproductibles en pratique libérale. De plus, les recherches dans la littérature n'ont pas permis de mettre en évidence des outils d'évaluation ou des protocoles mesurant l'AMI dans ce contexte.

Tout au long du cursus de formation clinique, nous avons eu l'occasion d'échanger avec des praticiens qui s'intéressent et se questionnent sur la notion d'AMI.

Cela nous a amené à échanger avec un kinésithérapeute « expert » (MK1) dans le domaine des pathologies de cheville, à propos de cette thématique spécifique et par le biais d'un entretien exploratoire (*Annexes 1 et 2*).

3.1 Entretien exploratoire

En résumé, MK1 tente de mettre en évidence l'AMI en pratique grâce à l'utilisation d'un dynamomètre manuel. Des mesures répétées de la force maximale volontaire de plusieurs groupes musculaires de la hanche, du genou et de la cheville sont réalisées. Il est observé que chez la plupart des patients présentant une ICC, cette force augmente au fur et à mesure du côté instable en seulement quelques répétitions, contrairement au côté sain où un plateau est directement atteint. Au cours de cette manœuvre simple, la masse musculaire reste inchangée. Ce serait donc la commande nerveuse qui permettrait une levée de l'inhibition se traduisant par une augmentation rapide de la force musculaire volontaire.

Nous nous sommes alors questionnés sur les modalités pratiques d'utilisation du dynamomètre manuel en cabinet libéral pour mesurer l'AMI chez les patients ICC. Mais bien que pertinent cliniquement, la littérature ne montre rien à ce sujet et l'entretien exploratoire effectué ne montre que des présomptions. Pour ces raisons, nos recherches se porteront sur les éléments fournis par MK1 lors de notre échange. Notamment, l'utilisation du dynamomètre manuel dans l'évaluation de la force musculaire isométrique maximale des membres inférieurs chez les patients ICC.

La question de recherche qui en découle est donc :

Dans quelles mesures et selon quelles modalités, l'utilisation du dynamomètre manuel en cabinet libéral est-elle pertinente dans la mesure de la force musculaire volontaire maximale des principales fonctions du membre inférieur, chez des patients atteints d'ICC ?

4. Matériel et méthodes

Afin de répondre à notre question de recherche, un travail de collecte des connaissances disponibles dans la littérature paraît le plus pertinent. Il existe deux principaux types de revues de la littérature : les revues systématiques et les revues narratives. Afin de répondre à notre question, ce travail prendra la forme d'une revue de littérature de type narratif car elles permettent d'offrir une « synthèse formelle et une discussion sur un sujet donné, basé sur un examen non nécessaire systématique et exhaustif de la littérature » (40). En effet, l'objectif de ce travail est de réaliser un état des lieux des connaissances actuelles sur le sujet et ainsi offrir une discussion. Bien qu'elles se caractérisent par le fait de ne pas avoir de méthodologie systématique, il nous a semblé important de décrire le plus précisément possible la méthodologie de recherche utilisée.

4.1 Choix des mots clés

Afin d'obtenir des données de littérature en lien avec notre sujet, différents mots clés ont été utilisés pour construire des équations de recherche :

En français :

• Dynamomètre à main, dynamomètre manuel, dynamométrie	• Validité, fiabilité, interprétabilité, reproductibilité
• Force musculaire	• Instabilité chronique de cheville, ICC
• Procédure, recommandation, évaluation	• Membres inférieurs, hanche, genou, cheville

En anglais :

• Hand-held dynamometer, dynamometry, HHD	• Validity, reliability, interpretability, reproducibility
• Muscular strength, strength	• Chronique ankle instability, CAI
• Procedure, recommendation, assessment	• Lower limb, lower extremities, hip, knee, ankle

Afin de lier ces mots-clés et faire émerger les résultats les plus pertinents, des opérateurs booléens ont été utilisés. Des équations de recherche ont ensuite été rédigées en anglais, langue utilisée majoritairement en recherche scientifique.

4.2 Choix des bases de données

Différentes bases de données ont ensuite été interrogées afin de collecter et sélectionner la littérature la plus pertinente possible :

- **MEDLINE PubMed** : base de données la plus conséquente sur les publications biomédicales.
- **DiTa** (*Diagnostic Test Accuracy database*) : base de données spécifique à la physiothérapie où de la littérature sur la métrologie, la clinimétrie et l'utilisation en pratique des tests en physiothérapie est retrouvée.
- **Google Scholar** : interface de recherche de Google pour l'ensemble des publications à caractère scientifique (39).

4.3 Critères d'éligibilité des revues

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
Articles en anglais et en français, disponibles intégralement	Articles traduits ni en français ni en anglais
Mesure de la force musculaire volontaire maximale au niveau des membres inférieurs (hanche, genou, cheville)	Mesure de la force musculaire au niveau des membres supérieurs ou du tronc uniquement
Utilisation d'un dynamomètre manuel	Pathologies spécifiques (neuromusculaires, BPCO)

4.4 Processus de sélection des articles

Après avoir défini les critères d'inclusion et d'exclusion, la sélection des articles s'est faite en quatre étapes (fig. 5) :

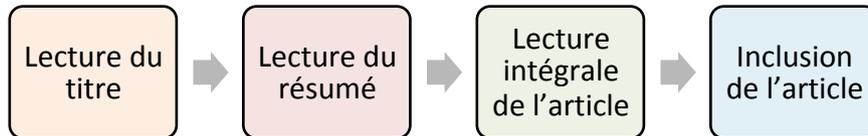


Figure 5 : Processus de sélection des articles

Une première sélection d'articles s'est faite par lecture du titre. Ensuite, si le titre de l'article sélectionné s'est avéré relevant, une lecture du résumé a permis de poursuivre le processus de sélection. Si ce dernier, selon nos critères d'inclusion et d'exclusion s'est avéré également pertinent, l'article a été retenu. Les références des articles sélectionnés ont également été lues afin d'identifier d'autres articles potentiellement éligibles mais non retenus après notre recherche. Lors de la recherche, les doublons ont été repérés et exclus et les articles ont été enregistrés sur Zotero, logiciel de gestion bibliographique. Nous avons également exclu les articles qui étaient déjà retenus dans les revues systématiques sélectionnées pour l'analyse.

Une synthèse des six articles retenus est présentée dans la partie « résultats ».

5. Résultats

Au total, six articles ont été retenus afin de répondre à la question de recherche :

Dans quelles mesures et selon quelles modalités, l'utilisation du dynamomètre manuel en cabinet libéral est-elle pertinente dans la mesure de la force musculaire volontaire maximale des principales fonctions du membre inférieur, chez les patients atteints d'ICC ?

Nous retrouvons deux revues systématiques et quatre études diagnostiques, publiées entre 2011 et 2017. Ces dernières ont pour but d'évaluer un outil clinique quant à ses capacités de diagnostic (41). Pour chaque étude, les résultats ont été résumés sous forme d'un tableau comprenant : le design de l'étude, le(s) objectif(s), les critères de sélection des études ou des participants, le protocole utilisé, l'analyse statistique choisie, les résultats et la conclusion proposée par l'étude.

- **Absolute reliability and concurrent validity of hand held dynamometer and isokinetic dynamometry in the hip, knee and ankle joint.** Chamorro *et al.* 2017 (42).

Design	Revue <u>systématique</u> de la littérature avec <u>méta-analyse</u>
Objectif	Établir la fiabilité absolue et la validité concourante entre les dynamomètres à main et les dynamomètres isocinétiques dans l'évaluation du couple maximal des membres inférieurs.
Sélection	<p>17 études sélectionnées par deux évaluateurs indépendants, de 1965 à 2016.</p> <ul style="list-style-type: none"> ○ Critères d'inclusion : inclure des patients <u>asymptomatiques</u>, évaluer le côté dominant des participants en utilisant des contractions <u>isométriques</u> ou <u>concentriques</u> (vitesse angulaire de 60°/sc) avec un dynamomètre manuel ou isocinétique dans l'une des articulations d'intérêt, considérer les propriétés psychométriques suivantes : <u>fiabilité absolue</u> exprimée par l'ESM et les LOA pour la variabilité intra-sujet entre les essais, <u>validité concourante</u> exprimée par le CCI et l'intervalle de confiance à 95 %.

