



Rééducation proprioceptive de l'entorse latérale de cheville : surface stable ou surface instable ?

Jérémy Beucher

► To cite this version:

Jérémy Beucher. Rééducation proprioceptive de l'entorse latérale de cheville : surface stable ou surface instable ?. Médecine humaine et pathologie. 2021. dumas-03353940

HAL Id: dumas-03353940

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03353940>

Submitted on 24 Sep 2021

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

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

**AIX-MARSEILLE UNIVERSITÉ
ÉCOLE DES SCIENCES DE LA RÉADAPTATION
FORMATION EN MASSO-KINÉSITHÉRAPIE**

**REEDUCATION PROPRIOCEPTIVE DE L'ENTORSE LATÉRALE DE
CHEVILLE :
SURFACE STABLE OU SURFACE INSTABLE ?**

M.BEUCHER Jérémy

Directeur de mémoire : M.BLACHERE Adrien

Remerciements

A mon directeur de mémoire,

Je tiens à remercier M. Blachère Adrien pour son suivi et ses conseils durant la rédaction de ce mémoire mais aussi pour son implication durant mon stage de fin d'étude.

A ma famille,

Je tiens à remercier ma famille, mon père, ma mère et mon frère pour m'avoir permis de mener à bout ce projet de reconversion professionnelle.

A ma compagne,

Je remercie également ma compagne, Chloë, pour avoir su m'accompagner jusqu'à la fin de ce projet.

Aux amitiés,

Merci à Lambert pour ses moments partagés en montagne et à Bastien, mon binôme depuis ces 4 ans.

A la région PACA,

Merci à la région pour son accompagnement.

Au pôle emploi de Marseille 13^{ème},

Merci au pôle emploi pour son soutien dans ce projet.

Table des matières

I) Introduction	1
II) Contexte anatomo-pathologique.....	3
1) Le complexe articulaire de la cheville.....	3
1.1) Articulation talo-crurale	3
1.2) Stabilité passive	3
1.3) Stabilité passive du mouvement d'inversion	4
1.4) Stabilité active	4
2) L'entorse de cheville	5
2.1) Définition et épidémiologie de l'entorse latérale.....	5
2.2) Les mécanismes lésionnels	5
2.3) Classification	6
2.4) Conséquences structurelles.....	7
2.5) Conséquences fonctionnelles	7
2.6) Prévention des récurrences.....	7
3) Stratégies de rééducation	8
3.1) Protocole de prise en charge précoce	8
3.2) Suite des soins	8
4) Neuroanatomie de la proprioception et contrôle postural	8
4.1) Contrôle postural.....	8
4.2) Les récepteurs proprioceptifs.....	10
5) Proprioception.....	11
6) Troubles proprioceptifs après entorse latérale de la cheville	12
6.1) Reprogrammation neuromusculaire	12
6.2) Hypothèse de Freeman	12
6.3) Hypothèse de Thonnard et Konradsen.....	12
6.4) Problématique et hypothèse de travail.....	13
6.5) La technique de la vibration tendineuse « leurre sensoriel quasi parfait ».....	13
III) Méthodologie.....	16
1) Problématique.....	16
2) Critères d'éligibilité des études pour cette revue	16
3) Stratégie de recherche des études	17
3.1) Les sources documentaires	17
3.2) Mots clés et équation de recherche	17
4) Méthode d'extraction et d'analyse des données.....	18
4.1) Méthode de sélection des études	18
4.2) Evaluation de la qualité méthodologique des études sélectionnées	18
4.3) Extraction des données	19
4.4) Méthode de synthèse et d'analyse des résultats	20
IV) Résultats	21
1) Description des études	21
1.1) Sélection des études.....	21
1.2) Présentation des études.....	22

2) Risques de biais des études incluses	26
2.1) Série de cas.....	26
2.2) L'essai clinique randomisé.....	27
2.3) L'essai clinique non randomisé.....	27
3) Effets de l'intervention sur les critères de jugements.....	27
V) Discussion	36
1) Analyse des résultats	36
2) Applicabilité des résultats dans la pratique clinique.....	41
3) Qualité des preuves	42
4) Biais de la revue	43
VI) Conclusion	45
1) Implication pour la pratique clinique	45
2) Implication pour la recherche	45
Bibliographie	47
Annexes.....	I

I) Introduction

L'entorse de cheville est la pathologie la plus fréquente en matière de traumatologie de l'appareil locomoteur. Son incidence est de 2 millions de cas par an. En France, elle est à l'origine de 7% à 10% des consultations d'urgence hospitalière. Chaque jour, environ 6000 personnes en France consultent pour une entorse de la cheville. Dans deux tiers des cas, il s'agit d'entorses de grade 1 et 2 (Annexe 1). L'entorse externe du ligament collatéral latéral de la cheville sans fracture représente 90% des entorses de la cheville [1].

Le risque majeur de l'entorse de la cheville même si elle est de grade 1 (entorse bénigne) est la récurrence : son taux est particulièrement élevé et peut atteindre 70 % dans une population sportive et peut conduire à une instabilité chronique ainsi qu'à une arthrose précoce de la cheville [2].

D'ailleurs, on définit l'instabilité chronique de la cheville par une lésion qui ne guérit pas dans les 6 semaines post-traumatique, associée à une incapacité de la cheville à retrouver ses performances mécaniques et fonctionnelles [3].

Avec un taux de récurrence aussi important, il est donc nécessaire de s'interroger sur la prise en charge de l'entorse de cheville. Avant cela, il convient même de se demander quelle est la part des victimes d'entorse de cheville qui réalise une rééducation chez un kinésithérapeute. En effet, une étude américaine menée en 2017 a montré que seulement 6,8% des personnes diagnostiquées dans les 30 jours post-traumatiques réalisaient une rééducation appropriée [4].

En considérant ce qui a été précédemment énoncé, et que, manifestement, la kinésithérapie présente certaines limites, nous pouvons nous interroger sur la prise en charge en elle-même : est-elle assez spécifique ? la recherche de l'indolence et de l'intégrité fonctionnelle de la cheville par de la mobilisation précoce, du renforcement musculaire et de la reprogrammation neuromusculaire suffisent-ils [2] ? la rééducation est-elle réalisée correctement par le praticien ? le patient participe-t-il pleinement à sa rééducation ? ne passe-t-on pas à côté d'autres composantes ?

Depuis les travaux de Freeman (1965) et son célèbre plateau éponyme, l'intérêt du travail proprioceptif dans la rééducation de la cheville suite à une entorse externe est largement reconnu. Néanmoins, le travail réalisé sur les outils de déstabilisation multidirectionnelle (Annexe 2) généralement utilisés semble pouvoir être optimisé [5].

Que ce soit dans le cadre de la performance sportive d'un athlète de haut niveau ou à travers la rééducation d'une personne âgée en Centre de SSR¹, « la rééducation de la proprioception » nous renvoie, pour la majorité, à cette image du patient ou de l'athlète, debout sur une surface instable, en général un BOSU² (Annexe 3), réalisant des exercices plus au moins complexes. Une simple recherche sur Google avec comme mots clés « exercices de

¹ Soins de suite et de réadaptation

² Both Side Up

proprioception » suffit pour comprendre que la norme concernant le travail de la proprioception est la surface instable.

En effet, de tels dispositifs sollicitent l'ensemble de la musculature péri-articulaire de la cheville, mais cela reste assez éloigné du mécanisme lésionnel [6]. De plus, ces objets n'autorisent qu'un travail statique et ne permettent pas de se placer dans les situations potentiellement traumatiques, condition indispensable au travail de reprogrammation neuromusculaire [5].

Dans l'usage, la surface instable est considérée comme un niveau d'exercice supérieur en rééducation dans la reprogrammation neuromusculaire comme nous le confirme l'HAS, « il est proposé les éléments de progression suivants plan horizontal, plat et stable vers le plan incliné, irrégulier et instable » [7], cependant, hormis pour certains sports qui se pratiquent sur terrain instable (beach soccer, beach volley, phase de réception en gymnastique...), ce n'est pas celle qu'on retrouve le plus d'un point de vue fonctionnel. De ce fait, le mécanisme de l'entorse se produit la plupart du temps sur un terrain stable et cela est un élément important dans notre réflexion.

Si on ajoute à cela les travaux de Thonnard de 1988, largement repris, le laps de temps nécessaire à la survenue d'une lésion ligamentaire (≈ 30 ms) était nettement inférieur à celui de la réponse musculaire correctrice (≈ 60 à 70 ms) initiée par la boucle de rétroaction [8].

Avec ce constat, on rejoint assez facilement l'idée d'O. Allain qui selon lui : « il est réducteur et faussé de considérer le simple fait de se mettre sur une surface instable comme une manière d'entraîner et d'appréhender la proprioception » [9].

La première question à laquelle il serait intéressant de répondre est : qu'est-ce que la proprioception de la cheville, peut-on l'entraîner et l'améliorer ? si oui, dans ce cas, travaille-t-on réellement la proprioception de la cheville sur une surface instable ? ne travaille-t-on pas plutôt l'équilibre ? le renforcement musculaire ou les trois, mais dans quelles proportions ? Il est clair qu'il est difficile de répondre de manière rigoureuse à ces questions pour l'instant mais il est important de se les poser.

A l'aide de cette revue de littérature, nous essayerons de répondre à ces questions au travers de cette problématique : REEDUCATION PROPRIOCEPTIVE DE L'ENTORSE LATÉRALE DE CHEVILLE : SURFACE STABLE OU SURFACE INSTABLE ?

Il s'agira grâce à cette revue de littérature d'apporter des outils d'aide à la décision dans la pratique de tous les jours concernant la rééducation de la proprioception de l'entorse de cheville et à l'issue, d'optimiser l'utilisation de la surface instable dans le programme de rééducation.

Pour cela, dans un premier temps nous poserons le contexte anatomo-pathologique. Dans un second temps, nous aborderons la méthodologie employée dans cette revue de littérature. Il conviendra par la suite d'analyser les articles sélectionnés et de conclure par rapport à la problématique que nous nous sommes posée. Sachant qu'en France, le nombre de séances préconisées par la sécurité sociale pour une rééducation de la cheville à la suite d'une entorse récente est de 10 [10]. Nous essayerons d'inscrire ce travail dans la réalité du métier en

apportant des pistes de travail dans l'entraînement de la proprioception face à cette contrainte de temps.

II) Contexte anatomo-pathologique

1) Le complexe articulaire de la cheville

1.1) Articulation talo-crurale

L'articulation de la cheville ou articulation talo-crurale doit répondre à deux objectifs : mobilité et stabilité. Ces rôles ne sont pas simples à assurer pour une articulation qui doit être en mesure de supporter, lors de l'appui unipodal, le poids du corps voire plus dans des conditions exigeantes : course ou réception d'un saut. L'articulation talo-crurale peut être assimilée à un système composé d'un cylindre plein (trochlée du talus) encastré dans un cylindre creux (face inférieure du tibia) maintenu par la pince bi-malléolaire. Les surfaces articulaires en présence sont la face inférieure du tibia, les surfaces articulaires des malléoles tibiale et fibulaire et la trochlée du talus.

Une particularité intéressante : la trochlée du talus présente un bord antérieur plus large que son bord postérieur. L'articulation talo-crurale, articulation « simple » à un seul degré de liberté permet des mouvements de flexion et d'extension dans le plan sagittal qui s'organisent autour de l'axe transversal de l'articulation (axe bi-malléolaire). Cependant, on ne peut pas résumer la cheville à cette seule articulation : elle est liée sur le plan biomécanique aux articulations tibio-fibulaires et au complexe de l'arrière-pied (articulations sous-talienne et articulation transverse du tarse).

Cette structure complexe, associée aux arches plantaires qui permettent la déformabilité du pied, est alors capable de mouvements dans les trois plans de l'espace quels que soit la position de la jambe et le type de terrain. On décrit alors deux mouvements originaux qui sont l'inversion et l'éversion. L'inversion se réalise dans les 3 plans de l'espace, elle est composée de la supination, l'adduction et la flexion plantaire, c'est la position de faiblesse de la cheville. L'éversion comprend la pronation, l'abduction et la flexion dorsal : la cheville est stable dans cette position. Ces mouvements se réalisent autour de l'axe d'Henké (oblique en haut, en avant et en dedans [11] [12] [13] [14]).

1.2) Stabilité passive

a) Stabilité osseuse

En position anatomique de référence, l'articulation talo-crurale est une pince à un axe de mobilité, stable : le talus est enchâssé entre les malléoles tibiales et fibulaires et la surface inférieure du tibia. Cet encastrement limite les mouvements dans le plan frontal. Les bords antérieur et postérieur du tibia répondent respectivement aux butées de la face supérieure du col du talus et des tubérosités postérieures du talus, limitant les mouvements de flexion et d'extension dans le plan sagittal. En flexion dorsal la partie large du talus vient faire bloc contre la pince tibio fibulaire ce qui lui confère stabilité et force [12] [13] [14].

b) Stabilité capsulo-ligamentaire

La capsule articulaire de la cheville, renforcée par les ligaments collatéraux médial et latéral augmentent la congruence de l'articulation talo-crurale. Les ligaments des articulations tibio-fibulaire inférieure, sous-talienne et transverse du tarse sont importants pour la stabilité du complexe articulaire de la cheville d'un point de vue biomécanique. Il ne faut aussi pas oublier la syndemose tibio-fibulaire qui joue un rôle important dans la congruence et la mobilité tibio fibulaire [12] [13] [14].

1.3) Stabilité passive du mouvement d'inversion

La stabilité passive citée ci-dessus est décrite dans un cadre théorique statique. Cependant lors du mouvement d'inversion, les facteurs de stabilité osseuse ne peuvent plus intervenir. Seule la malléole médiale qui maintient en dedans la trochlée du talus joue encore son rôle. Le seul facteur de stabilité passive est la chaîne ligamentaire d'inversion qui se divise en deux lignes de tension :

- Une ligne principale constituée par le faisceau antérieur du ligament collatéral latéral (talo fibulaire antérieur), le ligament interosseux, le ligament bifurqué, les ligaments calcanéocuboïdien et le ligament talo-naviculaire dorsal.
- Une ligne de tension accessoire qui passe par le faisceau postérieur du ligament collatéral médial et le ligament talo-calcaneen postérieur.

Dans le plan sagittal, la stabilité de l'articulation est assurée de la flexion jusqu'à la position neutre. En extension, lorsque le talus bascule vers l'avant, le contact articulaire se fait par le bord postérieur de la trochlée talaire qui est rappelons plus étroit que le bord antérieur. Malgré le resserrement de la pince tibio-fibulaire, la trochlée n'occupe pas l'intégralité de l'espace inter-malléolaire ce qui diminue la stabilité de l'articulation [12] [13] [14].

1.4) Stabilité active

Les stabilisateurs actifs de la cheville sont les muscles péri-articulaires et plus particulièrement les muscles dont les tendons sont en situation rétro-malléolaires. Ces muscles garantissent une stabilité active grâce à une mise en tension musculaire permanente qui vise à éviter les mouvements traumatiques. On considère le tibial antérieur et le triceps sural (avec le long fléchisseur de l'hallux) comme les haubans sagittaux alors que le tibial postérieur et les fibulaires représentent les haubans frontaux du talus.

Les muscles fibulaires (associés aux extenseurs qui travaillent en excentrique) s'opposent aux mouvements en inversion exagérée, le tibial postérieur et le tibial antérieur (avec les muscles fléchisseurs) quant à eux s'opposent aux mouvements en éversion. Le long fibulaire traverse le pied de dehors en dedans alors que le tibial postérieur part du dedans vers le dehors, cette ensemble forme « l'étrier du pied ». Quant au court fibulaire, il forme avec le tibial postérieur les « rênes du pied ». Ainsi on a un contrôle permanent de la position de la cheville [12] [13] [14].

2) L'entorse de cheville

2.1) Définition et épidémiologie de l'entorse latérale

Pour toute articulation, une entorse se définit comme une elongation voire une rupture (pour les cas les plus grave) d'un ou plusieurs faisceaux ligamentaires sans perte de contact entre les surfaces articulaires. En ce qui concerne la cheville, l'entorse latérale représente les trois quarts des atteintes et c'est le ligament collatéral latéral qui est le plus touché avec 73% des traumatismes. Les 25% restants sont attribuées aux entorses médiales (atteinte du ligament deltoïdien) et aux entorses associées à la pince tibiofibulaire (atteinte des ligaments tibiofibulaires inférieurs antérieur ou postérieur) [15].