	<ul style="list-style-type: none"> ○ Critères d'exclusion : études publiées dans une autre langue que l'anglais, études analysant que la fiabilité relative (CCI), la validité concourante exprimée par la corrélation de Pearson (r) et non le CCI.
Analyse statistique	<p><u>Fiabilité</u> : SEM et LOA</p> <p><u>Validité</u> : CCI et intervalle de confiance à 95 %</p> <ul style="list-style-type: none"> ○ Petite : $0,0 < CCI < 0,25$ ○ Faible : $0,26 < CCI < 0,49$ ○ Modérée : $0,50 < CCI < 0,69$ ○ Forte : $0,70 < CCI < 0,89$ ○ Très forte : $0,90 < CCI < 1$
Résultats	<ul style="list-style-type: none"> ○ En tenant compte des classifications COSMIN, les études évaluées se classaient méthodologiquement entre passables et médiocres. ○ Fiabilité : les limites supérieures de la LOA sont plus <u>élevées</u> pour le dynamomètre manuel que pour le dynamomètre isocinétique (> à 15% pour toutes les articulations). Les fiabilités les plus <u>faibles</u> sont retrouvées pour l'extension de genou et la flexion plantaire de cheville. ○ Validité : <u>très élevée</u> pour l'adduction et la flexion de hanche, <u>élevée</u> pour l'abduction et l'extension de hanche, <u>modérée</u> pour la flexion, l'extension de genou et la flexion plantaire et dorsale de cheville
Conclusion de l'étude	<p>Ils suggèrent qu'un autre instrument que le dynamomètre manuel, soit utilisé pour évaluer le couple maximal des mouvements d'extension de genou et de flexion plantaire de cheville.</p>

- **Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry.**
Stark *et al.* 2011 (43).

Design	Revue <u>systématique</u> de la littérature
Objectif	Examiner les preuves actuelles concernant la fiabilité et la validité de la dynamométrie manuelle pour l'évaluation de la force musculaire dans le contexte clinique.
Sélection	19 études sélectionnées par trois examinateurs <ul style="list-style-type: none"> ○ <u>Critères d'inclusion</u> : comparaison entre la dynamométrie manuelle et la dynamométrie isocinétique, études empiriques ○ <u>Critères d'exclusion</u> : absence de comparaison entre la dynamométrie manuelle et la dynamométrie isocinétique, présence du résumé uniquement, études de cas
Analyse statistique	<p><u>Fiabilité</u> : CCI</p> <ul style="list-style-type: none"> ○ Mauvaise : $CCI < 0,50$ ○ Modérée : $0,50 < CCI < 0,75$ ○ Bonne : $CCI > 0,75$ <p><u>Validité</u> : coefficient de corrélation de Pearson (r)</p> <ul style="list-style-type: none"> ○ Absence : $0,0 < r < 0,09$ ○ Faible : $0,1 < r < 0,3$ ○ Moyenne : $0,3 < r < 0,5$ ○ Forte : $0,5 < r < 1$
Résultats	<ul style="list-style-type: none"> ○ Six sur sept études évaluant les membres inférieurs ont enregistré une <u>corrélation forte</u>. Il existe une relation directe entre le dynamomètre manuel et le dynamomètre isocinétique ○ Deux études évaluant les membres inférieurs (fléchisseurs et extenseurs de genou) ont inclus la mesure d'un CCI. Les fiabilités ont été documentées comme « bonnes » ($CCI > 0,75$).

Conclusion de l'étude	Le dynamomètre manuel est un instrument fiable et valide pour mesurer la force musculaire, sauf pour une utilisation avec les plus grandes articulations telles que le genou. Compte tenu de sa facilité d'utilisation, sa portabilité, son coût et sa taille par rapport aux appareils isocinétiques, le dynamomètre manuel pourrait être considéré comme un standard pratique pour l'évaluation de la force musculaire.
------------------------------	---

- **Reliability, comparability, and validity of foot inversion and eversion strength measurements using a hand-held dynamometer.** Alfuth *et al.* 2016 (44)

Design	Étude <u>diagnostique</u>		
Objectifs	<ol style="list-style-type: none"> 1. Examiner la fiabilité intra et inter-examineurs des mesures de la force d'éversion et d'inversion du pied dans différentes positions en utilisant un dynamomètre manuel stabilisé par ceinture 2. Comparer ces résultats dans les différentes positions 3. Mesurer la validité concurrente en utilisant un dynamomètre isocinétique. 		
Population	30 participants (18 hommes, 12 femmes), adultes en bonne santé		
Protocole	<p>Dynamomètre manuel: Commander Dynamomètre isocinétique : Cybex II</p> <p>→ <u>Force musculaire isométrique maximale</u> enregistrée en Newton (N) et convertie en Newton.mètres</p> <p>Fonctions mesurées : couples isométriques <u>d'inversion</u> et <u>d'éversion</u> dans trois positions de tests (assis, décubitus dorsal et latéral) le pied à 10° de flexion plantaire</p> <p>→ Dynamomètre manuel :</p> <table style="width: 100%; border: none;"> <tr> <td style="vertical-align: top; width: 50%;"> <p>❖ <u>Décubitus dorsal</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Pieds nus dépassant de l'extrémité de la table, tête et cou soutenus par un demi rouleau de mousse thérapeutique 2. Bassin, cuisses et tibias des deux jambes </td> <td style="vertical-align: top; width: 50%;"> <p>❖ <u>Assis</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Mains derrière le dos, jambes tendues et pieds nus décollés de l'extrémité du banc 2. Cuisses et tibias des deux jambes </td> </tr> </table>	<p>❖ <u>Décubitus dorsal</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Pieds nus dépassant de l'extrémité de la table, tête et cou soutenus par un demi rouleau de mousse thérapeutique 2. Bassin, cuisses et tibias des deux jambes 	<p>❖ <u>Assis</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Mains derrière le dos, jambes tendues et pieds nus décollés de l'extrémité du banc 2. Cuisses et tibias des deux jambes
<p>❖ <u>Décubitus dorsal</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Pieds nus dépassant de l'extrémité de la table, tête et cou soutenus par un demi rouleau de mousse thérapeutique 2. Bassin, cuisses et tibias des deux jambes 	<p>❖ <u>Assis</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Mains derrière le dos, jambes tendues et pieds nus décollés de l'extrémité du banc 2. Cuisses et tibias des deux jambes 		

	<p>❖ <u>Décubitus latéral</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Pieds nus hors de l'extrémité du banc, genou soutenu par une serviette roulée 2. Tibia et cuisse de la jambe testée <p>→ <u>Dynamomètre isocinétique</u> :</p> <p>Assis sur une chaise, dossier incliné à 60°, pieds à 10° de flexion plantaire, sangle au dessus de la rotule, pieds avec chaussures de sport fixés sur une semelle d'inversion/éversion et stabilisés par des fermetures à crochets et à boucles.</p> <p>Position du dynamomètre : sous la tête du 5^{ème} métatarsien (<i>EVERSION</i>), sous la première tête métatarsienne (<i>INVERSION</i>)</p> <p>Stabilisation : le dynamomètre manuel est stabilisé grâce à une ceinture non élastique et fixée autour du bassin du testeur.</p> <p>Contractions : trois contractions maximales consécutives de trois secondes</p> <p>Temps de repos : 60 secondes entre chaque position, trois minutes entre les groupes de mesure d'inversion et d'éversion</p> <p>Temps intersessions : un jour</p> <p>Échauffement : un essai de contraction sub-maximale</p>
<p>Analyse statistique</p>	<p><u>Fiabilité</u> : CCI associé à un intervalle de confiance à 95 %</p> <ul style="list-style-type: none"> ○ Mauvaise : CCI < 0,50 ○ Moyenne à bonne : 0,50 < CCI < 0,75 ○ Excellente : CCI > 0,75 <p><u>Validité</u> : CCI associé à un intervalle de confiance à 95 % + méthode de Bland-Altman</p>
<p>Résultats</p>	<ul style="list-style-type: none"> ○ Fiabilité intra-examineur : <u>bonne à excellente</u> (<i>INVERSION</i>), <u>moyenne à excellente</u> (<i>EVERSION</i>) (p < 0,001) ○ Fiabilité inter-examineurs : <u>moyenne à excellente</u> (<i>INVERSION</i>), <u>excellente</u> (<i>EVERSION</i>) (p < 0,001) ○ Comparabilité des mesures : les résultats en position couchée et assise sont <u>comparables</u> alors que ceux en position latérale <u>diffèrent</u> (p < 0,01) ○ Validité concurrente : <u>faible à moyenne</u> et <u>peu de concordance</u>. Les valeurs obtenues par dynamométrie isocinétique sont plus élevées que celles obtenues par dynamométrie manuelle, dans toutes les positions.