Pour 20 à 25 % des entorses latérales, on remarque que c'est l'articulation transverse du tarse qui est touchée. La majorité de ces entorses concerne le compartiment latéral (calcanéo-cuboïdien) [16]. Pour toute entorse de la cheville en inversion, il faut rechercher des lésions du médio-pied.

2.2) Les mécanismes lésionnels

Lorsque l'amplitude des mouvements physiologiques est dépassée, les structures ostéo-articulaires sont mises en tension. Selon la vitesse, la force et la position de la cheville, le choc peut causer une simple elongation du ligament jusqu'à une entorse grave voire une fracture.

La flexion plantaire est un élément déterminant car c'est dans cette position que la cheville est la moins stable [17]. En effet, dans la plupart des cas l'entorse du ligament collatéral latéral se fait en inversion excessive [18]. Le mouvement d'inversion associe un varus dans le plan frontal, un équin dans le plan sagittal et une adduction dans le plan horizontal.

Ce mouvement d'inversion peut être réalisé lors de la marche (simple faux pas) ou lors d'activité sportive en général à la réception d'un saut ou sur un mouvement de pivot. Il arrive même parfois que le pied se présente en inversion sans élément perturbateur lors de réception, ce qui aboutit le cas échéant, à une entorse de cheville. C'est principalement le cas à l'entraînement. Au contraire, les situations avec contact ou réception sur le pied d'un adversaire se rencontrent principalement en match [12].

Toutefois, en fonction du sport pratiqué le mécanisme de survenue peut être différent. La flexion plantaire n'est pas toujours présente. Une étude menée en 2012 a analysé les mécanismes de survenues d'entorses lors de compétitions télévisées de tennis sur 5 athlètes. Il en ressort que la flexion plantaire est absente, mais que c'est la rotation interne associée au mouvement varisant qui est à l'origine de l'entorse [19].

Le mécanisme lésionnel aura donc toute son importance dans le cadre de la rééducation car il permettra de mettre en place un projet de rééducation le plus adapté au patient. La rééducation d'une entorse de cheville chez le basketteur sera vraisemblablement différente (sur certains aspects) de celle du tennisman.

2.3) Classification

a) L'entorse

Avant toute classification, la vérification des critères d'Ottawa est nécessaire pour écarter toute lésion osseuse associée. Ceux sont ces critères qui détermine la nécessité ou non de réaliser une radiographie [20]. La classification est un bon indicateur vis-à-vis de la stratégie à adopter en termes de soins.

Les classifications de Trevino (Annexe 6) et de O'Donoghue (Annexe 1) répondent le mieux à ces critères. La première classe les entorses en quatre grades croissants, de la simple élongation sans rupture jusqu'à la rupture des ligaments tibio-fibulaire antérieur et calcanéo-fibulaire. Le critère de classification retenu est la laxité, de l'absence de laxité jusqu'à l'apparition d'une laxité dans les plans sagittal et frontal [21].

La seconde classification classe les entorses en trois grades croissants allant de la simple élongation sans rupture jusqu'à la rupture totale d'au moins un faisceau ligamentaire. Elle les classe selon des critères cliniques (retentissement fonctionnel, laxité, ecchymoses) et selon une symptomatologie douloureuse. Ces deux classifications nécessitent, pour les stades les plus graves, une vérification radiologique qui confirme les laxités cliniques et qui investigate les possibles lésions osseuses associées [12].

Il peut également se produire des lésions au niveau des nerfs sensitifs et des tendons des fibulaires [3].

b) Le patient

En 2019, le modèle de l'ICC³ est mise à jour par notamment le Dr. Jay Hertel, membre du comité du consortium internationale de la cheville⁴ [22], [23].

Nous allons ainsi définir 3 types de patient :

- Le patient sain
- Le patient copier : c'est un sujet à plus d'un an de sa première entorse, il n'a pas eu de récurrence, pas ou peu de symptômes ou de déficits fonctionnels et ressent une récupération complète. Il n'est pas encore considéré comme patient chronique.
- Le sujet instable à 12 mois post entorse. Il se caractérise par des épisodes fréquents d'instabilité, ou de récurrences. Il présente également des symptômes de types douleur, œdème, perte d'amplitude, perte de force, diminution de force et de fonction rapportée par le patient.
 - Ce patient présentera un CAIT⁵ score de 24 ou moins,
 - Un IdFAI⁶ score de 11 ou plus,
 - Un score de moins de 90% au FAAM⁷–ADL et moins de 80% au FAAM–Sport.

³ Instabilité Chronique de Cheville

⁴ International ankle consortium

⁵ The Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)

⁶ Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI)

⁷ Foot and Ankle Ability Measure (FAAM)

2.4) Conséquences structurelles

Selon l'HAS [7], les altérations structurelles retrouvées après une entorse du ligament collatéral latéral sont : une douleur locale péri-articulaire, un déficit de mobilité surtout en flexion dorsale, un déficit de force des muscles éverseurs et un déficit proprioceptif.

2.5) Conséquences fonctionnelles

A court terme, la principale conséquence fonctionnelle est la diminution de l'appui sur la cheville victime de l'entorse jusqu'à la boiterie. Cette limitation d'activité aboutit à l'arrêt de la pratique sportive ou à un arrêt de travail selon le métier du patient (restriction de participation). A plus long terme, la suite d'une première entorse de cheville peut être handicapante : les récurrences peuvent conduire vers une instabilité chronique de cheville, pathologie multifactorielle handicapante. Le paradigme de J. Hertel (Annexe 7) regroupe les facteurs qui amènent au développement d'une instabilité chronique de cheville. Cette pathologie peut être porteuse de symptômes invalidants : douleurs, sensations de dérobement, entorses à répétition. A long terme, l'évolution de l'instabilité chronique peut se diriger vers de l'arthrose précoce et nécessiter l'indication d'un traitement chirurgical [12].

2.6) Prévention des récurrences

Selon l'OMS [24], la prévention est « l'ensemble des mesures visant à éviter ou réduire le nombre et la gravité des maladies, des accidents et des handicaps » en distinguant trois types de prévention :

- La prévention primaire qui consiste à « diminuer l'incidence d'une maladie dans une population à risque » (avant le début de la maladie)
- La prévention secondaire qui consiste à « diminuer la prévalence d'une maladie dans une population » (au début de la maladie)
- La prévention tertiaire qui consiste à « diminuer la prévalence des incapacités chroniques ou des récurrences dans une population » (une fois la maladie installée)

Pour l'entorse de cheville, la prévention primaire viserait à détecter les profils de patients à risque de faire une première entorse de cheville à partir de facteurs de risque. La prévention tertiaire aurait pour but de limiter les récurrences d'entorse de cheville et les conséquences fonctionnelles de l'instabilité chronique de la cheville après une première entorse.

Compte-tenu de ce qui a été énoncé ci-dessus, la problématique de cette revue de littérature, intervient donc sur un plan thérapeutique vis-à-vis de l'entorse externe de cheville. En effet, on veut savoir si l'utilisation de la surface instable est plus pertinente que la surface stable dans le cas d'une rééducation de la proprioception de la cheville. Cependant, on peut également considérer cette problématique comme une question préventive tertiaire de l'instabilité chronique de cheville. Cette question a donc un double et réel intérêt clinique.

3) Stratégies de rééducation

3.1) Protocole de prise en charge précoce

La rééducation des entorses latérales de cheville semble simple de prime abord. Le protocole de prise en charge initiale est bien défini : c'est le protocole POLICE [2]. Il succède au protocole RICE des recommandations de la HAS [7] (*Rest repos Ice glace Compression compression Elevation élévation*) avec une nuance : on préfère au repos la remise en charge optimal (Optimal Loading) à l'aide d'une protection (Protection) comme les contentions souples ou les aides techniques (cannes anglaises).

En 2019, Dubois B et Esculier JF, de la clinique du coureur vont plus loin et propose une nouvelle prise en charge : PEACE & LOVE [25]. A la différence des deux protocoles précédents qui se concentrent sur la phase aigüe du traumatisme, le protocole PEACE & LOVE (Annexe 8) prend en compte la phase de récupération en prêtant attention à l'éducation thérapeutique du patient et à l'aspect psychosocial, qui joueraient un rôle dans la phase de guérison.

3.2) Suite des soins

D'autres aspects de la rééducation des entorses de cheville sont bien définis par les recommandations de l'HAS [7] comme la mobilisation précoce [16], la correction des troubles articulaires (positionnement du talus ou de la fibula), le renforcement des muscles fibulaires notamment dans leur composante excentrique [8]. Mais, le dernier volet de la rééducation, la reprogrammation neuromusculaire, qui doit restaurer l'intégrité du système de protection de la cheville, semble rester aujourd'hui trop peu efficace au vu du nombre de récurrences décrit dans la littérature.

C'est à travers ces constats, qu'en 2019 également, le Consortium International de la Cheville⁸ a publié le consensus ROAST⁹ qui regroupe les recommandations quant à l'évaluation clinique des entorses latérales de cheville. Il s'agit ici de pouvoir aider les praticiens dans leur diagnostic. L'intérêt ici est de pouvoir identifier le plus tôt possible une atteinte plutôt ostéoarticulaire et/ou neuromotrice qui sont associées aux entorses de cheville. L'arbre décisionnel et le tableau présentant les différentes altérations que l'on peut retrouver ainsi que leurs tests sont disponibles en Annexe 9 et en Annexe 10 [22].

4) Neuroanatomie de la proprioception et contrôle postural

4.1) Contrôle postural

Le caractère essentiel que représente la proprioception au mouvement a conduit des auteurs de renom tels qu'Alain Berthoz, Professeur au Collège de France, à qualifier la proprioception de 6^{ème} sens [26].

⁸ International Ankle Consortium est un comité de chercheurs et de cliniciens créé en 2004 ayant vocation à promouvoir la recherche concernant l'entorse de cheville et l'ICC

⁹ Rehabilitation-Oriented ASsessmentT (ROAST)

Le sens du mouvement, ou contrôle postural, a la particularité de mettre à contribution plusieurs récepteurs sensoriels situés :

- dans les yeux (récepteurs visuels),
- dans chaque oreille interne (récepteurs vestibulaires),
- dans la peau (récepteurs cutanés),
- dans les articulations (récepteurs musculo-articulaires),
- dans les muscles (récepteurs musculaires).

Un autre élément aurait aussi son importance dans le contrôle de l'équilibre et fait aujourd'hui débat c'est la participation du complexe temporo-mandibulaires.[27], [28]

Ce sont ces deux avant dernières catégories qui nous intéressent car elles constituent les récepteurs proprioceptifs, à savoir : les fuseaux neuromusculaires et les récepteurs de Golgi au niveau musculaire, les corpuscules de Pacini et les corpuscules de Ruffini au niveau musculo-articulaire [9].

La vision et les centres vestibulaires envoient aussi des informations au système nerveux central. Comme nous le montre la figure 1, l'association de tous ces récepteurs constitue la part sensitive des boucles motrices pour le maintien du contrôle postural à la fois statique et dynamique.

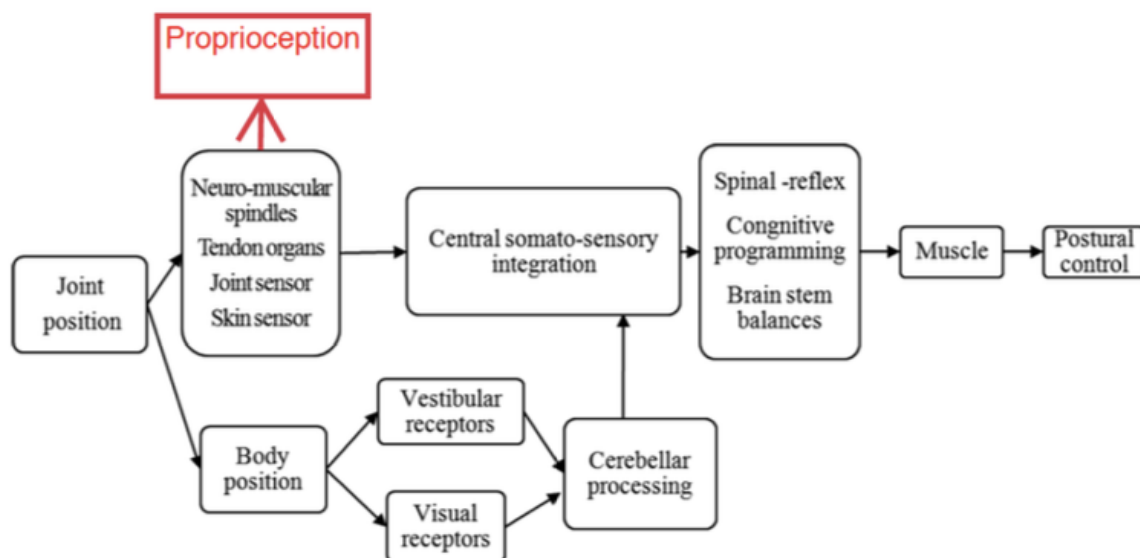


Figure 1 : Système de contrôle postural [29]

On définit l'équilibre statique par le maintien du corps dans une position immobile (debout, assis). L'équilibre dynamique quant à lui implique de se stabiliser lors d'un déséquilibre intrinsèque ou extrinsèque (lancer un objet, monter des marches...). La compréhension fine

du contrôle postural relève d'une complexité certaine. Le travail de cette étude porte, lui, uniquement sur le système proprioceptif qui est un élément constitutif du contrôle postural.

4.2) Les récepteurs proprioceptifs

a) *Les récepteurs musculaires*

Les fuseaux neuromusculaires (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**) sont constitués de petites fibres musculaires (intrafusales) que l'on retrouve placées parallèlement aux fibres musculaires (extrafusales) dans chaque muscle de notre corps. Leur densité est particulièrement élevée dans les muscles qui participent aux mouvements fins notamment au niveau de la main et de la région cervicale. Certains FNM¹⁰ pouvant être toniques, d'autres phasiques. Innervés par les motoneurones gamma, ils sont sensibles à deux paramètres : la longueur du muscle et sa vitesse d'allongement/d'étirement.

Les organes tendineux de Golgi, interdépendants des fuseaux neuromusculaires (notion de couplage physiologique) et de l'ensemble des capteurs sensoriels sont des fibres organisées en série avec les fibres musculaires : ils mesurent l'effort qu'exerce le muscle sur son articulation (force musculaire).

Il est important de noter que malgré ce que l'on pense, moins de 10 % des récepteurs de Golgi se trouvent dans les tendons. Les 90 % restants se situent dans les parties musculaires des jonctions myotendineuses, dans les zones transitoires d'insertion des aponévroses, ainsi que dans des capsules et les ligaments des articulations périphériques (récepteurs articulaires).

De la même manière, il apparaîtrait que la force seuil des organes tendineux de Golgi, c'est à dire la force la plus faible provoquant une réponse de ces récepteurs ne soit pas aussi importante qu'on le pense : le maximum de la réponse de ces organes serait observé pour des forces inférieures à 50% de la force maximale [30] [9].

b) *Les récepteurs musculo-articulaires*

Les corpuscules de Pacini et les corpuscules de Ruffini que l'on retrouve préférentiellement dans les jonctions myotendineuses, les couches capsulaires profondes, les ligaments spinaux, les tissus musculaires de recouvrement pour les premiers; les ligaments des articulations périphériques, les couches capsulaires extérieures, les autres tissus associés à un étirement régulier pour les seconds, sans oublier la peau, sont des capteurs :

- Pour les corpuscules de Pacini :
 - de modifications rapides de pression et de vibration davantage sensibles aux mouvements dans les amplitudes maximales (récepteurs dynamiques ou phasiques);
- Pour les corpuscules de Ruffini :

¹⁰ Fuseaux neuromusculaires

- de modifications plus lentes de pressions (soutenues) et de rotations, réactifs à la position et aux amplitudes articulaires fixes (récepteurs statiques ou toniques).

Ces différentes catégories de mécanorécepteurs qui assurent la transduction d'une information mécanique (toucher, vibrations, pression, étirement) en signal électrique peuvent être divisés en deux types : lents et rapides. Les récepteurs rapides pouvant réagir dans un délai assez court aux stimuli externes et émettre des impulsions nerveuses : ils incluent les corpuscules de Pacini dont la fonction principale est de détecter les paramètres d'accélération et de décélération ainsi que le début et la fin du mouvement [29]. L'action des récepteurs lents, dans lesquels sont intégrés les corpuscules de Ruffini, les organes de Golgi et les FNM, est de détecter les changements de position et le positionnement articulaires précis tout au long du geste. Mais dans un délai plus long. Globalement, ces mécanorécepteurs mesurent donc les mouvements des membres entre eux et constituent, du point de vue de anatomique : la proprioception [9].