	<p>❖ <u>Extension et flexion de genou</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Assis en bord de table, genou et hanche à 90°, bras croisés sur la poitrine 2. A la cheville, 2 cm au dessus des malléoles 3. Hanche, torse et cuisse stabilisés par des sangles à crochets et boucles <p>❖ <u>Abduction et adduction de hanche</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Décubitus latéral, hanche abductée de 30° en rotation neutre 2. 2 cm au dessus de l'épicondyle fémoral 3. Hanche et jambe controlatérale stabilisées par des sangles à crochets et boucles <p>Contractions : trois contractions isométriques de cinq secondes</p> <p>Temps de repos : 60 secondes entre chaque répétition, cinq minutes entre chaque test</p> <p>Temps intersessions : 7 à 10 jours</p> <p>Échauffement : 10 minutes de vélo à charge légère puis trois contractions isométriques sub-maximales pour chaque position de test</p> <p>Consignes : effort volontaire maximal + encouragements oraux à maintenir la force initialement affichée pendant le test.</p>
Analyse statistique	<p><u>Fiabilité</u> : CCI à partir des valeurs moyennes des trois répétitions, associé à un intervalle de confiance à 95 % + ESM et CMD</p> <ul style="list-style-type: none"> ○ Mauvaise : CCI < 0,40 ○ Modérée : 0,40 < CCI < 0,75 ○ Excellente : CCI > 0,75 <p><u>Validité</u> : coefficient de corrélation de Pearson (r)</p> <ul style="list-style-type: none"> ○ Faible : r < 0,40 ○ Modéré : 0,40 < r < 0,70 ○ Élevé : r > 0,70 <p><u>Concordance</u> : limite d'accord (LOA) via la méthode de Bland-Altman</p>
Résultats	<ul style="list-style-type: none"> ○ Fiabilité intra-examineur : <u>excellente</u> (0,80 < CCI < 0,96) pour la plupart des groupes musculaires ○ Corrélation <u>modérée à élevée</u> avec le dynamomètre isocinétique (0,60 < r < 0,90)

	<ul style="list-style-type: none"> ○ <u>Absence</u> de concordance entre le dynamomètre manuel et le dynamomètre isocinétique. La dynamométrie manuelle surestime la force de la plupart des groupes de muscles de la hanche.
Conclusion de l'étude	Le dynamomètre manuel est une méthode fiable et valide pour évaluer la force des groupes musculaires du genou et de la hanche dans une population de jeunes adultes en bonne santé et peut être utilisé dans la pratique clinique

1. Position du sujet
2. Position du dynamomètre
3. Position de la sangle

- **Intrarater reliability of held dynamometry in measuring lower extremity isometric strength using a portable stabilization device.** Jackson *et al.* 2016 (46)

Design	Étude <u>diagnostique</u>								
Objectif	Examiner la <u>fiabilité intra-examineur</u> du dynamomètre manuel pour mesurer la force isométrique de différentes fonctions du membre inférieur avec l'aide d'un dispositif de <u>stabilisation portable</u> .								
Population	15 adultes (huit hommes, sept femmes), coureurs récréatifs, <u>asymptomatiques</u>								
Protocole	<p>Dynamomètre : MicroFET II</p> <p>→ <u>Performance musculaire isométrique</u> mesurée en Newton (N)</p> <p>Fonctions mesurées :</p> <table border="0"> <tr> <td>❖ <u>Abduction et adduction de hanche</u></td> <td>❖ <u>Rotation externe de hanche</u></td> </tr> <tr> <td>1. Décubitus dorsal</td> <td>1. Assis en bord de table, genou et hanche à 90°</td> </tr> <tr> <td>2. 5 cm au dessus des malléoles latérale/médiale</td> <td>2. 5 cm au dessus de la malléole médiale</td> </tr> <tr> <td>3. En travers du bassin</td> <td>3. Sur la cuisse</td> </tr> </table>	❖ <u>Abduction et adduction de hanche</u>	❖ <u>Rotation externe de hanche</u>	1. Décubitus dorsal	1. Assis en bord de table, genou et hanche à 90°	2. 5 cm au dessus des malléoles latérale/médiale	2. 5 cm au dessus de la malléole médiale	3. En travers du bassin	3. Sur la cuisse
❖ <u>Abduction et adduction de hanche</u>	❖ <u>Rotation externe de hanche</u>								
1. Décubitus dorsal	1. Assis en bord de table, genou et hanche à 90°								
2. 5 cm au dessus des malléoles latérale/médiale	2. 5 cm au dessus de la malléole médiale								
3. En travers du bassin	3. Sur la cuisse								

	<p>❖ <u>Extension de genou</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Assis en bord de table, genou et hanche à 90°, bras croisés sur la poitrine 2. 5 cm au dessus de la ligne bi-malléolaire 3. Sur les cuisses sous l'articulation de la hanche <p>Stabilisation : dispositif portable en PVC. Une extrémité fixée au dynamomètre, l'autre extrémité contre le mur.</p> <p>Contractions : trois contractions isométriques de six secondes</p> <p>Temps de repos : 10 secondes entre chaque répétition, trois minutes entre chaque groupe musculaire</p> <p>Temps intersessions : 15 minutes (<i>fiabilité intra-examineur</i>)</p>	<p>❖ <u>Flexion plantaire de cheville</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Assis jambes tendues, bras croisés sur la poitrine 2. Sur la surface plantaire des têtes métatarsiennes 3. Sur le tibia en proximal
Analyse statistique	<p>Fiabilité : CCI (+ ESM et CMD)</p> <ul style="list-style-type: none"> ○ Bonne : CCI > 0,75 ○ Modérée à faible : 0 < CCI < 0,75 	
Résultats	<ul style="list-style-type: none"> ○ Fiabilité intra-examineur : <u>excellente</u> (0,93 < CCI < 0,98) ($p < 0,05$) pour hanche, genou, cheville 	
Conclusion de l'étude	<p>L'utilisation d'un dynamomètre avec stabilisation portable produit une excellente fiabilité intra-évaluateur pour la performance isométrique des extrémités inférieures dans une population active en bonne santé.</p>	

1. Position du sujet
2. Position du dynamomètre
3. Position de la sangle

- **The intra- ad inter-rater reliabilities of lower extremity muscle strength assessment of healthy adults using a hand-held dynamometer.** Kim *et al.* 2016 (47)

Design	Étude <u>diagnostique</u>
Objectif	Examiner la <u>fiabilité</u> intra et inter-examineurs de l'évaluation de la force musculaire des membres inférieurs chez des adultes en bonne santé, à l'aide d'un dynamomètre manuel.
Population	55 étudiants (19 hommes, 36 femmes) en <u>bonne santé</u>
Protocole	<p>Dynamomètre : Commander Muscle Tester</p> <p>Fonctions mesurées : flexion et extension de hanche, genou et cheville</p> <p>Temps intersessions : un jour (<i>fiabilité inter-examineur</i>)</p> <p>Position du sujet : assis avec genoux à 90° (<i>GENOU</i>), allongé sur le dos avec genoux à 90° (<i>HANCHE</i>), allongé sur le dos jambes tendues (<i>CHEVILLE</i>)</p>
Analyse statistique	Fiabilité intra et inter-évaluateurs : CCI avec un intervalle de confiance à 95 %
Résultats	<ul style="list-style-type: none"> ○ Fiabilité intra-examineur : <u>excellente</u> (CCI > 0,9) ($p < 0,05$) ○ Fiabilité inter-examineur : <u>excellente</u> (CCI > 0,8) ($p < 0,05$) <p>→ Fléchisseurs et extenseurs hanche, genou, cheville</p>
Conclusion de l'étude	Le dynamomètre manuel est un outil <u>utile</u> pour obtenir des valeurs de mesures objectives et quantitatives de la force musculaire des principales fonctions des membres inférieurs.