Dans le cadre du complexe articulaire de la cheville, l'entrée sensorielle la plus classiquement décrite est celle des récepteurs présents dans les structures capsulo-ligamentaires. Ils sont notamment présents dans le ligament collatéral latéral de la cheville. Mais « une structure originale serait la clef de voûte des informations proprioceptives de la cheville : les rétinaculum » [12]. Ces structures auraient donc un double rôle : un rôle mécanique de maintien des tendons contre le squelette osseux et un rôle proprioceptif tant ces structures sont riches en mécano-récepteurs et en fibres nerveuses [31].

5) Proprioception

Le mot proprioception est un « mot valise » formé d'un préfixe, *proprio* tiré du latin *proprius* soit propre en français et d'un suffixe, *perception*. Au sens propre du terme, la proprioception peut se définir comme la perception qu'une personne a d'elle-même [12].

Pour aller plus loin, la proprioception peut être définie comme l'information afférente, la capacité à connaître précisément la position de ses segments et articulations dans l'espace et les uns par rapport aux autres (statesthésie), associée à la détection rapide et précise de leurs déplacements (kinesthésie) [26].

En d'autres termes, la proprioception représente la production d'informations ou signaux transmis au Système Nerveux Central (SNC) issues des différents propriocepteurs situés dans les muscles, les tendons, les ligaments, les articulations et également les fascias ainsi que la peau (comme vu précédemment) permettant la représentation des mouvements des membres entre eux, non médiée par le sens de la vision [9].

La proprioception est donc un système informatif constituant le versant sensoriel du contrôle moteur. L'intégralité du système proprioceptif doit donc être optimal pour protéger efficacement la cheville.

6) Troubles proprioceptifs après entorse latérale de la cheville

Selon Julia et al., l'entorse latérale de la cheville est responsable de nombreux troubles proprioceptifs : une altération de l'équilibre dans le plan frontal, une altération du sens de positionnement articulaire, une augmentation du temps de réaction des muscles fibulaires, une vitesse de conduction des informations proprioceptives ralentie et une sensation cutanée perturbée.

6.1) Reprogrammation neuromusculaire

Les recommandations de l'HAS [7] font état d'un effet positif de la reprogrammation neuromusculaire sur la reprise d'activité précoce (grade B) et de la stabilité de la cheville (grade C) et sur la prévention des récives (grade C). La reprogrammation neuromusculaire après entorse de la cheville connaît deux hypothèses majeures, une première décrite par Freeman et une deuxième décrite par Thonnard [12].

6.2) Hypothèse de Freeman

Dans ses premières études, Freeman et al. [32], démontrait que pour des patients ayant des sensations de dérobement de la cheville, une instabilité mécanique n'était pas toujours retrouvée. L'hypothèse de Freeman stipule qu'après une entorse aiguë de la cheville, les récepteurs articulaires proprioceptifs sont endommagés ou plutôt déafférencés. Les informations proprioceptives des récepteurs articulaires ne sont plus transmises ou partiellement au système nerveux central ce qui altère les réactions musculaires en « feedback ». C'est le rôle des muscles fibulaires qui, pour éviter les traumatismes en inversion forcée, se contractent pour contre-balancer le mouvement lésionnel et ramener l'articulation de la cheville dans ses amplitudes physiologiques.

6.3) Hypothèse de Thonnard et Konradsen

Thonnard [33] a démontré grâce à l'électromyographie que les signaux myo-électriques des premières réponses musculaires apparaissaient après 60 ms. Alors que le mouvement lésionnel se produit en 30 ms. De plus, Konradsen [34] rapporte qu'une contraction des éverseurs a lieu environ 150 ms après une déstabilisation, donc après l'activation de la boucle de rétroaction, il faut environ 80 ms supplémentaire pour avoir une contraction protectrice des fibulaires [3].

La rééducation proprioceptive en « feedback » (hypothèse de Freeman) a alors été repensée en rééducation proprioceptive en « feedforward » c'est-à-dire qu'il faut utiliser toutes les informations proprioceptives possibles pour ré-engranger des schémas moteurs d'anticipation au niveau du système nerveux central.

Pour se faire, la stimulation des récepteurs proprioceptifs, point de départ des boucles de rétro-action, semble évidente. En les stimulant, le système nerveux central engendre de nouvelles informations ce qui l'aidera à développer des schémas moteurs modifiés. En ce sens, la rééducation basée sur l'hypothèse de Freeman n'était pas inefficace comme le pensent certains auteurs mais sensiblement incomplète [12].

6.4) Problématique et hypothèse de travail

La reprogrammation neuromusculaire devrait donc aujourd'hui associer les deux hypothèses citées précédemment pour être le plus efficace possible, dans le but de solliciter la coordination et l'anticipation des contractions musculaire. Pour mettre en place une telle rééducation, la stimulation de l'ensemble des informations proprioceptives impliquées dans le mécanisme de protection de la cheville devrait être systématiquement réalisée.

Un bon moyen de réaliser ces stimulations serait de solliciter le système proprioceptif lors d'exercices au plus proche de la fonction en sur-sollicitant le système nerveux central du patient d'expériences semblables à ce qu'il vit lors de sa pratique sportive ou de ses activités. Dès lors, on doit se demander si une reprogrammation neuromusculaire sur des surfaces instables est pertinente étant donné que celle-ci reste éloignée de la pratique sportive mais aussi des activités quotidiennes ? On le répète, la reprogrammation neuromusculaire doit coller au geste lésionnel.

Cela nous amène donc à la problématique de cette revue de littérature : REEDUCATION PROPRIOCEPTIVE DE L'ENTORSE LATÉRALE DE CHEVILLE : SURFACE STABLE OU SURFACE INSTABLE ?

D'après la réflexion préalablement initiée, nous pouvons poser l'hypothèse selon laquelle la surface instable ne serait pas l'outil de traitement le plus adapté pour entraîner la proprioception, comparativement à la surface stable après une entorse latérale de cheville, d'autant plus lorsque la rééducation est effectuée en statique, loin du mécanisme traumatique. C'est ce que nous essayerons de déterminer à l'issue de l'analyse des articles sélectionnés.

6.5) La technique de la vibration tendineuse « leurre sensoriel quasi parfait »

a) Application clinique

Elaborée dans les années 80-90, la méthode de Rééducation Proprioceptive par Vibration Tendineuse s'est considérablement développée ces dernières années.

L'intérêt clinique des vibrations tendineuses en rééducation a été validé en milieu hospitalier pour diverses indications dans lesquelles le mouvement est soit limité soit empêché. L'idée sous-jacente étant que la limitation pathologique articulaire déafférente partiellement ou totalement le Système Nerveux Central en informations proprioceptives de mouvement et désorganise au niveau cortical à la fois la représentation imagée du mouvement et les centres chargés de sa commande volontaire.

Le maintien ou le supplément d'afférentation proprioceptive induit par la vibration tendineuse a donc pour but de corriger ou de suppléer les altérations ou la suppression des afférences proprioceptives afin de maintenir l'activité des boucles sensorimotrices déficientes, l'intégrité fonctionnelle des structures cérébrales et l'image du mouvement [35].

Les indications majeures concernent :

- La rééducation de la mobilité articulaire pendant ou suite à une immobilisation thérapeutique totale ou partielle.

- L'assistance à la rééducation du mouvement lorsque celui-ci est limité et /ou d'exécution douloureuse.
- L'entretien des schémas moteurs segmentaires posturaux ou locomoteurs.
- Le maintien ou le recouvrement fonctionnel des structures corticales de représentation et de commande du mouvement.

b) Application à la revue de littérature

On le rappelle, l'appareil locomoteur dans sa totalité est richement innervé au plan sensoriel qu'il s'agisse des muscles, des tendons et ligaments ou des articulations. Les mécanorécepteurs délivrent à chaque instant au Système Nerveux Central le « compte rendu » de chaque action que nous exécutons en termes de direction et de vitesse. Véritables « signatures sensorielles » de chacun de nos actes, ces messages peuvent être comparés à des « codes-barres neurosensoriels » particuliers à chacun de nos actes moteurs (Annexe 12).

Grâce à la méthode microneurographique qui permet d'enregistrer chez l'Homme, par microélectrodes intraneurales, l'activité des fibres sensibles issues des mécanorécepteurs musculaires et tactiles, on a pu établir avec certitude leur sensibilité aux vibrations mécaniques. Parmi les récepteurs proprioceptifs, les fuseaux neuromusculaires, et notamment leurs terminaisons primaires (fibre Ia), sont les plus sensibles aux microétirements générés par des vibrations appliquées sur les tendons des muscles qui les hébergent. Leur réponse suit linéairement la fréquence de la vibration dans la plage de fréquence 1 à 100 Hz même pour des amplitudes faibles (0.25 à 1 mm pic à pic). La vibration tendineuse active la plupart des récepteurs fusoriaux contenus dans un muscle et génère un flux proprioceptif massif simulant celui émis lors d'un allongement de celui-ci. De ce point de vue, le muscle vibré est fonctionnellement dans un statut de muscle antagoniste passivement allongé par un mouvement qui serait dû à la contraction des agonistes alors qu'il y a absence de mouvement. En ce sens, le stimulus vibratoire constitue un « leurre neurosensoriel » [35] comme le démontre la figure 2.

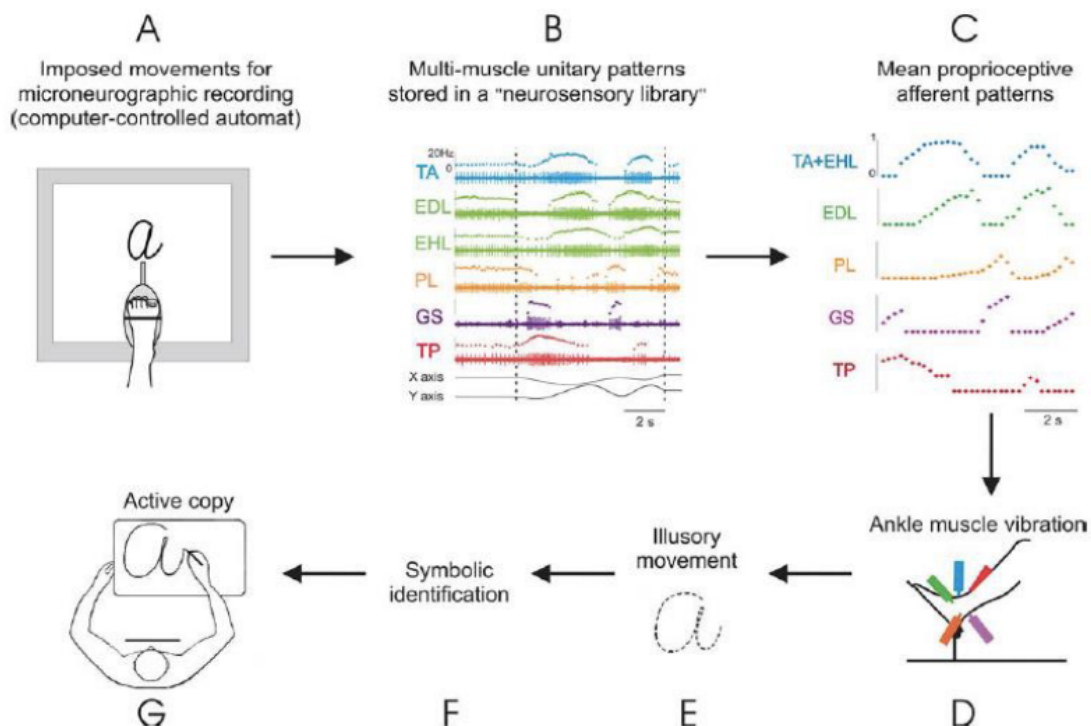


Figure 2 : Le patient réalise un mouvement pendant lequel son activité neurographique est enregistrée (A). Dès lors, le praticien accède à une base de données où chaque mouvement est associé à sa signature microneurographique lissée et filtrée (B), (C). Ces schémas sont ensuite induits aux patients sous forme d'afférences proprioceptives (D) et l'illusion du mouvement est créée (E) [36].

Selon le contexte perceptif, postural ou attentionnel du sujet, la vibration tendineuse peut induire soit une activation réflexe tonique du muscle vibré (Tonic Vibration Reflex ou TVR) ou de ses antagonistes (Réponse Vibratoire Antagoniste ou RVA). La TVR correspond à une activation à haute fréquence du classique circuit spinal myotatique et se développe en quelques secondes sous la forme d'une contracture réflexe du muscle vibré. Elle se produit notamment lorsque le sujet n'est pas détendu, qu'il regarde le segment de membre mobilisé par le muscle vibré ou dans le cas d'hypertonies pathologiques des muscles vibrés. La RVA est une réponse motrice, recherchée en rééducation, qui se développe dans les muscles antagonistes pour faciliter, entretenir ou recouvrer une mobilité déficiente et maintenir l'image consciente du mouvement [35] [36].

Ainsi, la vibration tendineuse peut être utilisée comme une sonde pour évaluer l'utilisation d'informations proprioceptives spécifiques dans une condition donnée.

Dans le cadre de la recherche concernant la rééducation proprioceptive de la cheville, si on considère un individu debout sur une surface quelconque. En appliquant des vibrations sur le tendon d'Achille, celles-ci vont donner l'illusion qu'il s'étire et donc que le patient tombe en avant. Cela va entraîner une contraction réflexe de stabilisation (mesurable à l'EMG) de celui-ci, plus ou moins importante selon l'intensité de la déstabilisation pour ramener le centre de gravité à l'intérieur du polygone de sustentation. Dans ce cas, les récepteurs proprioceptifs sont mis à contributions car une déstabilisation a bien lieu. Néanmoins, malgré les vibrations (correspondante à la bonne fréquence) appliquées sur le tendon d'Achille, si aucune déstabilisation n'est observée, cela signifie que le système proprioceptif en question est

shunté et que l'individu utilise une autre stratégie pour s'équilibrer. Grâce à cette technique, il est alors possible de vérifier sur différentes surfaces de travail, en l'occurrence stable et instable, les stratégies de recrutement proprioceptif mise en jeu.

III) Méthodologie

1) Problématique

Cette revue de littérature doit répondre à la question suivante : REEDUCATION PROPRIOCEPTIVE DE L'ENTORSE LATÉRALE DE CHEVILLE : SURFACE STABLE OU SURFACE INSTABLE ?

2) Critères d'éligibilité des études pour cette revue

Dans une démarche de pratique fondée sur les preuves, « evidence-based-practice » en anglais, [37], nous nous devons d'établir avec le modèle PICO les critères d'inclusion et d'exclusion de notre revue de littérature. Ils sont présentés dans le tableau ci-dessous :

Tableau 1 : Critères d'éligibilité des études

<i>Etude thérapeutique</i>	<i>Critères d'inclusion</i>	<i>Critères d'exclusion</i>
<i>Population</i>	- Homme ou femme - Avec ou sans antécédent d'entorse de cheville - Sportif ou non sportif - Avec ou sans antécédent d'intervention chirurgical de la cheville - De 18 à 50 ans	- Patient avec une maladie neurologique et toutes autres pathologies pouvant causer des troubles de l'équilibre
<i>Intervention (traitement)</i>	- Utilisation de la technique de vibration tendineuse sur des tendons de la cheville (tendon aquilléen, tendons des fibulaires, tibial antérieur, tibial postérieur...)	- Utilisation de la vibration tendineuse sur une autre partie du corps que celle de la cheville (genou, région lombaire...)
<i>Comparateur</i>	- Surface stable et surface instable - Yeux ouverts, yeux fermés	- Pas de comparateur
<i>Outcome (événement mesuré)</i>	- Toutes mesures de déstabilisation du patient - Mesure de l'activité musculaire avec un EMG	- Pas de mesure des déséquilibres

L'antériorité d'une étude (supérieure à 10 ans) ne constitue pas un critère d'exclusion si celle-ci respecte les critères d'éligibilité.

Les études publiées dans une autre langue que l'anglais et le français sont exclues afin d'en assurer une interprétation correcte et précise.

3) Stratégie de recherche des études

3.1) Les sources documentaires

Les sources et bases de données utilisées ont été : le site de l'HAS, Cochrane Library, PubMed, Kinédoc, PEDro, Google scholar, ResearchGate et des ouvrages physiques.

La recherche documentaire s'est essentiellement concentrée sur le moteur de recherche PubMed car il offre le contenu le plus complet par rapport à l'équation de recherche. Les autres sources ont été consultées dans un second temps afin d'étayer la première recherche. En première intention, afin de constituer une revue de littérature avec la meilleure qualité méthodologique possible, seuls les essais contrôlés randomisés ont été ciblés car ils offrent un grade de recommandations (Annexe 13) plus intéressant qu'une étude de cohorte ou cas-témoins par exemple [38]. Cependant, au vu des ressources documentaires disponibles dans le cadre de cette étude, tous les articles traitant du sujet et remplissant les conditions d'inclusion ont été sélectionnés.

Une recherche manuelle à partir de la bibliographie des articles pré-sélectionnés a été réalisée. Les articles ont été sélectionnés par rapport à leur titre et leur résumé (abstract).

3.2) Mots clés et équation de recherche

Tableau 2 : Mots clés de l'étude

<i>Mots clés</i>	<i>Keys words</i>
Cheville	Ankle
Entorse	Sprain/Strain
Proprioception / RNM ¹¹	Proprioception
Proprioception / RNM	Joint sens
Surface instable	Unstable surface
Surface stable	Stable surface
Surface mousse	Foam surface
Vibration tendineuse	Tendon Vibration

¹¹ Rééducation neuromusculaire

Les équations de recherche utilisées ont été les suivantes :

Tableau 3 : Équation de recherche

Étapes	Équations de recherche
(1)	(Ankle AND Sprain AND Proprioception) [Full text]
(2)	(Ankle AND Sprain AND Proprioception) [Title/ Abstract]
(3)	((ankle) AND (propriocept*)) AND (unstable)) AND (vibration)) [Title/Abstract]
(4)	((ankle) AND (propriocept*)) AND (unstable)) AND (vibration) AND (tendon)) [Title/Abstract]
(5)	(Ankle AND (Sprain OR Strain) AND Propriocept* AND Unstable surface AND Tendon AND Vibration) [Title/ Abstract]

L'équation (5) s'est vue trop restrictive et n'a pas fournie de résultat exploitable.

4) Méthode d'extraction et d'analyse des données

4.1) Méthode de sélection des études

L'étude doit correspondre au mieux à un essai clinique randomisé, quasi ou, non randomisé. Le contenu de l'étude doit aussi être en adéquation avec les critères PICO établis plus haut. Cependant on sélectionnera tous les types d'études remplissant les critères PICO.

Tout d'abord, les titres et les résumés des études ont été évalués en fonction de la problématique et des critères d'éligibilité. Ensuite, la méthodologie et les protocoles expérimentaux utilisés dans les études ont été observés avant de sélectionner l'étude. Le protocole expérimental doit associer la vibration tendineuse sur les tendons des muscles de la jambe ou du pied sur différentes surfaces au sol afin d'en observer la perturbation de l'équilibre du sujet. Au minimum 5 lectures par articles ont été réalisées pour éviter des biais de traduction.

Différentes échelles d'analyse des biais ont été utilisées compte tenu de l'hétérogénéité des articles. Cependant, le score ou l'appréciation obtenu ne constitue pas un critère d'exclusion si celui n'est pas optimal ou trop faible. Il nous permettra toutefois de juger de la qualité de l'article intégré en ciblant les biais possibles présents dans l'étude en question.

4.2) Evaluation de la qualité méthodologique des études sélectionnées

a) Grille de lecture des articles

Même si cela ne constitue pas un critère d'exclusion dans notre revue de littérature, plusieurs échelles d'évaluation des biais ont été utilisées en fonction de la nature des articles (ECR, Cohorte, Série de cas...).

Les 4 premiers articles [39],[40],[41] et [6] sont définis comme des « *descriptive laboratory study* » avec ou sans « *repeated measures* ». Il n'existe pas à ce jour de grille de lecture validée dans ce champ clinique. En se basant sur un éditorial de 2010 du *Journal of training* qui définit la nomenclature des études en fonction de leur méthodologie, on peut assimiler ces 4 articles

à des séries de cas : « Describes characteristics of a group of patients [...] who have undergone a particular procedure [...] No control group is used in the study, although the discussion may compare the results with others published in the literature » [42]. Pour les séries de cas, une récente étude parue en 2020 qui a établi les grilles de lectures les plus pertinentes en fonction du type d'étude [43] propose l'utilisation de la grille *IHE Quality Appraisal Tool Case* [44].

L'article 5 est un ECR tandis que l'article 6 est un essai clinique non randomisé. Nous utiliserons la grille PEDro pour l'article 5. On rappelle que le score PEDro permet de donner une indication sur les essais cliniques randomisés et comparatifs susceptibles d'avoir une bonne validité interne (critères 2 à 9), et de contenir suffisamment d'information statistique pour que leurs résultats puissent être interprétés (critères 10 et 11). Cependant, il ne faut pas l'utiliser comme une mesure de la "validité" des conclusions d'une étude [45]. Pour l'article 4, nous utiliserons la grille *JB critical appraisal checklist for quasi-experimental studies (non-randomized experimental studies)* [46].

b) Recherche des biais

Les biais recherchés sont :

- Biais de sélection (attrition)
 - Patient dans la population soumis à l'étude qui présenterait une atteinte neurologique non connue à ce jour qui pourrait perturber l'équilibre
 - Patient sportif avec des meilleures performances dans le maintien de l'équilibre
- Biais d'évaluation (détection):
 - Positionnement des électrodes sur le patient
 - Fréquences de vibration utilisées
 - Temps d'expérimentation
 - Outils de mesure utilisé
 - Effet d'apprentissage
 - Enthousiasme de l'évaluateur
- Biais d'interprétation :
 - Il faut être prudent sur l'utilisation des conclusions des études. En effet, il existe des spins qui sont des « embellissement » des résultats de la part des auteurs dans la formulation des conclusions.
 - Stratégie d'équilibration utilisée par le patient
 - Surinterprétation des résultats par l'évaluateur
 - Faible puissance statistique des résultats

4.3) Extraction des données

Les données extraites sont les suivantes et ont été classées par catégories :

- Concernant les sujets : le genre, l'âge, le poids, la taille, l'état de santé, les antécédents de santé,
- Concernant la méthode : La position du sujet, les surfaces utilisées au sol, le matériel utilisé pour générer les vibrations, la fréquence utilisée, la position des électrodes (muscle vibré), le nombre d'essais, la durée des essais, yeux ouvert/yeux fermés,

- Concernant les résultats : Rétro-antépulsion du thorax, amplitude de cheville, le CoP surface et le CoP vitesse, mesures d'entropie non linéaire, EMG, valeurs statistiques (Intervalle de confiance et p-value).

4.4) Méthode de synthèse et d'analyse des résultats

Compte tenu de l'hétérogénéité entre les études, une méta-analyse ne sera pas réalisée. L'analyse se contentera d'être narrative concernant les résultats (CoP, EMG signals, ...) et ils seront présentés pour chacune des études indépendamment.

Les données seront analysées à l'aide de tableaux regroupant les résultats pour chacune des études. Les résultats seront commentés par la suite dans le chapitre discussion.

Les valeur p (« p-values »), ainsi que les intervalles de confiance associés aux résultats, quand ils seront disponibles, seront retranscrits dans la partie résultats. Si l'étude fournit les écart-types nous calculerons les intervalles de confiance afin de déterminer la taille d'effet des résultats.

On définit la valeur p, comme la probabilité qu'entre deux conditions mesurées, les différences soient réelles ou dues au hasard. Les tests statistiques substituent à une solution empirique, un risque d'erreur. Ce risque d'erreur est donné par cette valeur p. On introduit alpha « α », qui est le risque qu'on accepte de prendre de dire que la différence n'est pas due au hasard alors qu'elle est due au hasard. Choix, a priori d'un risque « raisonnable » car α prend généralement la valeur de 5% [47]. La valeur p peut être obtenue par différents tests en fonction des conditions expérimentales. En l'occurrence, l'analyse des variances ANOVAs est utilisée dans certains des articles. Elle permet d'évaluer la significativité des résultats entre une valeur qualitative (vibration, non vibration, surface stable, surface instable) et une valeur quantitative (CoP surface, CoP vitesse...).

Ainsi, lorsque :

- $p < 0,05$ les résultats sont statistiquement significatif.
- $p < 0,01$ les résultats sont hautement significatif.

Toutefois, le résultat d'une valeur-p ne doit pas être assimilé à une absence de biais d'interprétation comme nous le précise une étude canadienne réalisée en 2016 [48].

Il est intéressant de venir consolider ce 1^{er} test par l'analyse des intervalles de confiance qui donne l'analyse de la taille d'effet du traitement. En effet, la limite principale de l'utilisation de ces test statistiques qui donne la p value, est qu'ils ne donnent qu'une estimation de la probabilité que la différence observée ne soit du qu'au hasard. Mais qu'en est-il de l'importance de cette différence ?

On vient donc apprécier la précision des résultats fournis. L'intervalle de confiance est souvent de 95% ce qui revient à prendre un risque relatif de 5%.

Les articles seront interprétés dans la partie discussion où ils seront regroupés en fonction de leurs critères de jugement.

IV) Résultats

1) Description des études

1.1) Sélection des études

La recherche des articles a été réalisée conformément au diagramme de flux présenté en figure 3 ci-après. Au départ, l'équation (1) nous a donné 550 réponses répartis comme suit :

- Pubmed : 445 études
- Cochrane Library : 104 études
- PEDro : 1 étude

En affinant la recherche à l'aide des équation (2) et (3) et en supprimant un doublon [49], on arrive au nombre de 3 articles. Une recherche manuelle nous a permis d'inclure 3 autres articles conformément aux critères d'inclusion ce qui porte le nombre d'articles total inclus dans la revue de littérature à 6.

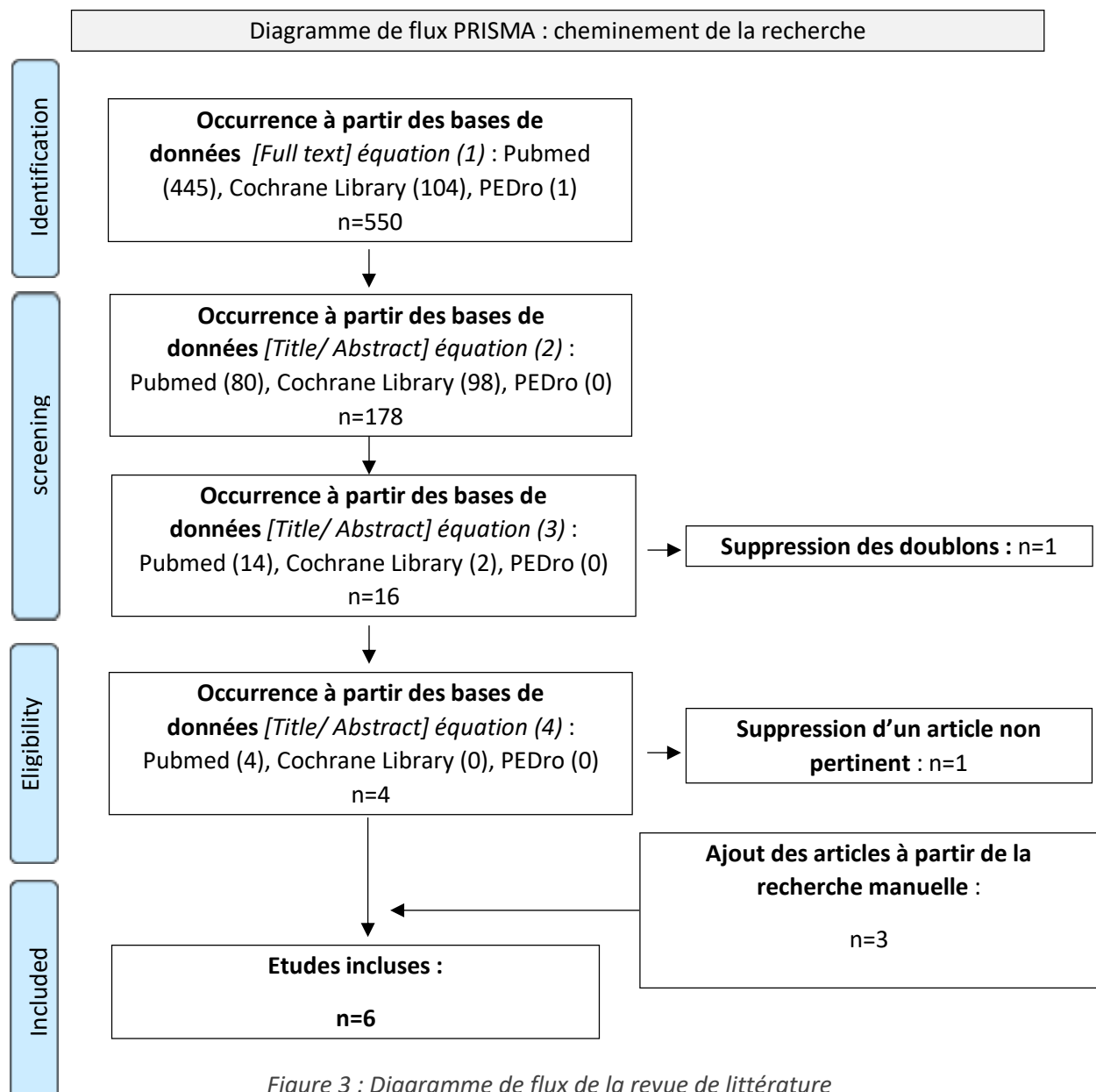


Figure 3 : Diagramme de flux de la revue de littérature

1.2) Présentation des études

Les 6 études sont répertoriées dans le tableau 4 ci-dessous. On retrouve une description brève des études qui comprend : les auteurs, le titre, la population, la technique utilisée, les éléments de comparaison ainsi que les critères de jugements attendus.

Tableau 4 : Synthèse des études sélectionnées

Auteurs, année	Etudes	Population	Techniques utilisées (intervention)	Surfaces testées (comparaison)	Critères de jugement mesurés (outcomes)
Yuri P. Ivanenko, Vera L. Tails and Oleg V. Kazennikov, 1999 (Article 1)	Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans	9 sujets sains (6 hommes et 3 femmes ; 25-45 ans).	- Muscles vibrés : cervicaux, tendons d'achille et tibial antérieur. - Vibrations : Amplitude 0,8 mm ; Fréquence 40 Hz, Durée 20 s	- Surface stable - Surface instable type plateau de freeman (6 cm de haut, 3 diamètres différents : 30, 60 and 120 cm). Mouvement dans le plan sagittal.	- Inclinaison de la plateforme (*) - Déplacement horizontal du haut du corps (cm) - Angle talocrurale (*) - EMG (Triceps surale et tibial antérieur (%))
Yuri P. Ivanenko, J.A.Solopova, Y.S Levik, 2000 (Article 2)	The direction of postural instability affects postural reactions to ankle muscle vibration in humans Y.P.	6 sujets sains (20-49 ans)	- Muscles vibrés : tendons d'achille et tibial antérieur. - Vibrations : Amplitude 0,8mm ; Fréquence 40 Hz ; Durée 10 s	- Surface stable - Surface instable type plateau de freeman : - Plan sagital (hémicylindrique) - Plan frontal (hémicylindrique) - Toutes directions (sphérique)	- Inclinaison de la plateforme (*) - Déplacement horizontal du haut du corps (cm) - Angle talocrurale (*) - EMG (Triceps surale et tibial antérieur)
Henri Kiers, Simon Brumagne, Jaap van Dieën, Philip van der Wees, Luc Vanhees, 2011 (Article 3)	Ankle proprioception is not targeted by exercises on an unstable surface	100 sujets sains, 81 hommes pour 19 femmes (âge : 41,6 ans ± 10,8, Poids : 81,66 kg ± 11,8, Taille : 179,9 cm ± 8,9)	- Muscles vibrés : paraspinaux et triceps suraux - Vibrations : Amplitude 0,5 mm ; Fréquence 70 Hz ; Durée 15 s	- Surface stable (sol) - Surface instable (mousse)	- CoP surface Centre de pression (cm) - Vitesse moyenne de déplacement du COP (cm/s) - Limite de stabilité (cm)
Forestier N, Terrier R, Teasdale N, 2015 (Article 4)	Ankle Muscular Proprioceptive Signals' Relevance for Balance Control on Various Support Surfaces	10 adultes sains : 6 hommes et 4 femmes (âge : 23,5 ± 3 ans ; poids : 63,4 ± 12 kg ; Taille : 172,7 ± 5,9 cm)	- Muscles vibrés : paraspinaux et fibulaires - Vibrations : Amplitude 3 mm ; Fréquence = 100 Hz ; Durée 25 s	- Surface stable (1), - Surface instable type mousse (2), - Surface instable spécifique (Myolux) (3)	- CoP Centre de pression (cm²) - Vitesse moyenne de déplacement du COP (cm/s) - EMG fibulaires, %EMG max, - EMG tibial antérieur, %EMG max
Matthew J. E. Turnock & Charles S. Layne 2009 (Article 5)	Variations in Linear and Nonlinear Postural Measurements under Achilles Tendon Vibration and Unstable Support-Surface Conditions	20 étudiants sains (6 femmes ; âge : 22 ± 1 ans, Taille : 1,73 ± 2 cm, Poids : 73,9 ± 2,82 kg).	- Muscles vibrés : tendons d'achille - Vibrations : Fréquence 70 Hz	- Test d'organisation sensorielle (SOT) : - Surface stable (SOT 2) - Surface asservie aux oscillations du sujet (SOT 5)	- Score d'équilibre (ES) - L'entropie approximative (ApEn), mean frequency, and peak frequency).
Anat Vilnai Lubetzky, Sarah Westcott McCoy, Robert Price, Deborah Kartin, 2017 (Article 6)	Response to Tendon Vibration Questions the Underlying Rationale of Proprioceptive Training	30 adultes sains sans antécédents médicaux et 10 adultes présentant une ICC (âge : 18-40 ans)	- Muscles vibrés : tendons d'achille - Vibrations : Fréquence 80 Hz ; Durée 20 s	- Surface stable (sol) - Mousse à mémoire de forme - BOSU (both sides up)	- CoP Centre de pression antéro postérieur excursion (mm) - Index dérivé de l'échelle multiple d'entropie (MSE) mesure non linéaire

a) Article 1, Ivanenko et al. 1999

Cet article étudie l'impact du support de stabilité sur le contrôle postural lors de l'application de vibrations tendineuses sur les tendons d'Achille et les muscles du cou chez 9 adultes sains (6 hommes, 3 femmes ; 25-45 ans).