6. Discussion

A travers cette discussion nous analyserons les résultats obtenus afin d'apporter des réponses à la question de recherche. Il paraît important de faire le lien entre nos recherches et notre problématique initiale portant sur l'évaluation de la force musculaire avec un dynamomètre à main afin de mettre en évidence l'AMI dans l'ICC. Enfin, nous montrerons les limites que présente cette revue ainsi que les perspectives professionnelles apportées par ce travail.

6.1 Analyse des résultats

6.1.1 Analyse des données clinimétriques

L'objectif de ce travail est de comprendre si l'utilisation du dynamomètre manuel pour mesurer la force musculaire maximale des membres inférieurs chez les patients ICC est pertinente et dans quelles mesures.

Comme évoqué dans le cadre conceptuel, l'étude des propriétés métrologiques d'un outil de mesure est essentielle dans le choix de l'outil le plus pertinent à utiliser.

Tous les articles ont présenté des résultats quant à la fiabilité du dynamomètre à main et quatre d'entre eux ont présenté des indices concernant la validité de l'outil. Nous pouvons constater la variation entre les résultats de chaque étude en ce qui concerne la validité et de la fiabilité du dynamomètre à main.

En effet, en prenant l'exemple des extenseurs et fléchisseurs de genou, une fiabilité intra-évaluateur « faible » a été retrouvée dans l'étude de Chamoro et al. , alors qu'elle est rapportée comme « bonne » par Stark *et al* voir « excellente » par Kim *et al* ainsi que Martins *et al*. De même que la fiabilité de la mesure de la flexion plantaire qui est décrite comme « faible » par Chamorro *et al*. mais « excellente » par Kim *et al*.

Quant à la validité, les résultats diffèrent tout autant entre les études. Grâce au CCI, Chamorro *et al.* trouvent une corrélation élevée pour les muscles de la hanche et une corrélation modérée pour les muscles du genou, ce qui concorde avec les résultats de Martins *et al.* qui ont utilisé les mesures du coefficient de Pearson. Cela diffère cependant des résultats de Alfuth *et al.* qui concluent à une validité faible à moyenne pour les mesures d'inversion et d'éversion.

Dans plusieurs études les auteurs ajoutent la notion de concordance. Malgré des corrélations modérées à élevées, Martins *et al.* n'ont montré aucune concordance entre les mesures de couples du dynamomètre manuel stabilisée par ceinture et celle du dynamomètre isocinétique. De même pour Alfuth *et al.* qui démontrent peu de concordance entre les mesures du dynamomètre manuel et celles du dynamomètre isocinétique. Cela signifie pour ces deux études que les valeurs entre ces deux moyens de mesures ne coïncident pas. Dans le premier cas, le dynamomètre manuel stabilisé par ceinture semble surestimer la force de la plupart des groupes musculaires par rapport au dynamomètre isocinétique. Dans le second cas, l'appareil « gold standard » a fourni des mesures de force plus élevées, en comparaison à celles du dynamomètre manuel.

6.1.2 Analyse des modalités d'application des protocoles

La diversité de ces résultats semble être attribuable à différentes causes. Il paraît important de se pencher sur la méthodologie utilisée lors de la mesure de force par le dynamomètre manuel. Sur les quatre études diagnostiques, trois ont fourni des informations sur le protocole utilisé (Alfuth, Martins, Jackson *et al.*), tandis que celle de Kim *et al.* ne donne aucune information à ce sujet mise à part la position des patients. Parmi les deux revues systématiques, nous constatons que la description du protocole utilisé ne fait pas partie des critères d'inclusion de ces études. Bien que certaines études aient fourni une description de leur protocole, nous constatons une importante hétérogénéité dans leur application. Cette importante variabilité semble constituer une limite importante à l'analyse des résultats concernant les indices clinimétriques.

➤ **La position du patient**

Les données quant à la position du patient lors de l'évaluation de la force sont celles qui sont les plus décrites dans les articles. Dans la revue systématique de Chamorro et al. nous relevons un certain manque de cohérence des positions lors de l'évaluation. En prenant l'exemple de la flexion de hanche, deux études ont évalué la force musculaire en position assise et trois en position debout. De même pour la flexion de genou qui a été évaluée en position assise ou couchée. Cette hétérogénéité est également retrouvée dans les études présentes dans la revue systématique de Stark *et al.*

Dans leur étude, Alfuth *et al.* comparent les résultats obtenus dans différentes positions. Lorsque nous regardons les résultats des mesures d'inversion et d'éversion, les résultats en position couchée et assise sont plutôt comparables alors qu'elles diffèrent en position latérale. Cela semble confirmer l'idée que la position du patient est un facteur essentiel pouvant biaiser significativement les résultats.

➤ **Stabilisation**

La question de la stabilisation du dynamomètre et du sujet est une préoccupation importante dans plusieurs études. Martins *et al.*, Jackson *et al.*, Alfuth *et al.* se sont tous les trois intéressés à l'utilisation d'un système de stabilisation, que ce soit à l'aide d'un dispositif portable ou à l'aide de sangles. Selon Burnham, si le patient n'est pas bien stabilisé pendant les tests, d'autres muscles seront impliqués entraînant des compensations (48). Plusieurs auteurs tels que Bonannon *et al.* recommandent donc l'utilisation d'une fixation, notamment chez les sujets forts (49). Elle permettrait une meilleure standardisation et stabilisation des positions augmentant la fiabilité du dynamomètre (50).

Le système de maintien de Jackson *et al.* a une extrémité reliée au dynamomètre et l'autre extrémité contre la surface d'un mur. Il est supporté par l'évaluateur pendant les mesures. Des sangles sont ajoutées en plus à des endroits différents selon l'articulation testée. La résistance est donc produite grâce au système de stabilisation et non par le testeur. Cela permet de limiter l'influence de la force du testeur ainsi que celle du patient.

En effet, lors de l'évaluation de muscles puissants tels que le quadriceps, la seule résistance de l'évaluateur peut paraître insuffisante. Si le testeur n'est pas en mesure de résister au sujet, la force mesurée ne correspondra pas à la capacité du muscle testé. Dans cette étude, les extenseurs du genou génèrent plus de force musculaire que les abducteurs de la hanche et les fléchisseurs du genou ce qui a probablement entraîné les valeurs de fiabilité plus faibles. Cela se confirme dans l'étude d'Alfuth *et al.* car les divergences entre les mesures augmentaient pour les couples de force les plus élevés et produits par les sujets forts. Plus les couples sont élevés, plus la moyenne des différences de mesure s'écarte considérablement de zéro. Il semblerait que malgré l'utilisation d'un système de fixation, les testeurs n'ont pas été en mesure de résister à la force générée par les sujets. Cela est probablement dû au fait que les sangles stabilisant les sujets étaient fixées autour du bassin du testeur, et non sur un point fixe. De plus, toujours dans l'étude d'Alfuth *et al.*, les corrélations entre les testeurs en position couchée étaient excellentes. Effectivement, dans cette position la ceinture était fixée avec le pied du testeur contre le sol, assurant un maintien total. Cela suggère que la méthode de fixation stabilisée par un objet fixe devrait être utilisée.

De plus, certains muscles du membre inférieurs sont polyarticulaires. Un changement de position d'une articulation sus-jacente pourrait affecter la force de l'articulation sous-jacente ou inversement car elles sont traversées par le muscle commun (51).

Un bon positionnement et une bonne stabilisation paraissent donc indispensables pour obtenir des résultats fiables et valides. Nos observations suggèrent qu'une méthode de fixation dont la stabilisation est assurée par un objet statique devrait être utilisée. En 2016, Thorborg *et al.* ont introduit un dispositif permettant de stabiliser la ceinture à un objet fixe (50), ce qui pourrait aider à améliorer les méthodes de tests.

➤ **Placement du dynamomètre**

Le positionnement du dynamomètre sur le corps des patients est également une donnée importante à prendre en compte. Lorsque nous comparons les études, nous retrouvons des variabilités. Prenons l'exemple de la mesure d'abduction de hanche.