Il s'agit de comparer la réponse posturale sur différents supports (figure 4) : une surface stable et une surface instable représentée par un plateau hémisphérique de 6 cm de hauteur avec différents diamètres de 30, 60 et 120 cm. Les sujets performant les yeux fermés, debout, pieds centrés sur le plateau. L'intervention consiste à vibrer les muscles pendant 20 s ($f=40$ Hz ; $A=0,8$ mm) et à comparer ces résultats avec la période de non vibration qui dure 10 s. Les sujets doivent maintenir l'équilibre dans le plan sagittal.

A l'issue, les variables enregistrées sont : l'inclinaison du plateau, le déplacement horizontal de sternum, l'amplitude articulaire de la talocrurale et l'activité musculaire des muscles soléaire et tibial antérieur.

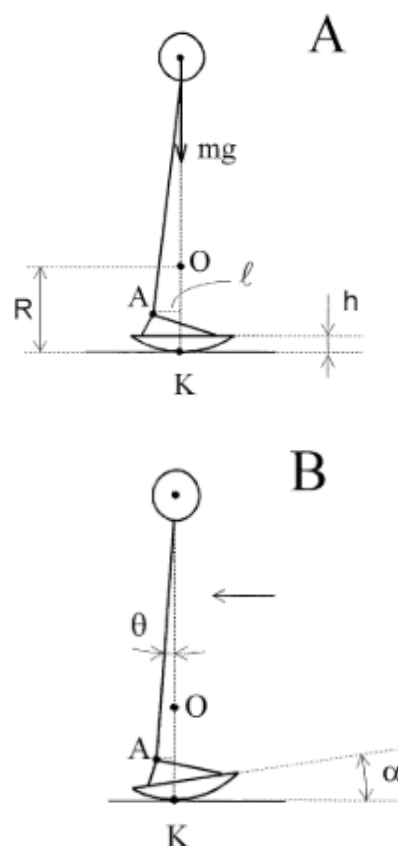


Figure 4 : Schématisation de l'expérience

b) Article 2, Ivanenko et al. 2000

Dans cet article, les auteurs viennent compléter leur précédente recherche. En effet, dans leur première étude, la surface instable n'offrait qu'une déstabilisation antéro-postérieure. Cette fois-ci, les outils de déstabilisations seront multidirectionnels. On veut ici savoir si l'orientation de la déstabilisation posturale lors de vibrations tendineuses joue un rôle dans la stratégie posturale. On a ainsi 6 sujets sains (20-49 ans) qui se tiennent debout, les yeux fermés. Aucun des participants a déclaré présenter des troubles neurologiques, vestibulaires ou une pathologie des membres inférieurs.

Les sujets sont soumis aux vibrations pendant 10 s et leur état de repos est enregistré préalablement pendant 5 s avant l'acquisition. Les réponses posturales sont analysées pour : une surface stable, une surface instable type plateau hémicylindrique avec déstabilisation sagittale ou frontale ainsi qu'un plateau sphérique qui offrent une déstabilisation dans toutes les directions.

A l'issue, les variables enregistrées sont les mêmes que précédemment à savoir : l'inclinaison du plateau, le déplacement horizontal de sternum, l'amplitude articulaire de la talocrurale et l'activité musculaire des muscles soléaire et tibial antérieur.

c) Article 3, Henri Kiers et al. 2011

C'est une étude expérimentale à mesures répétées qui a pour objectif de déterminer si la proprioception est ciblée par les exercices réalisés sur des surfaces instables. On a 100 sujets sains provenant d'une même communauté¹² (81 hommes pour 19 femmes). Les mesures ont été réalisées entre décembre 2007 et Juin 2008. Les vibrations tendineuses sont appliquées sur les muscles paravertébraux et sur les triceps suraux pendant 15 s. Elles débutent 15 s après le départ de l'essai et chacun des essais dure 60 s. Les sujets se tiennent en équilibre 5 s avant que l'essai soit initié. Les vibrations sont caractérisées par une amplitude de 0,5 mm pour une fréquence de 70 Hz. Durant l'expérimentation les sujets se tiennent debout, pieds nus, écartés à la largeur des épaules sur une surface stable (sol) puis sur une surface instable qui est de la mousse (Airex balancepad, 6 cm d'épaisseur) . 7 essais sont ainsi réalisés. La vision est occultée à l'aide de lunette de protection.

L'intervention permet d'obtenir les critères suivants : CoP Surface (cm²), CoP Vitesse (cm/s), limite de stabilité (cm).

d) Article 4, Forestier et al. 2015

L'objectif de cette étude est d'étudier les relations entre la stabilité des surfaces d'appui et la stimulation de la proprioception pour les muscles de la cheville. 10 adultes sains dont 6 hommes et 4 femmes participent à l'étude. Aucun des participants a déclaré présenter des troubles neurologiques, vestibulaires ou une pathologie des membres inférieurs comme une instabilité chronique de la cheville. Les vibrations tendineuses sont appliquées sur les muscles paraspinaux et fibulaires 5 secondes après le départ de l'essai pour 25 secondes. Les surfaces étudiées sont : surface stable, surface instable type mousse et surface instable spécifique (Myolux¹³) qui amène une déstabilisation de l'arrière-pied mais l'avant pied reste stable. Les vibrations sont caractérisées par une amplitude de 3 mm pour une fréquence de 100 Hz. Durant l'acquisition, les participants doivent rester debout (bipodal) durant 40 s au mieux, pieds nus espacés de 10 cm, les bras le long du corps. Chacune des surfaces est testée avec et sans vision ; avec et sans vibration. 16 essais sont réalisés répartis comme suit : 6 premiers avec et sans vision sur les 3 surfaces, sans vibration ; 10 derniers essais sans vision avec vibration.

Les CoP surface (cm²) et les CoP moyen de vitesse (cm/s) seront analysés car ils constituent nos critères de jugements principaux. Les auteurs ont défini le RP_w¹⁴ qui permet de pondérer les valeurs des CoPs. Une valeur proche de 1 est associée à une stratégie proprioceptive de cheville tandis qu'une valeur de 0 révèle une stratégie de hanche. Quant aux résultats des EMG, ils seront utilisés dans la partie discussion.

¹² Utrecht Police Lifestyle Intervention Fitness and Training study

¹³ Myolux Medik II, Cevres Sante', Savoie echnolac, France)

¹⁴ Relative proprioceptive weighting

e) Article 5, Turnock et al. 2009

A l'instar des précédentes études, Turnock et al. souhaitent quantifier l'évolution du contrôle postural sur différentes surfaces d'appui sous l'influence des vibrations tendineuses à l'aide de mesures linéaires mais surtout non-linéaires. En effet, ils partent du constat selon lequel l'analyse du contrôle postural est souvent associée à l'analyse du contrôle de stabilité (maintenir la position sans perturbation, en bougeant le moins possible). Dans ce modèle, les variations du CoP en position debout sont assimilées à une erreur aléatoire. Une analyse non linéaire a été suggérée afin de compléter ce précédent modèle où les variations du CoP ne sont plus des erreurs aléatoires mais une condition nécessaire à un système performant dans l'adaptation rapide à un environnement changeant [49].

20 étudiants sains ne présentant aucun déficit neurologique, vestibulaire et ostéoarticulaire pouvant altérer leur fonction posturale participent à l'étude. Pour celle-ci, les surfaces utilisées sont celles du test d'organisation sensorielle (SOT). Lors de ce test, les informations visuelles et somato-sensorielles sont modifiées pour évaluer la capacité du sujet à utiliser chacune des entrées visuelles, vestibulaires et proprio-extéroceptives pour contrôler sa position. Le sujet est testé dans six conditions sensorielles différentes [50]. Seuls les SOT 2 et SOT 5 sont utilisés dans cette étude. Ils correspondent respectivement aux conditions : surface stable et yeux fermées. Le patient ne dispose que des informations vestibulaires et proprioceptives ; la plateforme est asservie et le sujet a les yeux fermés. Il y a un conflit entre les informations vestibulaires et proprioceptives et une absence d'informations visuelles. Une assignation aléatoire a été réalisée pour répartir les sujets dans chaque groupe SOT2 (n=10) et SOT5 (n=10).

Les sujets se tiennent debout sur la surface dans le plan antéro-postérieur, les yeux sont fermés et les bras croisés. La posture doit être maintenue avec le moins de mouvement parasite possible. Chaque SOT reçoit 3 essais, de 20 s chacun. Les vibrations tendineuses sont appliquées sur les tendons d'Achille à 70 Hz.

4 critères sont mesurés :

- Score d'équilibre (ES), c'est une mesure linéaire qui compare le CoP antéro-postérieur à une valeur théorique de limite d'oscillation jusqu'à la chute.
- L'entropie approximative (ApEn)¹⁵ qui est la mesure non-linéaire qui permet de quantifier les oscillations complexe du COP-AP ¹⁶
- La fréquence moyenne
- L'amplitude de la fréquence

¹⁵ Approximate Entropie

¹⁶ Complexity of COP-AP sway

f) Article 6, Lubetzky et al.2017

30 adultes sains sans antécédents médicaux et 10 adultes présentant une ICC (âge 18-40 ans) constituent 2 groupes non randomisés dans l'étude. Les participants ont été exclus s'il présentait des pathologies du dos ou des membres inférieurs durant les 12 derniers mois, ainsi que des déficits sensitivomoteurs, vestibulaires ou de flexion dorsale de la cheville ($<10^\circ$).

Les vibrations sont appliquées sur les tendons d'Achille de manière bilatérale durant 20 s sur une acquisition de 60 s à la fréquence de vibration de 80 Hz. Les sujets performant sur surface stable (plateau en bois : 5 cm de haut 61 x 61 cm), sur mousse à mémoire de forme (96 kg/m³ ; 10 x 36 x 36 mm) et sur BOSU (61 x 61 cm).

Les participants tiennent l'équilibre debout les yeux ouverts, dans une pièce sombre et ils portent des lunettes sombres pour diminuer leur vision périphérique. Il leur est demandé de regarder un écran situé à 1 m. Un casque émet un son qui diminue celui des vibrations. Les participants peuvent utiliser toutes stratégies pour rester en équilibre. 2 séries de tests sont réalisées pour chacune des surfaces. Chaque série est composée de 3 essais décomposés comme suit : 20 s pré vibration, 20 s vibration, 20 s post vibration.

A l'issue, le CoP maximal et sa variation antéro-postérieur (mm) ainsi que l'index dérivé de l'échelle multiple d'entropie (MSE) mesure non linéaire (similaire à l'article 5) sont extraits.

2) Risques de biais des études incluses

2.1) Série de cas

Les articles 1 à 4 ont été soumis à la grille de lecture IHE (Annexe 14). Les articles 1 et 2 sont assez similaires du point de vue de la méthodologie employée. Les biais principaux résident d'une part dans la sélection car on a peu d'information sur la population et l'échantillon est assez petit. D'autre part, les mesures utilisées sont soumises à trop d'incertitude. En effet, une mesure du CoP est plus intéressante car globale alors qu'une mesure de déplacement du thorax peut être influencée par une stratégie de hanche, un balancement des bras, une anté/rétropulsion cervicale ou une flexion de genou. De plus, les auteurs ne fournissent pas de suivi de la population et l'étude est relativement pauvre en tests statistiques (mesure de la taille d'effet et de la dispersion) bien que l'article 1 fournisse les écart types (mesures de dispersion) qui nous permettront de calculer la taille d'effet.

Concernant l'article 3, le principal biais se situe dans le suivi de la population même si on pourrait le deviner car les tests statistiques sont réalisés sur quasiment l'ensemble de la population $n=99$ contre $n=100$. Cependant, l'auteur ne fournit pas de mesures de la taille d'effet. Nous les calculerons à l'aide des écart types fournis.

Pour l'article 4, on a peu d'information sur la population, la taille de l'échantillon est faible et on a des informations limitées sur le suivi de la population. Les intervalles de confiance pourront aussi être calculés.

2.2) L'essai clinique randomisé

L'article 5 a donc été analysé avec la grille PEDro et a obtenu un score de 7/10 (Annexe 15). Les principaux biais de cette étude se retrouvent au niveau des intervenants et des évaluateurs car il n'est pas mentionné s'ils étaient informés des groupes auxquels les participants avaient été assignés. L'étude n'est donc pas « à l'insu ». De plus, l'étude fournit une mesure de la dispersion des résultats mais pas de la taille d'effet. Elle sera toutefois calculée.

2.3) L'essai clinique non randomisé

Dans cette étude, la grille *JB1 Quasi-Experimental (Non-Randomized Experimental Studies)* a été utilisée (Annexe 16). Un des biais principaux est que les groupes ne sont pas similaires au départ. En effet, un groupe est considéré comme sain tandis que l'autre témoigne d'une ICC. Le suivi des sujets n'est pas non plus clairement mentionné. Cependant, l'auteur fournit une analyse de la variance ainsi que les intervalles de confiance intragroupe associés.

3) Effets de l'intervention sur les critères de jugements

3.1) Article 1, Ivanenko et al. 1999

Les résultats obtenus pour cette étude sont données par le tableau ci-dessous :

Tableau 5 : Résultats de l'étude 1

TABLE 2. Horizontal displacement of the upper trunk, the change of the mean angle of platform inclination $\Delta\alpha$ ankle joint angle and the moment arm of the gravitational force Δl during vibration of Achilles tendons ($n = 9$)

	Breast point displacement (cm)	$\Delta\alpha$ (°)	Δl (cm)	Change in ankle joint angle (°)
Rigid floor	- 5.8 (1.9)	-	-	- 0.8 (1.8)
R = 120 cm	- 4.2 (1.9)	- 1.3 (0.6)	- 2.4 (1.1)	0.3 (0.8)
R = 60 cm	- 2.3 (1.8)	- 1.5 (1.5)	- 1.2 (1.2)	1.6 (0.9)
R = 30 cm	- 1.7 (1.9)	- 1.3 (1.6)	- 0.4 (0.5)	- 0.5 (4.5)

Δl was calculated from $\Delta\alpha$. SD given in parentheses.

Le calcul des intervalles de confiance à 95% intragroupes a donné les résultats suivants :

Tableau 6 : Intervalles de confiance calculés à 95% pour les critères de jugement de l'étude 1

	Breast point displacement (cm)	DeltaAlpha (°)	Deltal (cm)	Change in ankle joint (°)
Rigid floor	[-7,3 ; -4,3]	-	-	[-2,2 ; 0,6]
R = 120 cm	[-5,7 ; -2,7]	[-1,8 ; -0,8]	[-3,3 ; -1,1]	[-0,8 ; 0,9]
R = 60 cm	[-3,7 ; -0,9]	[-2,7 ; -0,3]	[-2,0 ; -0,4]	[0,9 ; 2,3]
R = 30 cm	[-3,2 ; -0,2]	[-2,5 ; -0,1]	[-0,8 ; -0,02]	[-4 ; 3]

Tout d'abord, les vibrations du tendon d'Achille sur la surface stable entraînent une rétropulsion du thorax. En moyenne, le déplacement du thorax est de - 5,8 cm ; (IC95% = [-

7,3 ; -4,3]). Quant à la cheville, l'angle moyen est de $-0,8^{\circ}$; (IC95% = [-2,2 ; 0,6]). Pour la surface la plus instable on obtient le même phénomène mais les valeurs sont beaucoup plus basses. Soit R = 30 cm, le déplacement moyen du thorax est de -1,7 cm ; (IC95% = [-3,2 ; -0,2]). Quant à la cheville, l'angle moyen est de $-0,5^{\circ}$; (IC95% = [-4 ; 3]). De ce fait, une diminution de la stabilité du support entraîne vraisemblablement une diminution de l'effet des vibrations tendineuses.

On note qu'en l'absence de vibration, les oscillations de la cheville entraînent une déviation standard de valeur moyenne égale à $0,2^{\circ}$ (IC95% = [0,1; 0,3]) sur surface stable et de $0,2^{\circ}$ (IC95% = [1,4 ; 5,4]) sur la plateforme R = 30 cm (données fournies directement dans le texte de l'étude).

Aucun test statistique exploitable n'est disponible dans cette étude.

3.2) Article 2, Ivanenko et al. 2000

L'auteur ne fournit pas de tableau récapitulatif des résultats obtenus mais uniquement les graphiques bruts des résultats concernant la vibration du TA.

En l'absence de vibration, les oscillations normales du sujet entraînent une inclinaison standard de valeur moyenne inférieure sur le plateau sagittal par rapport au plateau frontal : $1,9^{\circ}$; (IC95% = [1,3; 2,5]) pour le plan frontal ; $1,4^{\circ}$; (IC95% = [-0,6; 3,4]) dans le plan sagittal). Les oscillations sur le plateau sphérique sont similaires lorsque que le sujet oscille dans le plan frontal et sagittal. Elles sont de $2,0^{\circ}$; (IC95% = [1,3; 2,7]) et de $2,3^{\circ}$; (IC95% = [0,8; 3,8]), respectivement.

Lors de l'essai sur sol stable, les vibrations du TA et du TS donnent respectivement une antépulsion du thorax ainsi que rétropulsion du thorax : le déplacement horizontal du tronc dans le plan sagittal était de 8,8 cm ; (IC95% = [6,0 ; 11,5]) pour le TA et -8,5 cm ; (IC95% = [-11,9 ; -5,0]) pour le TS. L'inclinaison du plateau était de $2,8^{\circ}$; (IC95% = [0,2 ; 5,4]) pour le TA vibré et $-0,2^{\circ}$; (IC95% = [-1,5 ; 1,1]) pour le TS.

Les réponses posturales sur le plateau frontal sont similaires à celles sur sol stable, bien que plus faible. Le déplacement horizontal du thorax dans le plan sagittal était de $6,2 \pm 3,4$ cm ; (IC95% = [2,6 ; 9,8]) lorsque le TA est vibré et de $-5,3 \pm 3,4$ cm ; (IC95% = [-8,9 ; -1,7]) pour le TS. L'inclinaison du plateau était de $3,3 \pm 2,2^{\circ}$; (IC95% = [1,0 ; 5,6]) et de $0,2 \pm 1,1^{\circ}$; (IC95% = [-1,0 ; 1,4]) pour le TA et le TS respectivement. Aussi bien sur le plateau de déstabilisation sagittal que sur le plateau sphérique (C et D sur la figure 5), on ne note pas de perte d'équilibre significative.

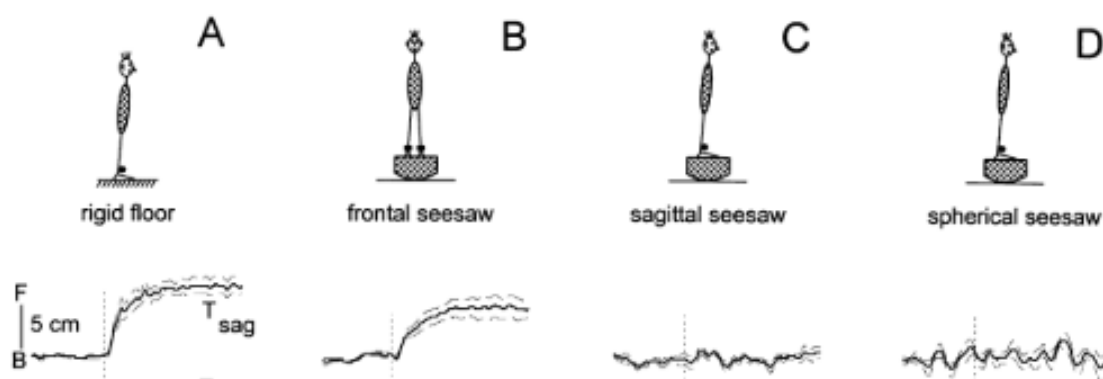


Figure 5 : Les 4 conditions du support de l'étude

Aucun test statistique exploitable n'est disponible dans cette étude.

3.3) Article 3, Henri Kiers et al. 2011

Tableau 7 : Résultats de l'article 3

Table 2 CoP position and velocity before (pre) and during vibration

CoP position (cm)	Previbration	During vibration	Displacement
Trial 4 LS solid	$-0,169 \pm 0,505$	$-0,007 \pm 0,408^*$	$0,162 \pm 0,686$
Trial 6 LS foam	$-0,036 \pm 0,565$	$0,674 \pm 0,659^{**}$	$0,709 \pm 0,917^{**}$
Trial 5 Triceps solid	$0,334 \pm 0,605$	$-3,841 \pm 1,14^{**}$	$-4,175 \pm 1,293$
Trial 7 Triceps foam	$0,156 \pm 0,657$	$-2,307 \pm 0,898^{**}$	$-2,462 \pm 1,293^{**}$
CoP velocity (cm/s)	Previbration	During vibration	Increase velocity
Trial 4 LS solid	$1,495 \pm 0,66$	$1,75 \pm 0,76^{**}$	$1,233 \pm 0,396$
Trial 6 LS foam	$4,221 \pm 1,436$	$5,41 \pm 1,732^{**}$	$1,349 \pm 0,411^*$
Trial 5 Triceps solid	$1,294 \pm 0,506$	$4,66 \pm 1,684^{**}$	$3,941 \pm 1,796$
Trial 7 Triceps foam	$3,563 \pm 1,036$	$6,553 \pm 1,897^{**}$	$1,917 \pm 0,552^{**}$

Means and standard deviations. $*p \leq 0,02$, $**p < 0,001$. P values refer to t test pre and during vibration (3rd column), and t test between effect of vibration on solid surface and on foam (4th column)

Tableau 8 : Intervalles de confiance calculés à 95% pour les critères de jugement pour l'article 3

CoP position (cm)	Previbration	During vibration	Displacement
Trial 5 Triceps solid	[0,213 ; 0,455]	[-4,068 ; -3,613]	[-4,432 ; -3,917]
Trial 7 Triceps foam	[0,025 ; 0,287]	[-2,486 ; -2,127]	[-2,719 ; -2,204]
CoP vitesse (cm/s)			
Trial 5 Triceps solid	[1,193 ; 1,394]	[4,324 ; 4,996]	[3,583 ; 4,299]
Trial 7 Triceps foam	[3,356 ; 3,769]	[6,174 ; 6,931]	[1,807 ; 2,027]

Le déplacement du CoP diffère selon le muscle vibré. La vibration du triceps entraîne une rétropulsion du thorax et donc un déplacement postérieur du CoP. Une analyse de la variance a été réalisée : la surface a bien une influence sur le déplacement du CoP $F(1,99) = 203,575$; $p < 0,001$).

On voit que la vibration du triceps sural a un effet moindre sur le maintien de la posture lorsqu'on se trouve sur la mousse, par rapport à la surface stable : CoP = -2,46 cm ; IC95% [-2,719 ; -2,204] vs. CoP = -4,18 cm ; IC 95% [-4,432 ; -3,917] ; $p < 0,001$).

Concernant le CoP vitesse, le type de surface d'appui a une influence sur l'effet des vibrations ($F(1,99) = 117.337$; $p < 0.001$). En effet, on observe une augmentation du CoP vitesse lors de la vibration du TS sur surface stable par rapport à la mousse avec comme valeurs : 1,91 cm/s ; IC95% [1,807 ; 2,027] contre 3,94 cm/s ; IC95% $\pm$ [3,583 ; 4,299] sur la surface rigide ($p < 0,001$).

3.4) Article 4, Forestier et al. 2015

Seuls les effets sur les muscles fibulaires sont analysés dans cette partie résultats.

Tableau 9 : Résultats de l'étude 4

TABLE 1 Mean CoP data and EMG for the three support surfaces and vibration conditions and summary of the two-way (support $\times$ condition) repeated-measure ANOVAs

Variable	Support Surface	No Vibration	Vib _{paraspinal}	Vib _{fibular}	<i>F</i>		
					Surface	Vibration	S $\times$ V
CoP surface, cm ²	Stable	0.67 $\pm$ 0.43	0.99 $\pm$ 0.65	2.88 $\pm$ 1.47			
	Unstable-unspecific	10.64 $\pm$ 2.30	11.93 $\pm$ 4.32	9.65 $\pm$ 2.84	88.22 ^a	6.67 ^b	4.78 ^b
	Unstable-specific	1.45 $\pm$ 1.58	2.87 $\pm$ 3.69	4.78 $\pm$ 3.38			
CoP speed, cm sec ⁻¹	Stable	0.79 $\pm$ 0.26	1.22 $\pm$ 0.55	2.18 $\pm$ 0.74			
	Unstable-unspecific	3.81 $\pm$ 1.21	4.72 $\pm$ 1.79	4.41 $\pm$ 1.41	9.86 ^b	23.55 ^a	3.97 ^b
	Unstable-specific	2.91 $\pm$ 2.79	3.78 $\pm$ 3.08	4.53 $\pm$ 3.14			
EMG _i fibularis, %EMG max	Stable	8.2 $\pm$ 4.6	1.7 $\pm$ 8.6	8.7 $\pm$ 5.4			
	Unstable-unspecific	12.6 $\pm$ 7.0	14.8 $\pm$ 8.0	15.3 $\pm$ 7.2	13.1 ^a	2.42	2.21
	Unstable-specific	17.2 $\pm$ 9.3	27.4 $\pm$ 16.3	20.0 $\pm$ 14.5			
EMG _i tibialis anterior, %EMG max	Stable	6.3 $\pm$ 5.6	5.0 $\pm$ 4.1	11.2 $\pm$ 6.4			
	Unstable-unspecific	25.4 $\pm$ 25.1	27.4 $\pm$ 34	37.4 $\pm$ 26.2	6.02 ^c	6.17 ^c	1.08
	Unstable-specific	4.1 $\pm$ 2.4	6.4 $\pm$ 5.1	13 $\pm$ 8.4			

^a $p < 0.001$.

^b $p < 0.01$.

^c $p < 0.05$.

CoP indicates center of pressure; ANOVA, analysis of variance.

Tableau 10 : Intervalles de confiance calculés à 95% pour les critères de jugement de l'étude 4

Variable	Support surface	No vibration	Vibration fibulaire
CoP surface (cm2)	Stable	[0,36 ; 0,98]	[1,82 ; 3,93]
	Unstable unspecific	[9 ; 12,28]	[7,61 ; 11,68]
	Unstable specific	[0,32 ; 2,58]	[2,36 ; 7,2]
CoP speed (cm/s)	Stable	[0,6 ; 0,97]	[1,65 ; 2,7]
	Unstable unspecific	[2,94 ; 4,67]	[3,40 ; 5,41]
	Unstable specific	[0,91 ; 4,9]	[2,28 ; 6,77]

Dans cette étude, on constate que sur surface stable sans vibration, donc en condition initiale, la variation du CoP surface est beaucoup plus élevée pour la mousse que pour les deux autres surfaces : 10,64 cm² ; IC95% [9 ; 12,28] contre 0,67 cm² ; IC95% [0,36 ; 0,98] (stable) et 1,45 cm² ; IC95% [0,32 ; 2,58] (instable spécifique). Le sujet oscille donc plus sur mousse au repos que sur les deux autres surfaces.

Lorsqu'on applique les vibrations sur les fibulaires, on remarque une augmentation des oscillations pour la surface stable : 2,88 cm² ; IC95% [1,82 ; 3,93] et pour la surface instable : 4,78 cm² ; IC95% [2,36 ; 7,2] alors que pour la mousse, la valeur reste quasiment inchangée : 9,65 cm² ; IC95% [7,61 ; 11,68]. Le sujet semble donc moins sensible aux vibrations sur la mousse que sur la surface stable et instable spécifique. La surface instable spécifique semble également être plus sensible que la surface stable.

Des tests statistiques avec analyse de la variance ont été effectués afin d'étudier l'effet des variables qualitatives sur les variables quantitatives [51]. Ainsi, concernant le CoP surface et le CoP vitesse, l'ANOVA révèle un effet significatif du type de surface sur le CoP vitesse et le CoP surface respectivement $F(2,18) = 9,86$ and $88,22$; $P < 0,01$ et $0,001$. On retrouve également un effet significatif de la variable vibration avec pour valeur $F(2,18) = 23,55$ and $6,72$; $P < 0,001$ et $0,01$ pour le CoP vitesse et le CoP surface.

De la même manière, l'analyse combinée de la surface et des conditions de vibrations donne un résultat significatif avec : $F(4,36) = 3,97$ and $4,78$; P values $< 0,01$, pour le CoP surface et vitesse respectivement.

On voit donc que les vibrations des fibulaires sont associées à une augmentation des oscillations sur la surface stable et la surface instable spécifique alors qu'au contraire, on n'observe pas d'augmentation des oscillations sur la mousse.

La Figure 6 présente les résultats pour l'indicateur RPw. L'ANOVA a été calculée pour la variable surface et la variable vibration. Dans les 2 cas, les résultats sont significatifs avec respectivement : $F(2,18) = 17,88$ et $21,31$; p values $< 0,001$ et $P < 0,01$ pour le CoP surface et le CoP Vitesse.

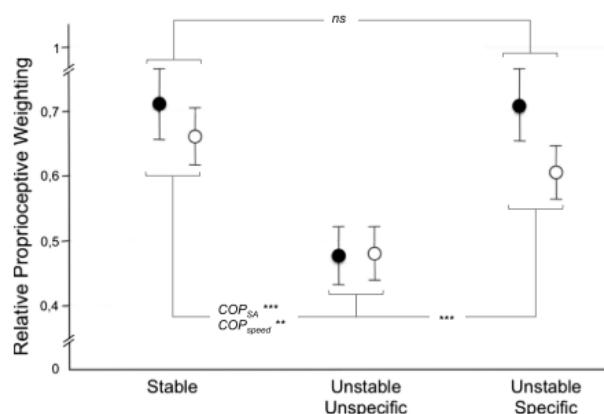


FIGURE 3 Mean and standard deviations of the relative proprioceptive weighting fibular/paraspinal muscles under influence of support surface and vibration calculated by mean of CoP surface area (●) or CoP speed (○) parameters. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$. CoP, center of pressure.