Dans leur étude, Jackson *et al.* placent le dynamomètre à cinq centimètres au-dessus de la malléole latérale alors que Martins *et al.* le placent deux centimètres au-dessus de l'épicondyle fémoral. Or, plus l'outil est placé en proximal, plus il y aura de force produite car le bras de levier est plus court, ce qui pourra biaiser les résultats. C'est pour cela qu'il est plus intéressant de fournir des résultats en couple de force (Newton/mètres) plutôt qu'en unité de force (kg ou Newtons). Cela permet de prendre en compte les différences entre individus (différence de longueur des membres) et permettre également les études de corrélation avec le dynamomètre isocinétique. Dans l'étude de Kim *et al.* aucune indication n'est fourni quant aux unités des valeurs de mesures obtenues. C'est une limite importante dans la mesure où il paraît compliqué de comparer les résultats des différentes études entre eux.

➤ **Consignes préalables et encouragement**

Il y a très peu d'études donnant des informations sur les consignes fournies au patient avant l'exercice et aux encouragements donnés pendant celui-ci. Dans les études diagnostiques, seuls Martins *et al.* donnent comme consigne de fournir « un effort volontaire maximal » puis des encouragements oraux à maintenir la force. Or, dans leur étude de 2013, Baldwin *et al.* confirment que les tests volontaires de la force musculaire sont affectés notamment par la motivation des sujets (52). De plus, selon Andreacci *et al.* les encouragements fréquents conduisent à un effort maximal significativement plus grand que lorsqu'il n'y a pas d'encouragement (53). Bien qu'elles soient souvent peu énoncées, les informations concernant les consignes et encouragements semblent être indispensables à préciser car elles peuvent significativement modifier les résultats.

➤ **Échauffement**

Concernant l'échauffement, seule l'étude de Martins *et al.* évoque l'existence d'un protocole avant les mesures de force musculaire. Un entraînement de 10 minutes sur vélo puis une série de trois contractions sub-maximales sont réalisés avant le test. Cela semble en effet important à préciser car une grande charge d'entraînement pourrait fatiguer le sujet et entraîner des diminutions des capacités à développer une force maximale.

De plus, les contractions sub-maximales semblent très utiles pour se familiariser avec la consigne et réaliser au mieux l'exercice. En effet, un patient n'ayant jamais réalisé ce type d'effort pourrait probablement améliorer son score par familiarisation avec le test (51). Cela pourrait permettre de limiter l'introduction d'un biais systématique lié aux effets de l'apprentissage.

➤ **Modalités de contraction**

Selon les études, nous observons différentes modalités de contraction. Nous entendons par modalités de contraction le nombre de répétitions, le temps de maintien de chaque contraction ainsi que le temps de repos et de récupération entre les différentes contractions et sessions d'exercices. Pour Alfuth, Martins et Jackson *et al.* le nombre de contractions demandé par groupe musculaire était de trois. Ce qui variait était le temps de maintien, trois secondes pour Alfuth *et al.* le double pour Jackson *et al.* et cinq secondes pour Martins *et al.* Ce temps de maintien est très important car un temps insuffisant empêcherait le développement suffisant de la force maximale, alors qu'un temps trop long pourrait entraîner de la fatigabilité.

Les temps de repos diffèrent également de manière considérable. Alfuth *et al.* demandent des contractions maximales consécutives, quand Martins *et al.* laissent une minute de repos entre les répétitions. De la même manière que les temps entre les sessions qui vont de 15 minutes pour Jackson *et al.* à 7/10 jours pour Martins *et al.* Nous constatons une grande hétérogénéité dans les modalités de contraction. Pourtant, l'intervalle de temps entre les sessions ne doit pas permettre un changement des caractéristiques des sujets (54) ni des évaluateurs (55).

➤ **Angle articulaire**

L'angulation articulaire est une donnée qui n'a été indiquée que dans deux études (Alfuth *et al.* et Martins *et al.*). Or, une différence dans la position de l'articulation à tester peut modifier les résultats. Sale *et al.* ont mis en évidence que la valeur de la force maximale variait en fonction de l'angle articulaire et que cela pouvait réduire l'erreur associée à des mauvais positionnements de l'articulation (56).

➤ Synthèse

Bien que la plupart des études aient fourni des éléments concernant l'application des protocoles, nous constatons que peu d'études apportent suffisamment d'informations pour le reproduire. Il semble exister des lacunes en ce qui concerne les modalités d'application des protocoles, ce qui peut constituer un facteur important dans la variabilité des résultats.

C'est déjà ce que constataient Stark *et al.* en 2011 dans leur revue de littérature (43). Très récemment en 2022, Morin *et al.* en arrivent aux mêmes constats dans leur revue de portée et estiment que cela est probablement dû à un manque de consensus dans la littérature concernant les modalités d'évaluation de la force musculaire maximale (57).

Nous pensons qu'une meilleure standardisation des protocoles permettrait d'acquérir une meilleure reproductibilité et ainsi obtenir des résultats plus fiables. Cela permettrait également de guider les praticiens dans leur pratique, afin d'utiliser au mieux les dynamomètre portatifs.

6.2 Le dynamomètre manuel : un outil pertinent dans l'évaluation de la force musculaire maximale des principales fonctions du membre inférieur chez les patients ICC ?

Malgré une certaine variabilité dans les résultats des études notamment en ce qui concerne la fiabilité et la validité, les études tendent aux mêmes conclusions. Toutes considèrent que le dynamomètre manuel démontre une fiabilité appropriée à la pratique clinique. Il devrait être considéré comme un « standard pratique pour l'évaluation de la force musculaire » (43). Il est vrai qu'au delà des propriétés métrologiques, le contexte de soin est également important à prendre en compte.

La force musculaire est généralement mesurée cliniquement grâce au testing musculaire manuel. Il est rapide, facile à utiliser et à comprendre (58). Cependant bien qu'il s'agisse de la norme pratique actuelle, il comporte de nombreuses limites connues. C'est le testeur qui traduit et attribue une valeur subjective (59).

De plus, il a été montré que pour les forces générées par des groupes musculaires puissants, les patients atteignent plus facilement un score maximal malgré des réels déficits de force (58). Il se révèle donc peu précis et insuffisant dans l'évaluation de la force musculaire.

D'autre part, le dynamomètre isocinétique, considéré comme le gold standard, est une méthode valide et fiable dans l'évaluation de la force (29). Cependant, le coût et la difficulté de transport des dispositifs de tests isocinétiques constituent des freins importants à leur utilisation par des kinésithérapeutes (34)(43). Ils demandent également des compétences spécifiques d'utilisation et d'interprétation (39).

Bien que le dynamomètre à main ne pourra pas remplacer le dynamomètre isocinétique, sa facilité d'utilisation, son faible coût et sa portabilité par rapport aux appareils isocinétiques sont importants à prendre en considération. En tenant compte des limites importantes du testing manuel et de la dynamométrie isocinétique, le dynamomètre manuel reste un moyen simple, utile et adapté pour obtenir des valeurs de mesure objectives et quantitatives de la force musculaire des membres inférieurs.

Néanmoins selon nos résultats, il semblerait que la mise en place de protocoles plus standardisés et reproductibles en pratique soit une condition importante pour utiliser le dynamomètre manuel et ainsi obtenir des résultats fiables.

D'autre part, la population étudiée dans ces études est « saine », sans antécédent particulier de blessure musculo-squelettique ou autre pathologie. En effet, aucune étude ciblant les patients atteints d'ICC n'a été relevée. Les résultats présentés dans ce travail doivent donc être interprétés avec prudence si nous les appliquons à d'autres groupes d'âge ou de population.

En 2001, l'ASEP (*American Society of Exercise Physiologists*) a fourni des recommandations de procédures concernant l'évaluation de la force et de la puissance musculaire (51). Elles sont destinées à « aider le lecteur à collecter des données valides et fiables pour quantifier la force et la puissance musculaire ». Pour les tests isométriques, les contractions devraient durer de quatre à cinq secondes avec une période de transition d'une seconde au début de la contraction. Il faudrait prévoir au moins une minute de repos entre les contractions. Pour chaque muscle et dans chaque position, au moins trois contractions devraient être effectuées mais cela peut être plus si l'examineur le juge nécessaire. Pour ce qui est des instructions elles devraient être « émotionnelles et objectives ». Enfin, un échauffement général puis spécifique devrait être entrepris avant la séance de tests. Bien que ces recommandations ne soient pas récentes, elles répondent aux différents besoins identifiés, et pourraient permettre de guider les praticiens pour réaliser des protocoles précis et reproductibles.