Figure 6 : Diagramme de la stratégie proprioceptive pour l'article 4

3.5) Article 5, Turnock et al. 2009

Les essais de l'étude nous donnent les résultats suivant :

Tableau 11 : Résultats pour l'étude 5

TABLE 1. Mean Values ($\pm$ MSE) of Each Measure across the Three Sensory Organization Test (SOT) Trials for Each Group and Condition during the Testing Session ($N = 10$)			
Group	SOT2	SOT5	<i>M</i>
ES			
NV	92.80 $\pm$ 0.70	66.60 $\pm$ 3.90	79.70 $\pm$ 2.20
V	84.60 $\pm$ 2.10	64.70 $\pm$ 4.00	74.60 $\pm$ 2.90
<i>M</i>	88.70 $\pm$ 1.40	65.70 $\pm$ 3.60	—
ApEn			
NV	0.60 $\pm$ 0.05	0.48 $\pm$ 0.04	0.54 $\pm$ 0.04
V	0.41 $\pm$ 0.05	0.47 $\pm$ 0.04	0.44 $\pm$ 0.04
<i>M</i>	0.50 $\pm$ 0.05	0.48 $\pm$ 0.04	—
Mean frequency (Hz)			
NV	0.92 $\pm$ 0.03	0.85 $\pm$ 0.07	0.89 $\pm$ 0.05
V	1.03 $\pm$ 0.04	1.11 $\pm$ 0.10	1.07 $\pm$ 0.06
<i>M</i>	0.98 $\pm$ 0.03	0.98 $\pm$ 0.08	—
Peak frequency (Hz)			
NV	0.22 $\pm$ 0.03	0.17 $\pm$ 0.04	0.19 $\pm$ 0.03
V	0.38 $\pm$ 0.04	0.40 $\pm$ 0.17	0.39 $\pm$ 0.10
<i>M</i>	0.30 $\pm$ 0.04	0.28 $\pm$ 0.09	—

Note. ES = equilibrium scores; NV = without vibration; V = vibration; ApEn = approximate entropy.

Tableau 12 : Intervalles de confiance calculés à 95% pour les critères de jugement de l'article 5

Groupe	Différence SD [IC95% intergroupes]
Equilibrium Score (ES)	
NV	26,2 [23,57 ; 28,83]
V	19,9 [16,9 22,9]
Approximate Entropy (ApEn)	
NV	0,12 [0,08 ; 0,16]
V	-0,06 [-0,10 ; -0,02]

Concernant les critères de jugement utilisés il faut préciser que :

- Le score d'équilibre (ES) d'une condition SOT est une mesure de la stabilité posturale calculée à partir des oscillations du sujet et notamment de celles de son centre de pression dans le plan sagittal. Le score est de 100 en l'absence d'oscillations et de 0 si ces dernières dépassent les limites de stabilité théorique.

- L'ApEn varie entre la valeur 0 et 2. Une valeur proche de 2 tend vers un système aléatoire, à l'inverse, une valeur proche de 0 tend vers un système répétable et régulier.

Des tests statistiques avec analyse de la variance ont été réalisés pour chacune des variables quantitatives pour à la fois la variable vibration et surface. Nous avons également calculer les IC95% intergroupes.

Les participants affichent donc de plus grandes oscillations sur la surface instable que sur la surface stable (SOT5 vs. SOT2) indépendamment de l'application des vibrations ($F(1, 18) = 39.875$; $p < 0,001$).

Le tableau ci-dessus nous montre que l'application de vibrations entraine une diminution de l'ES et donc une augmentation des oscillations du corps peu importe la surface d'appui : on passe par exemple de $92,80 \text{ cm}^2$; IC95% [92,3 ; 93,3] à $84,60 \text{ cm}^2$; IC95% [83,1 ; 86,1] pour SOT 2 (avec $F(1, 18) = 10,152$; $p = 0,005$ pour l'ensemble). Toutefois, concernant SOT 5, l'effet est nettement moindre et au vu de la différence entre la vibration et la non vibration nous pouvons négliger l'effet des vibrations : IC95% [63,8 ; 69,4] pour la NV et [61,8 ; 67,6] pour V.

Cependant, l'auteur souligne dans son article que l'effet ne semble pas dépendre du support de stabilité contrairement à l'hypothèse initiale car on n'obtient pas d'interaction significative entre les groupes et les conditions de l'essai $F(1, 18) = 3,882$; $p = 0,064 > 5\%$.

L'analyse de la taille d'effet intergroupe nous donne une différence de moyenne de 19,9 points avec comme IC95% [16,9 ; 22,9] pour l'ES avec vibration.

Concernant l'ApEn, on remarque que la valeur diminue avec l'ajout des vibrations pour SOT2 (on a donc les oscillations complexes qui tendent vers un système non aléatoire), tandis que pour SOT 5 on n'observe pas de changement. L'ajout de vibration ne semble donc pas avoir d'impact sur la variable des oscillations complexes du CoP-AP (ApEn) lorsque le sujet se trouve sur surface instable. A contrario, la variable est diminuée lorsque le sujet performe sur surface stable (SOT2) $t(10) = 2,7$; $p = 0,015$. On retrouve également une interaction entre les groupes et les vibrations avec $F(1, 18) = 13,4$; $p = 0,002$ comme précédemment.

L'auteur souligne aussi ici l'absence d'effet des conditions sur l'ApEn bien qu'il ne fournisse aucun test cette fois-ci. Toutefois, nous obtenons un IC95% = -0,06 [-0,10 ; -0,02] pour l'ApEn en condition de vibration.

3.6) Article 6, Lubetzky et al.2017

Tableau 13 : Résultats linéaires de l'étude 6

Table 1. Changes in Anterior-Posterior Excursion (mm) by Surface and Group From Previbration to Vibration and Vibration to Postvibration

Group	Time	Surface					
		Floor		Foam		BOSU	
		Mean $\pm$ SD (95% CI)	ES	Mean $\pm$ SD (95% CI)	ES	Mean $\pm$ SD (95% CI)	ES
HEALTHY	Previbration-vibration	9.58 $\pm$ 9.58 (6, 13.15)	1.3	5.2 $\pm$ 7.28 (2.48, 7.92)	0.65	-3.8 $\pm$ 11.84 (-8.22, 0.62)	0.29
	Vibration-postvibration	37.24 $\pm$ 14.63 (31.78, 42.71)	3.35	29.7 $\pm$ 18.16 (22.92, 36.48)	2.02	-2.29 $\pm$ 11.27 (-6.5, 1.9)	0.2
Chronic ankle instability	Previbration-vibration	5.8 $\pm$ 6.11 (1.4, 10.15)	1.03	-1.47 $\pm$ 11.06 (-9.38, 6.44)	0.16	-1.8 $\pm$ 10.19 (-9.12, 5.46)	0.17
	Vibration-postvibration	29.98 $\pm$ 16.83 (17.94, 42.02)	2.16	24.96 $\pm$ 17.00 (12.79, 37.12)	1.78	-4.55 $\pm$ 7.52 (-9.94, 0.82)	0.53

Abbreviations: BOSU, Both Sides Up Balance Trainer (Hedstrom Fitness, Ashland, OH); CI, confidence interval; ES, Hedges *g* effect size; HEALTHY, healthy young adults.

Tout d'abord, l'amplitude du CoP-AP est maximale pour la mousse et le BOSU avant l'ajout des vibrations à l'essai : 32 et 59 mm, respectivement, contre 23 mm avec le sol pour les sujets sains. Cela signifie que les sujets oscillent plus sur la mousse et sur le BOSU que sur le sol stable. On retrouve des valeurs similaires pour le groupe ICC.

Tableau 14 : Intervalles de confiance calculés à 95% pour les critères de jugement de l'étude 6

Groupe Sain/ICC	Différence SD [IC95% intergroupes] Stable	Différence SD [IC95% intergroupes] Mousse	Différence SD [IC95% intergroupes] BOSU
CoP Excursion PREVIB - VIB	3,78 [-2,79 ; 10,35]	6,67 [1,95 ;11,39]	-2 [-10,48 ;6,48]
CoP Excursion VIB - POSTVIB	7,27 [-3,96 ;18,48]	4,74 [-8,49 ;17,97]	-2,26 [-5,5 ; 10,02]

A l'ajout des vibrations, on observe un effet de celles-ci sur surface stable et sur la mousse avec des changements du CoP AP plus important que sur BOSU même si pour la mousse les variations sont plus faible que pour le sol : 37,24 mm $\pm$ 14,63 (IC95% = 31,78 ; 42,72) et 29,7 mm $\pm$ 18,16 (IC95% = 22,92 ; 36,48) contre -2,29 mm $\pm$ 11,27 (IC95% = -6,5 ;1,9). On retrouve même une diminution des oscillations sur le BOSU lors des vibrations pour les 2 groupes : l'amplitude du CoP AP évolue de - 6 mm environ pour les 2 groupes.

Tableau 15 : Résultats non linéaires de l'étude 6

Table 2. Changes in Complexity Index by Surface and Group Over 2 Time Points: Previbration to Vibration (PRE-VIB) and Vibration to Postvibration (VIB-POST)

Group	Time	Surface					
		Floor		Foam		BOSU	
		Mean $\pm$ SD (95% CI)	ES	Mean $\pm$ SD (95% CI)	ES	Mean $\pm$ SD (95% CI)	ES
HEALTHY	Previbration-vibration	0.24 $\pm$ 0.75 (−0.04, 0.52)	0.24	0.77 $\pm$ 0.71 (0.5, 1.03)	0.78	0.88 $\pm$ 0.85 (0.56, 1.2)	0.72
	Vibration-postvibration	−1.06 $\pm$ 0.82 (−1.36, −0.75)	1.07	−1.2 $\pm$ 0.64 (−1.4, −0.96)	1.21	−1.2 $\pm$.68 (−1.46, −0.96)	1
Chronic ankle instability	Previbration-vibration	0.32 $\pm$ 0.82 (−0.26, 0.9)	0.44	0.69 $\pm$ 1.38 (−0.3, 1.67)	0.64	0.48 $\pm$ 0.63 (0.02, 0.93)	0.3
	Vibration-postvibration	−0.55 $\pm$ 0.91 (−1.2, 0.1)	0.69	−0.98 $\pm$ 0.97 (−1.7, −0.28)	1.26	−1.12 $\pm$ 0.93 (−1.78, −0.45)	0.74

Abbreviations: BOSU, Both Sides Up Balance Trainer (Hedstrom Fitness, Ashland, OH); CI, confidence interval; ES, Hedges *g* effect size; HEALTHY, healthy young adults.

Concernant les changements pour la variable MSE. On observe pour l'ensemble des 2 groupes une augmentation suivie d'une diminution de l'index de complexité à l'ajout de vibrations indépendamment de la surface d'appui. La seule différence réside dans la valeur de l'index de complexité qui reste plus élevé de base pour le BOSU (6,80 points contre environ 4 points).

V) Discussion

1) Analyse des résultats

Cette partie est consacrée à l'analyse et l'interprétation des résultats avec pour principal objectif de répondre à la problématique de cette revue.

Les résultats précédents ont été étudiés dans le but de mettre en évidence la surface d'appui la plus efficace dans la rééducation neuromotrice de la cheville.

Chaque article sera analysé indépendamment puis, une synthèse sera exposée dans la partie *2) Applicabilité des résultats dans la pratique clinique*. On s'intéressera essentiellement aux mesures linéaires dans cette analyse.

1.1) Article 1, Ivanenko et al. 1999

Les résultats de cette étude montrent que sur surface stable, l'application de vibrations tendineuses sur les tendons d'Achille est à l'origine d'une déstabilisation plus importante que sur surface instable. Les intervalles de confiance tendent à confirmer ces résultats. En effet, la borne inférieure de la surface la plus instable se trouve à -3,2 cm tandis que la borne inférieure de la surface stable se trouve à -7,3 cm, on voit donc bien qu'il existe une différence. Si on se focalise sur la borne supérieure du plateau au rayon le plus faible ($R=30\text{cm}$) la déstabilisation peut même être considérée comme négligeable avec un déplacement de 2 mm. Dans tous les cas, concernant la vibration des tendons d'Achille, la déstabilisation sera toujours caractérisée par une rétropulsion du thorax.

Cependant, on peut voir que concernant la variation d'amplitude de la talocrurale, le résultat attendu n'est pas là. En effet, l'instabilité de la cheville ne suit pas l'instabilité du tronc. Au repos cela semble normal car plus la surface est instable et plus la cheville sera sollicitée dans ses amplitudes afin de ne pas tomber. Toutefois, l'instabilité étant plus grande avec les vibrations sur surface stable on aurait pu s'attendre à une plus grande variation dans l'amplitude de cheville. Cette faible évolution dans l'amplitude de la cheville peut être due au fait que pour certains sujets la rétropulsion du thorax venait essentiellement d'une extension de hanche plutôt que d'une flexion de cheville. Ainsi, il aurait été cohérent dans cette étude d'avoir une mesure de contrôle au niveau des hanches afin de confirmer le phénomène. L'association de ces 2 critères de jugements restent donc relativement soumis à de nombreux biais.

Il est judicieux à ce stade, tout comme l'auteur, de se poser la question : pourquoi le flux vibratoire afférent est bloqué sur la surface instable ? En se basant sur Gurfinkel et al. 1974, la stabilité d'un système peut être définie par sa capacité à revenir dans son état d'équilibre après une perturbation. Un système stable revient à sa position initiale lorsque les perturbations restent minimales et dans une certaine limite de stabilité. Une telle condition est vérifiée sur une surface stable où l'élasticité des tissus et les contractions musculaires à minima des muscles de la jambe et de la cheville suffisent à compenser de petites perturbations. Dans le cas contraire, l'instabilité de la surface d'appui doit impliquer des perturbations trop importantes en dehors du système de maintien postural. Ainsi, il est possible que le système nerveux central diminue sa dépendance aux informations afférentes

proprioceptives dans le contrôle postural quand la source d'information est supportée par une surface instable.

Ceci expliquerait aussi l'inadéquation mesurée entre le déplacement du tronc et les variations d'amplitude de la cheville.

L'absence d'analyse des variances limite toutefois le poids de ces conclusions. De plus, le faible échantillonnage (n=9) représente un frein dans l'étude. Tout comme la méthodologie de l'étude.

1.2) Article 2, Ivanenko et al. 2000

Cette étude bien qu'intéressante aux premiers abords se révèle relativement pauvre en quantité de données fournies et en matière de qualité méthodologique. Malgré cela, les résultats obtenus nous permettent de mettre en évidence une modulation de la réponse du contrôle postural en fonction de l'orientation de l'instabilité du support.

D'une part, la vibration d'un muscle postérieur (TS) entraîne une rétropulsion du tronc comme vu précédemment alors que des vibrations induites sur un muscle antérieur (TA) entraîne une antépulsion du tronc. Cependant, ce phénomène ne s'observe que sur la surface stable, le sol, et sur le plateau à déstabilisation frontale alors que pour la plateau sagittal et sphérique le phénomène n'a pas été observé.

2 hypothèses sont alors proposés [40] : cette différence serait due d'une part à une altération des messages afférents proprioceptifs au niveau périphérique, et d'autre part, à une modulation des réflexes locaux à partir des centres supraspinaux. Cette dernière étant la même hypothèse énoncée dans l'article 1.

En se basant sur une étude menée par ROLL. J-P [52], qui a désormais quelques années, où il a été démontré que l'application de vibrations tendineuses associées à des mouvements sinusoïdaux dans l'articulation de la cheville génère massivement des messages proprioceptifs erronés par rapport aux mouvements réalisés (amplitude, vitesse). De ce fait, les résultats obtenus concernant les EMG pourrait confirmer cette hypothèse car l'activité musculaire sur le plateau sagittal et sphérique est nettement supérieure aux deux autres surfaces. Dans ces conditions, les systèmes proprioceptifs ne seraient donc pas en mesure de fournir les messages attendus.

Cependant, il serait réducteur de penser que des ajustements périphériques pourraient expliquer à eux seuls l'absence de réponses posturales sur ces types de surfaces instables. C'est pourquoi l'auteur soumet l'hypothèse précédente selon laquelle le SNC diminuerait sa dépendance aux influx proprioceptifs.

1.3) Article 3, Henri Kiers et al. 2011

Même si la méthodologie utilisée ne correspond pas au meilleur grade de recommandation, la population est plus conséquente que dans les articles précédents et les auteurs ont réalisés de nombreux tests statistiques afin de vérifier la significativité des résultats.

Comme précédemment, on retrouve un déplacement postérieur du centre de gravité à la vibration du triceps. Cette fois-ci les variables mesurées sont le CoP surface et vitesse qui sont des mesures plus globales que le simple déplacement du tronc. Le déplacement du CoP est plus important de quelques centimètres sur la surface stable que sur la mousse comme nous le confirme les intervalles de confiance de déplacement du CoP dans le Tableau 8.

De plus, si on se concentre sur le CoP vitesse, la déstabilisation est plus importante en pré vibration pour la mousse. Après vibration, le déplacement est plus important pour la surface stable, cela suggère donc que la déstabilisation a été maximale dans cette configuration. C'est ce que nous retrouvons depuis le départ.