6.3 Perspectives scientifiques

Lors de la réalisation de ce travail, la problématique initiale questionnait la pertinence d'utiliser le dynamomètre manuel en cabinet libéral pour mesurer la force musculaire des membres inférieurs chez les patients atteints d'ICC. Or la population étudiée était différente de notre questionnement initial. Lors de futurs travaux, il pourrait être intéressant d'étudier l'outil de mesure qu'est le dynamomètre sur une population de patients atteints d'ICC, selon les critères de l'IAC (13).

De plus, nous avons conclu que le dynamomètre semblait être un outil adapté pour mesurer la force musculaire des membres inférieurs, à condition d'utiliser des méthodologies les plus reproductibles possibles. Il semblerait alors pertinent qu'une future étude sur la standardisation d'un protocole méthodologique précis soit réalisée. En plus d'obtenir des résultats plus fiables, cela pourrait servir de « guide » aux praticiens utilisant le dynamomètre manuel afin qu'ils puissent réaliser des mesures plus reproductibles.

Pour le moment en l'absence de protocoles précis disponibles, il semble essentiel d'être au maximum précis et donc reproductible dans ses mesures. C'est d'ailleurs ce que suggère MK1 lors de notre échange : « On dit parfois que le dynamomètre n'est pas précis alors que ce sont les évaluateurs qui ne savent pas être précis dans leur évaluation » (*Annexe 2*).

Lors de ce même entretien, l'expert nous a présenté la manière dont il tentait de mettre en évidence l'AMI chez les personnes atteintes d'ICC (*Annexe 2*). Il réalise des mesures répétées de la force maximale volontaire de plusieurs groupes musculaires. Il observe que chez certains patients présentant une ICC, cette force augmente au fur et à mesure du côté instable en seulement quelques répétitions, contrairement au côté non atteint où un plateau est rapidement atteint.

L'hypothèse serait que la masse musculaire restant inchangée, c'est la commande nerveuse qui se modifie et engendre une levée d'inhibition se traduisant par une augmentation rapide de la force musculaire volontaire : « *Probablement qu'il y a un problème de commande car la force musculaire c'est la masse musculaire multipliée par la commande. Or la masse musculaire n'augmente pas entre le début et la fin de la séance, donc le seul paramètre qui peut changer est le paramètre neural* ».

Ces résultats sont le fruit de l'expérience et d'observations cliniques « *j'en suis arrivé là car j'avais beaucoup de patient dans ce cadre là* ». Il serait donc intéressant de pouvoir approfondir ce sujet dans de futurs travaux. Notamment sur les différents facteurs d'augmentation de la force lors de répétitions enchaînées. Établir un protocole permettant de mettre en évidence l'AMI par le biais de l'évaluation de la force musculaire permettrait d'adapter notre prise en charge kinésithérapique et ainsi améliorer la prise en soin des patients.

6.4 Limites de notre étude

Ce travail présente plusieurs limites que nous allons identifier. La méthodologie utilisée en est une première. En effet, nous avons choisi de présenter ce travail sous forme d'une revue narrative.

Contrairement à une revue systématique de la littérature, il n'y a généralement pas de recommandation quant à la méthodologie à utiliser. Or l'absence de systématisation dans le protocole constitue l'une des plus grosses faiblesses de la revue narrative. Cela augmente significativement le risque de biais dans l'interprétation des résultats.

De plus, les études retenues ne présentent pas le même « design ». Nous avons deux revues systématiques et quatre études diagnostiques. Ces études présentent donc des niveaux de preuve différents et sont en théorie peu comparables entre elles. Or dans ce travail, elles ont été analysées au même niveau sans que la qualité méthodologique des études ne soit évaluée. Par conséquent, les résultats sont à prendre avec précaution.

Une autre limite identifiée est le fait de n'avoir potentiellement pas localisé toutes les études pertinentes. La recherche s'est limitée aux articles en français et en anglais, or d'autres études ont pu être publiées dans d'autres langues. De plus, seulement trois bases de données ont été interrogées, ce qui augmente le risque de produire du silence documentaire.

Enfin, ce travail a été réalisé par une seule personne. Or, il est recommandé que les différentes étapes de tri et de sélection des articles soient réalisées par deux personnes indépendantes afin de réduire les biais dans la sélection des revues. Cela permet également d'instaurer une discussion en cas d'incertitude (60).

6.5 Perspectives professionnelles

Ce travail d'initiation à la recherche nous a permis d'acquérir de nouvelles connaissances et compétences.

L'évaluation est le point de départ de tout soin en rééducation. Elle est en lien avec la compétence 1 du référentiel de compétences du masso-kinésithérapeute « analyser et évaluer sur le plan kinésithérapique une personne, sa situation et élaborer un diagnostic kinésithérapique », ainsi qu'avec l'activité 1 du référentiel d'activités « réalisation du bilan et de l'évaluation clinique » (61). L'évaluation permet d'orienter les décisions et identifier le traitement le plus approprié lors d'une rééducation. Mais une évaluation basée uniquement sur l'expérience clinique est insuffisante.

En tant que futur masseur-kinésithérapeute, il est essentiel de savoir utiliser les outils de mesures les plus adaptés à la situation clinique. Ce travail nous a donc permis de développer davantage nos compétences pour la recherche, la lecture et l'analyse d'études diagnostiques et des paramètres métrologiques d'un test.

Ce travail nous a également permis de consolider nos compétences dans le domaine de la recherche. La compétence 8 est de savoir « rechercher, traiter et analyser les données professionnelles et scientifiques ». En tant que futur kinésithérapeute, nous sommes tenus de faire évoluer notre pratique notamment au regard de l'actualisation des connaissances scientifiques. Il est essentiel à partir de nos questionnements professionnels, de savoir conduire une démarche de recherche pour ensuite pouvoir analyser et synthétiser les informations obtenues et faire le lien avec notre pratique.

7. Conclusion

Cette revue narrative réalise un état des lieux de la littérature actuelle concernant l'utilisation du dynamomètre manuel dans la mesure de la force musculaire des membres inférieurs chez les patients ICC. De nombreuses études ont analysé la fiabilité et la validité du dynamomètre à main et la plupart recommandent l'utilisation de cet outil en pratique libérale. En plus de sa praticité clinique, le dynamomètre à main possède des propriétés clinimétriques satisfaisantes. Cependant, ce travail a pu mettre en évidence l'importante hétérogénéité des méthodologies utilisées dans les études, rendant plus difficile l'interprétabilité des résultats. Même si l'utilisation du dynamomètre manuel semble pertinente en cabinet libéral, une meilleure standardisation des protocoles paraît nécessaire. De plus, la population étant différente de la problématique initiale, les résultats sont à prendre avec précautions.

Ce travail constitue une première approche vis à vis de la problématique initiale. En outre, des recherches futures concernant l'utilisation du dynamomètre manuel chez les patients ICC afin de mesurer l'AMI seraient pertinentes et nécessaires afin de développer ce sujet.

A titre personnel, ce mémoire d'initiation à la recherche m'a permis de mieux comprendre les enjeux de la recherche en kinésithérapie. Cette approche scientifique de la profession contribue à améliorer nos pratiques et donc la qualité des soins prodigués à nos patients.

Références bibliographiques

1. Ameli.fr. Reconnaître une entorse de la cheville [Internet]. 2021. Disponible sur: <https://www.ameli.fr/assure/sante/themes/entorse-cheville/reconnaître-entorse-cheville>
2. Gribble PA, Bleakley CM, Caulfield BM, Docherty CL, Fouchet F, Fong DTP, et al. Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *Br J Sports Med.* déc 2016;50(24):1496-505.
3. Delahunt E, Coughlan GF, Caulfield B, Nightingale EJ, Lin CWC, Hiller CE. Inclusion criteria when investigating insufficiencies in chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* nov 2010;42(11):2106-21.
4. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Recovery From a First-Time Lateral Ankle Sprain and the Predictors of Chronic Ankle Instability: A Prospective Cohort Analysis. *Am J Sports Med.* avr 2016;44(4):995-1003.
5. Hertel J, Corbett RO. An Updated Model of Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* juin 2019;54(6):572-88.
6. Ingersoll CD, Grindstaff TL, Pietrosimone BG, Hart JM. Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clin Sports Med.* juill 2008;27(3):383-404, vii.
7. Hart JM, Pietrosimone B, Hertel J, Ingersoll CD. Quadriceps activation following knee injuries: a systematic review. *J Athl Train.* févr 2010;45(1):87-97.
8. Hopkins JT, Ingersoll CD. Arthrogenic Muscle inhibition: A Limiting Factor in Joint Rehabilitation. *Journal of Sport Rehabilitation.* 1 mai 2000;9(2):135-59.
9. L'entorse de la cheville : la rééducation est nécessaire [Internet]. Disponible sur: <https://www.ordremk.fr/actualites/patients/lentorse-de-la-cheville-la-reeducation-est-necessaire/>
10. Roos KG, Kerr ZY, Mauntel TC, Djoko A, Dompier TP, Wikstrom EA. The Epidemiology of Lateral Ligament Complex Ankle Sprains in National Collegiate Athletic Association Sports. *Am J Sports Med.* janv 2017;45(1):201-9.
11. Martin RL, Davenport TE, Paulseth S, Wukich DK, Godges JJ, Orthopaedic Section American Physical Therapy Association. Ankle stability and movement coordination impairments: ankle ligament sprains. *J Orthop Sports Phys Ther.* sept 2013;43(9):A1-40.
12. Malliaropoulos N, Papacostas E, Papalada A, Maffulli N. Acute lateral ankle sprains in track and field athletes: an expanded classification. *Foot Ankle Clin.* sept 2006;11(3):497-507.
13. Gribble PA, Delahunt E, Bleakley CM, Caulfield B, Docherty CL, Fong DTP, et al. Selection Criteria for Patients With Chronic Ankle Instability in Controlled Research: A

Position Statement of the International Ankle Consortium. *J Athl Train.* 2014;49(1):121-7.

14. Gribble PA, Delahunt E. The International Ankle Consortium: Promoting Long-Term Stability in Ankle-Sprain Research. *J Athl Train.* juin 2019;54(6):570-1.
15. Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg Br.* nov 1965;47(4):678-85.
16. Tropp H, Odenrick P, Gillquist J. Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int J Sports Med.* juin 1985;6(3):180-2.
17. Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):364-75.
18. Hiller CE, Kilbreath SL, Refshauge KM. Chronic ankle instability: evolution of the model. *J Athl Train.* avr 2011;46(2):133-41.
19. Saltzman CL, Zimmerman MB, O'Rourke M, Brown TD, Buckwalter JA, Johnston R. Impact of comorbidities on the measurement of health in patients with ankle osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am.* nov 2006;88(11):2366-72.
20. Houston MN, Hoch JM, Hoch MC. Patient-Reported Outcome Measures in Individuals With Chronic Ankle Instability: A Systematic Review. *J Athl Train.* oct 2015;50(10):1019-33.
21. McVey ED, Palmieri R, Docherty C, Zinder SM, Ingersoll C. Arthrogenic Muscle Inhibition in the Leg Muscles of Subjects Exhibiting Functional Ankle Instability. *Foot & ankle international.* 2005;
22. Kim KM, Kim JS, Cruz-Díaz D, Ryu S, Kang M, Taube W. Changes in Spinal and Corticospinal Excitability in Patients with Chronic Ankle Instability: A Systematic Review with Meta-Analysis. *J Clin Med [Internet].* 16 juill 2019 [cité 3 févr 2021];8(7). Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6678466/>
23. Sedory EJ, McVey ED, Cross KM, Ingersoll CD, Hertel J. Arthrogenic Muscle Response of the Quadriceps and Hamstrings With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2007;42(3):355-60.
24. Dejong AF, Koldenhoven RM, Hertel J. Proximal Adaptations in Chronic Ankle Instability: Systematic Review and Meta-analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise.* juill 2020;52(7):1563-75.
25. Hopkins JT, Stencil R. Ankle cryotherapy facilitates soleus function. *J Orthop Sports Phys Ther.* déc 2002;32(12):622-7.
26. Haute autorité de santé (HAS). Guide de promotion, consultation et prescription médicale d'activité physique et sportive pour la santé chez les adultes. 2019.
27. Frey G. Zur Terminologie und Struktur physischer Leistungsfaktoren und motorischer Fähigkeiten. *Leistungssport.* 1977;339-332.
28. Croisier JL, Crielaard JM. Méthodes d'exploration de la force musculaire: Une analyse

critique. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*. 1 juin 1999;42(6):311-22.

29. Zapparoli FY, Riberto M. Isokinetic Evaluation of the Hip Flexor and Extensor Muscles: A Systematic Review. *J Sport Rehabil*. nov 2017;26(6):556-66.

30. SAULNIER (Joanne), SAULNIER (Joanne). Protocole d'évaluation de la force musculaire à l'aide du dynamomètre manuel chez les enfants et les adolescents. Québec: Institut de réadaptation en déficience physique de Québec; 2004.

31. Bohannon RW. Test-retest reliability of hand-held dynamometry during a single session of strength assessment. *Phys Ther*. févr 1986;66(2):206-9.

32. Petitdant B. Origines, histoire, évolutions de la mesure de la force de préhension et des dynamomètres médicaux. *Kinésithérapie, la Revue*. 1 oct 2016;17.

33. Reyes-Ferrada W, Chiroso-Rios L, Martinez-Garcia D, Rodríguez-Perea Á, Jerez-Mayorga D. Reliability of trunk strength measurements with an isokinetic dynamometer in non-specific low back pain patients: A systematic review. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 25 févr 2022;

34. Romero-Franco N, Fernández-Domínguez JC, Montañó-Munuera JA, Romero-Franco J, Jiménez-Reyes P. Validity and reliability of a low-cost dynamometer to assess maximal isometric strength of upper limb. *J Sports Sci*. août 2019;37(15):1787-93.

35. Lovett RW, Martin EG. THE SPRING BALANCE MUSCLE TEST. *JBSJ*. juill 1916;s2-14(7):415-24.

36. Indermühle C, Henguely D, Mittaz Hager AG. La force isométrique maximale de la flexion et de l'extension du genou à l'aide d'un dynamomètre manuel: une étude de reproductibilité. *Mains Libres*. 15 juin 2017;29-37.

37. Larousse É. Définitions : métrologie - Dictionnaire de français Larousse [Internet]. Disponible sur: <https://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/m%C3%A9trologie/51030>

38. Mokkink LB, Terwee CB, Patrick DL, Alonso J, Stratford PW, Knol DL, et al. The COSMIN study reached international consensus on taxonomy, terminology, and definitions of measurement properties for health-related patient-reported outcomes. *J Clin Epidemiol*. juill 2010;63(7):737-45.

39. Pallot A. Evidence Base Practice en rééducation - Démarche pour une pratique raisonnée. Issy-les-Moulineaux: Elsevier-Masson; 2019.

40. Saracci C, Mahamat M, Jacquerioz F. How to write a narrative literature review article ? *Revue medicale suisse*. 25 sept 2019;15:1694-8.

41. Accueil - LEPCAM [Internet]. [cité 1 avr 2022]. Disponible sur: <https://lepcam.fr/>

42. Chamorro C, Armijo-Olivo S, De la Fuente C, Fuentes J, Javier Chiroso L. Absolute Reliability and Concurrent Validity of Hand Held Dynamometry and Isokinetic Dynamometry in the Hip, Knee and Ankle Joint: Systematic Review and Meta-analysis. *Open Med (Wars)*.

2017;12:359-75.

43. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *PM R*. mai 2011;3(5):472-9.
44. Alfuth M, Hahm MM. RELIABILITY, COMPARABILITY, AND VALIDITY OF FOOT INVERSION AND EVERSION STRENGTH MEASUREMENTS USING A HAND-HELD DYNAMOMETER. *Int J Sports Phys Ther*. févr 2016;11(1):72-84.
45. Martins J, da Silva JR, da Silva MRB, Bevilaqua-Grossi D. Reliability and Validity of the Belt-Stabilized Handheld Dynamometer in Hip- and Knee-Strength Tests. *J Athl Train*. sept 2017;52(9):809-19.
46. Jackson SM, Cheng MS, Smith AR, Kolber MJ. Intrarater reliability of hand held dynamometry in measuring lower extremity isometric strength using a portable stabilization device. *Musculoskelet Sci Pract*. févr 2017;27:137-41.
47. Kim SG, Lee YS. The intra- and inter-rater reliabilities of lower extremity muscle strength assessment of healthy adults using a hand held dynamometer. *J Phys Ther Sci*. juin 2015;27(6):1799-801.
48. Burnham RS, Bell G, Olenik L, Reid DC. Shoulder abduction strength measurement in football players: reliability and validity of two field tests. *Clin J Sport Med*. 1995;5(2):90-4.
49. Bohannon RW, Kindig J, Sabo G, Duni AE, Cram P. Isometric knee extension force measured using a handheld dynamometer with and without belt-stabilization. *Physiother Theory Pract*. oct 2012;28(7):562-8.
50. Thorborg K, Bandholm T, Hölmich P. Hip- and knee-strength assessments using a hand-held dynamometer with external belt-fixation are inter-tester reliable. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. mars 2013;21(3):550-5.
51. Brown L, Weir J. ASEP Procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. *Journal of Exercise Physiology Online*. 1 août 2001;4:1-21.
52. Baldwin CE, Paratz JD, Bersten AD. Muscle strength assessment in critically ill patients with handheld dynamometry: an investigation of reliability, minimal detectable change, and time to peak force generation. *J Crit Care*. févr 2013;28(1):77-86.
53. Andreacci J, LeMura L, Cohen S, Urbansky E, Chelland S, Von Duvillard S. The effects of frequency of encouragement on performance during exercise testing. *Journal of sports sciences*. 1 mai 2002;20:345-52.
54. Vet HCW de, Terwee CB, Mokkink LB, Knol DL. *Measurement in Medicine: A Practical Guide*. Cambridge University Press; 2011. 349 p.
55. Schrama PPM, Stenneberg MS, Lucas C, van Trijffel E. Intraexaminer reliability of hand-held dynamometry in the upper extremity: a systematic review. *Arch Phys Med*

Rehabil. déc 2014;95(12):2444-69.

56. Davies B. J. D. MacDougall, H. A. Wenger and H. J. Green “Physiological Testing of the Elite Athlete”. Br J Sports Med. juin 1984;18(2):83.
57. Morin M, Duchesne E, Bernier J, Blanchette P, Langlois D, Hébert LJ. What is Known About Muscle Strength Reference Values for Adults Measured by Hand-Held Dynamometry: A Scoping Review. Arch Rehabil Res Clin Transl. mars 2022;4(1):100172.
58. Roy MAG, Doherty TJ. Reliability of hand-held dynamometry in assessment of knee extensor strength after hip fracture. Am J Phys Med Rehabil. nov 2004;83(11):813-8.
59. Wadsworth CT, Krishnan R, Sear M, Harrold J, Nielsen DH. Intrarater Reliability of Manual Muscle Testing and Hand-held Dynamometric Muscle Testing. Physical Therapy. 1 sept 1987;67(9):1342-7.
60. Smith V, Devane D, Begley CM, Clarke M. Methodology in conducting a systematic review of systematic reviews of healthcare interventions. BMC Medical Research Methodology. 3 févr 2011;11(1):15.
61. Arrêté du 2 septembre 2015 relatif au diplôme d’Etat de masseur-kinésithérapeute.

ANNEXE I : Guide de l'entretien exploratoire

Partie introductive : présentation de l'étudiant, du sujet ainsi que la durée et les enjeux de l'entretien. Réponses aux interrogations préliminaires.

- **Question 1** : Quel(s) outils utilisez-vous pour mesurer l'AMI de cheville en cabinet ?
Quel modèle ?

- **Question 2** : Quels muscles / fonctions ciblez-vous ?

- **Question 3** : Selon quelles modalités ?
 - Position du dynamomètre
 - Position du patient : décharge, charge, unipodal, bipodal ?
 - Utilisation d'une sangle ?
 - Échauffement ?
 - Quelle course musculaire ?
 - Quelle consigne est donnée ?
 - Nombre de répétition
 - Temps de repos entre les répétitions
 - Quelle valeur est utilisée ? Moyenne ? Valeur maximale ?
 - Comparaison avec le côté controlatéral : quel côté est mesuré en 1^{er} ?

- **Question 4** : comment interprétez-vous les résultats ?

- **Question 5** : d'après vous, quels sont les avantages et les limites de l'utilisation de cet outil dans la mesure de l'AMI dans l'ICC ?

- **Question 6** : comment en êtes vous arrivé à mesurer la force musculaire pour mettre en évidence l'AMI ? Pourquoi utiliser la mesure de la force musculaire ?

- **Question 7** : pourquoi est-ce important selon vous de s'intéresser à ce sujet ?

ANNEXE II : retranscription de plusieurs éléments de l'entretien exploratoire

[...] je prends un dynamomètre manuel et je fais une mesure de la force maximale puis je fais des mesures répétées et je vois si elles évoluent dans le temps. [...] du côté AMI, j'ai l'impression qu'on a plus de variabilité. [...]. C'est comme si on était en train d'enlever l'inhibition. [...] on a souvent des mecs dans des labos qui font des mesures de l'AMI et puis c'est tout. Il font des central activation ratio (CAR), des mesures EMG, des mesures avec des réflexes H mais derrière on a rien sur le terrain [...].

J'utilise le dynamomètre MicroFET 2 à main [...] Je fais l'évaluation des inverseurs et des éverseurs et après j'essaye d'être un petit peu plus spécifique. Des fois tu te rends compte que des patients utilisent beaucoup leur releveur des orteils et c'est pour ça qu'ils ont un score correct. Tu peux gruger dans la famille des éverseurs [...].

Ce matin j'ai évalué une patiente [...] instable chronique, qui a eu une tendinopathie d'Achille, des problèmes de genoux etc donc toute la jambe a l'air d'être un peu en AMI. Chez elle je mesure quadriceps et hanche comme ça j'aurais tout.

Dans l'évaluation des inverseurs et des éverseurs, le patient est couché sur le dos sur la table, jambe opposée en flexion il se tient avec les mains. Et il doit pousser trois secondes le plus fort possible. Une sangle vient appuyer sur le tibia pour vraiment verrouiller le patient et la hanche. Mon coude est contre le mur, un point fixe [...]. Avec mes mains je viens juste verrouiller les hanches du patient pour ne pas qu'il décolle les fesses. En général pour l'échauffement je leur montre le test. Ils le font deux fois, je leur dis de ne pas monter à fond [...]. Je les familiarise deux fois de chaque côté avec le test. Après je pars sur trois répétitions, mais si je vois que les gens montent je continue d'en faire [...] tant qu'ils ne se stabilisent pas à une valeur [...], qu'ils atteignent un plateau [...].

J'essaye toujours de me mettre en course neutre, après des fois ça peut m'arriver de vouloir évaluer plus spécifiquement des courses [...]. Je donne comme consigne de pousser le plus fort possible. Je laisse entre 20 et 30 secondes de récupération. [...] Je ne prends pas trop la

moyenne mais je prends les valeurs max et la manière dont il a évolué vers cette valeur max [...].

On compare avec le côté sain, après j'ai des normes à moi, après il y en a dans la littérature. [...]. Il faudrait avoir des normes de classes d'âge et de population sportive/non sportive etc. La littérature ne répond pas à cette question [...]. J'ai tendance à commencer par le côté pathologique en premier car je ne veux pas que le côté sain influence par « cross éducation ». Certains font l'inverse, c'est ma méthodologie à moi. Si tu excites le système nerveux du côté sain peut-être que ça va l'influencer. C'est sûrement critiquable.

Les limites sont économiques car ça coûte de l'argent, ça prend du temps [...]. La grosse limite c'est la reproductibilité [...]. On dit parfois que le dynamomètre n'est pas précis alors que ce sont les évaluateurs qui ne savent pas être précis dans leur évaluation. Le dynamomètre c'est une machine, [...]. Si toi tu ne sais pas être rigide, donner les bonnes instructions ou mettre à 90 degré ton bras, c'est de ta faute.

[...] Je me suis beaucoup intéressé à ce qui était inhibition post pathologie dans le croisé. J'en suis arrivé là car j'avais beaucoup de patient dans ce cadre là. J'évaluais le genou et la cheville et je me rendais compte qu'ils augmentaient pendant la séance. [...] Probablement qu'il y a un problème de commande car la force musculaire c'est la masse musculaire multipliée par la commande. Or la masse musculaire n'augmente pas entre le début et la fin de la séance, donc le seul paramètre qui peut changer est le paramètre neural.