Les auteurs concourent pour 2 explications. Dans les 2 cas, ils considèrent que l'intégration des informations sensibles est constamment régulée pour pouvoir s'adapter aux changements de l'environnement et au manque d'information. La 1^{ère} explication plausible serait selon eux celle que les signaux proprioceptifs envoyés depuis les récepteurs de la cheville deviendraient trop peu fiables sur surface instable et par conséquent le SNC se fierait davantage aux autres entrées sensibles.

Les informations sensibles envoyées par les fuseaux neuromusculaires sont déterminées par la longueur du muscle et ses changements lors du mouvements. En étant debout sur une surface stable où la force de réaction du sol est constante, un mouvement d'oscillation du corps tend à changer l'amplitude de cheville ce qui a pour répercussions de modifier la longueur des muscles de la cheville.

Sur surface instable telle que de la mousse ou un plateau instable, un changement successif dans la position de la cheville peut se produire sans pour autant déstabiliser la position d'équilibre du corps. Par conséquent, les signaux des FNM ne reflètent plus la position du corps par rapport à la surface d'appui et on peut s'attendre à ce que le SNC réduisent ainsi la dépendance aux récepteurs proprioceptifs qui deviennent incohérents avec les autres capteurs sensoriels.

La seconde hypothèse penche vers un changement dans la stratégie d'équilibration où les sujets adopteraient une stratégie de hanche afin de recruter davantage les récepteurs provenant de la région lombaire et du bassin. En effet, bien que nous ayons essentiellement extrait les résultats concernant les vibrations du membres inférieurs, parallèlement, les auteurs ont appliquées des vibrations sur les muscles paraspinaux où le plus grand effet s'est révélé être sur surface instable.

1.4) Article 4, Forestier et al. 2015

Les résultats fournis par cette étude française recroisent les résultats précédents car on retrouve une absence d'effet des vibrations sur la surface instable non spécifique qui est la mousse. On retrouve cependant un effet des vibrations sur la surface stable et la surface instable spécifique (Myolux) comme nous le montre la valeur du RPw. Même si l'échantillon est faible, les résultats sont confirmés par les tests d'analyse de la variance et les intervalles

de confiance à 95% ne se chevauchent pas. On n'a donc pas de confusion dans les résultats obtenus.

La différence de résultats entre les 2 surfaces instables peut s'expliquer par le fait que le système Myolux permet au pied d'avoir un point fixe, en l'occurrence l'avant pied.

Toutefois, les muscles vibrés ici sont les fibulaires alors que précédemment les vibrations étaient appliquées sur les triceps suraux. Cette différence dans le protocole expérimental peut être une source de biais lorsque l'on compare les études entre elles, mais elle constitue des données supplémentaires concernant l'intérêt des surfaces instables dans la rééducation de la proprioception de la cheville d'autant plus lorsqu'on connaît l'importance des fibulaires dans ces pathologies.

Une des hypothèses proposées est que pour cibler la proprioception de la cheville, la déstabilisation de la cheville doit induire un mouvement autour de l'axe fonctionnel de l'articulation subtalaire, suivant l'axe d'Henké. C'est ainsi que le système Myolux semble le plus approprié pour réaliser cet objectif.

A contrario, sur une surface instable, les signaux proprioceptifs de la cheville sont délaissés au profit d'autres muscles, les paraspinaux, comme l'ont énoncé plus haut Kiers et al., 2011 dans leur étude.

1.5) Article 5, Turnock et al. 2009

Dans cette étude la surface instable est assimilée à un plateau instable comme dans les articles 1 et 2 à la différence qu'elle est asservie et ne donne pas au sujet l'impression d'osciller. Si on regarde l'intervalle de confiance de l'ES, l'application de vibrations sur les tendons d'Achille pour la surface instable n'entraîne vraisemblablement pas d'oscillation contrairement à la surface stable. Les intervalles de confiance intergroupes confirment la différence des résultats obtenus entre les 2 groupes avec en moyenne 26 points d'écart. Cela va dans le sens des résultats précédents.

L'ajout de vibration ne semble pas non plus avoir d'effet sur les oscillations complexes du CoP-AP lorsque le sujet se trouve sur surface instable comme ce qui était attendu pour la variable ES. Cependant, l'ajout des vibrations donne la même valeur pour les 2 groupes comme nous le montre l'intervalle de confiance à 95% avec une différence de -0,06 points. Cela suggère qu'une augmentation de l'amplitude des oscillations mesurée par l'ES ne correspond pas forcément à une diminution du maintien de l'équilibre. Si on considère les oscillations complexes représentées par la variable non linéaire comme un indicateur plus complet de la stabilité, ces résultats montrent que malgré la présence de vibrations achilléennes, le contrôle postural sur une surface instable est tout aussi efficace que sur surface stable (ce qui peut être rassurant...).

On restera prudent sur l'analyse de cette variable compte tenu de sa complexité d'interprétation, mais les résultats de l'ES ne recoupent donc pas forcément ceux de l'ApEn. Les mesures non linéaires pourraient donc exprimer des composantes fondamentales dynamiques du contrôle postural que des mesures traditionnelles ne pourraient pas faire.

Bien que cette étude soit un ECR, on peut toutefois lui reprocher de ne présenter qu'un faible échantillon.

1.6) Article 6, Lubetzky et al.2017

Les mesures d'amplitude du CoP-AP indique que les oscillations sont maximales sur les surfaces instables en l'absence de vibration comme nous avons pu le voir dans les précédentes études avec en plus, le BOSU.

Lorsque les vibrations sont initiées, le plus grand changement s'opère pour le sol et puis pour la mousse tandis que pour le BOSU on observe aucune variation notable. Les oscillations sur le BOSU ont même tendance à diminuer. Dans le cas du BOSU chez les sujets sains, les bornes supérieures de l'IC95% sont de 0,62 mm et de 1,9 mm ce qui représente une variation quasi nulle si hypothétiquement, on considère la distribution des mesures proches de ces bornes.

Du côté du sol et de la mousse, bien que les oscillations sur la mousse restent plus faibles, on observe toujours dans la seconde phase une augmentation des oscillations. Cela va dans le sens des précédentes observations. On peut pourtant remarquer que l'IC95% du CoP mousse se situe dans les bornes de celui du sol. Ne connaissant pas la distribution à l'intérieur des intervalles de confiance il est possible que les différences entre les deux conditions ne soient pas si significatives.

Les intervalles de confiance intergroupes nous permettent néanmoins d'appréhender les différences obtenues entre les sujets sains et les sujets ICC ce qui peut être utile dans la pratique clinique. Néanmoins, les différences entre les 2 groupes n'atteignent parfois pas le centimètre. Il faudrait donc à ce stade mener des recherches pour approfondir ces résultats.

Si on revient aux résultats de l'index complexe, on rappelle que pour l'ensemble des 2 groupes on observe une augmentation suivie d'une diminution de l'index de complexité à l'ajout de vibrations indépendamment de la surface d'appui. La seule différence réside dans la valeur de l'index de complexité qui reste plus élevée de base pour le BOSU (6,80 points contre environ 4 points).

La MSE est encore une mesure relativement nouvelle et lui attribuer une valeur spécifique « trop faible » ou « trop élevé » n'a pas été réellement défini et serait imprudent. Néanmoins, une des suggestions faites est la suivante : une valeur haute de l'index de complexité pourrait indiquer une diminution de l'efficacité du mouvement, et donc de la stratégie d'équilibration. Parce que la diminution de l'index est supérieure pour la mousse et le BOSU comparé au sol, on pourrait attribuer ce résultat aux vibrations ce qui joueraient le rôle d'aide dans la régulation du système dans cet environnement plus compétitif.

2) Applicabilité des résultats dans la pratique clinique

La mise en pratique clinique des résultats obtenus est assez simple car elle ne demande pas de grand investissement en termes de matériel, bien au contraire, le matériel déjà présent en cabinet ou en structure est largement suffisant si on fait preuve de créativité.

Si on se fie donc aux résultats obtenus, réaliser des exercices de proprioception debout sur une surface instable, qui plus est, un BOSU ou un plateau de Freeman, semblerait induire un changement dans la stratégie d'équilibration où le système proprioceptif de la cheville serait plus ou moins délaissé au profit d'un recrutement au niveau des récepteurs de la région lombaire et des hanches, ce qui n'est évidemment pas le but initialement recherché.

« Rééduquer la proprioception » de la cheville passerait donc préférentiellement par des exercices sur surface stable, comme le sol, avec une déstabilisation de l'arrière pied [6]. Dans un premier temps en réalisant des exercices statiques d'équilibre mono puis multitâches afin de ne pas être traumatique. Dans cette phase on travaillerait davantage la phase feedback, pour ensuite augmenter en intensité dans les exercices en jouant sur la vitesse, le rythme, la force et la vision pour venir stimuler la phase feedforward. L'objectif étant ensuite de coller au geste sportif ou fonctionnel et de se rapprocher du mécanisme lésionnel qui peut varier comme on a pu le voir plus tôt. En plus de tout cela, une notion importante à prendre en compte dans cette rééducation est bien la fatigue, et même la fatigue du tronc, comme ont pu l'expliquer *Vuillerme and Pinsault, 2007* [53]. En effet, en couplant la fatigue aux exercices, on entraînerait une préférence dans le recrutement proprioceptif de la cheville.

Au-delà du bénéfice que pourrait apporter ces exercices de proprioception, l'entorse de cheville est généralement associée à une faiblesse des fibulaires et un déficit d'activation des éverseurs. Faire du renforcement musculaire des éverseurs paraît donc bénéfique et la surface instable vient ici jouer un rôle important, du moins, dans la 1^{ère} phase de la rééducation. Effectivement, Terrier et al, 2015 [6], ont montré dans leur étude que l'activité musculaire des fibulaires est plus importante sur surface instable (avec le Myolux plus efficace que le tapis mousse) que sur surface stable. En parallèle, ils se sont aussi intéressés à l'activation du TA qui sur surface instable est beaucoup mieux recruté. La surface instable trouve donc un rôle pertinent dans le renforcement musculaire du pied. Toutefois, en fin de rééducation, la surface instable ne devrait pas être considérée comme un exercice de niveau supérieur (hormis pour un travail d'équilibre) car elle pourrait conduire à une baisse des capacités physiques. En effet, une étude menée en 2007 sur des athlètes a montré que l'utilisation de surfaces instables dans leur entraînement (dans ce cas, des coussins d'équilibre) avait diminué leurs performances sportives [54].

Pour finir, même s'il est difficile à l'heure actuelle d'interpréter avec précisions les résultats de mesures non linéaire, elles ouvrent le champ à d'autres recherches afin de mieux comprendre les mécanismes qui régissent notre équilibre et par conséquent le mode de recrutement de la proprioception de la cheville.

3) Qualité des preuves

Le niveau de preuve d'une étude représente la capacité qu'à cette étude à répondre à la problématique posée.

Il existe trois types de niveau preuve :

- Fort :
 - le protocole est adapté pour répondre au mieux à la question posée,
 - la réalisation est effectuée sans biais majeur,
 - l'analyse statistique est adaptée aux objectifs,
 - la puissance est suffisante.
- Intermédiaire :
 - le protocole est adapté pour répondre au mieux à la question posée
 - puissance nettement insuffisante (effectif insuffisant ou puissance a posteriori insuffisante)
 - et/ou des anomalies mineures
- Faible :
 - Attribué aux autres études

Une fois que toutes les études ont été caractérisées, on peut déterminer le Grade de recommandation (Annexe 13) fréquemment utilisé pour classer les revues parmi 3 niveaux de recommandation.

Tableau 16 : Niveau de preuves des études incluses suivant le système de recommandations de la HAS

Auteurs, année	Ivanenko et al, 1999 (Article 1)	Ivanenko et al, 2000 (Article 2)	Kiers et al, 2011 (Article 3)	Forestier et al, 2015 (Article 4)	Turnock et al 2009 (Article 5)	Lubetzky et al, 2017 (Article 6)
Niveau de preuve	Faible	Faible	Intermédiaire	Intermédiaire	Intermédiaire	Intermédiaire
Grade de recommandation	C	C	B	B	B	B

Le niveau de preuve est faible pour les articles les plus anciens compte tenu de leur méthodologie, du faible échantillonnage et de la faible puissance statistique. Concernant l'article 3 de Kiers et al, l'échantillonnage étant conséquent, il permet d'apporter plus de crédit aux résultats mais le niveau de preuve reste limité tout comme pour Forestier et al, qui malgré une puissance statistique satisfaisante, la méthodologie et le faible échantillonnage ne parviennent pas à atteindre un niveau de preuve fort. Concernant les articles 5 et 6, bien que l'étude 5 soit randomisée, l'essai aurait pu être mieux conduit vis-à-vis du choix des groupes. L'étude 6 n'étant pas randomisée, elle ne peut offrir qu'un niveau de preuve intermédiaire même si son échantillonnage est limité.

Le faible niveau de preuves des études utilisées doit laisser entrevoir une révision ou la confirmation des recommandations de pratique à travers d'autres études plus sérieuses comme des études comparatives randomisés.

4) Biais de la revue

Afin de mettre en évidence les biais potentiels présent dans cette revue, la grille R-AMSTAR a été utilisée. Cette grille d'évaluation permet de juger la qualité méthodologique des revues systématiques. Elle est composée de 11 items composés eux-mêmes de 3 à 5 critères qui correspondent à des scores. Il faut attribuer un score de 1 à 4 à chaque question. La somme des scores constitue le score de qualité global de la revue systématique.

Voici les résultats obtenus : Grille R-AMSTAR [55]

Tableau 17 : Résultats de la Grille R-AMSTAR pour la revue

Questions	Score	Commentaires
1. Un plan de recherche établi à priori est-il fourni ?	3	La question renferme les critères PICO et les critères d'inclusion sont présents
2. La sélection des études et l'extraction des données ont-ils été confiés à au moins deux personnes ?	1	La sélection des études s'est faite par une seule personne : l'auteur. Aucun consensus n'a été établi.
3. La recherche documentaire était-elle exhaustive ?	4	Tous les critères sont respectés.
4. La nature de la publication (littérature grise, par exemple) était-elle un critère d'inclusion ?	4	Tous les types d'études ont été sélectionnés cependant une restriction fondée sur la langue a été menée.
5. Une liste d'étude (Incluses et exclues) est-elle fournie ?	3	Les études incluses sont réunies dans un tableau (cf. annexe) et mais pas les études exclues.
6. Les caractéristiques des études incluses sont-elles indiquées ?	3	Certains critères de jugement dans les études n'ont pas été sélectionnés donc les informations ne sont pas forcément complètes vis-à-vis de l'étude sélectionnée.
7. La qualité des études incluses a-t-elle été évaluée et consignée ?	4	Tous les critères sont remplis.

8. La qualité scientifique des études incluses dans la revue a-t-elle été utilisée adéquatement ?	4	Tous les critères sont remplis.
9. Les méthodes utilisées pour combiner les résultats des études sont-elles appropriées ?	1	Aucun des tests d'homogénéité ou d'hétérogénéité n'a été effectué car les résultats n'ont pas été regroupés.
10. La probabilité d'un biais de publication a-t-elle été évaluée ?	1	Aucun des tests n'a été effectué dans cette revue.
11. Les conflits ont-ils été déclarés ?	4	Aucune source de soutien et aucun conflit d'intérêt.
TOTAL	32/44	

Le score obtenu permet d'affirmer que la qualité de cette revue est acceptable, notamment sur sa méthodologie. Cependant, le faible niveau de preuve des études incluses fait baisser vraisemblablement ce score. Une sélection à deux auteurs aurait certainement amené un niveau de puissance supérieur à cette revue. Un autre point important, c'est l'hétérogénéité entre les conditions d'expérience (muscles vibrés différents, surfaces d'appui utilisées différentes) et certains critères de jugements qui ne permettent pas de combiner les résultats obtenus.

VI) Conclusion

1) Implication pour la pratique clinique

Avant tout, il est important de rappeler que l'objectif final de ce genre d'exercice est bien la mise en pratique clinique. Et pour cause, quel serait le bénéfice de ce travail s'il n'était pas réinvesti dans sa pratique professionnelle pour le patient ?

La problématique de cette revue de littérature, intervenait donc sur un plan thérapeutique vis-à-vis de l'entorse externe de cheville mais elle permettait aussi d'avoir une action préventive sur l'installation insidieuse d'une instabilité chronique de cheville. Appliquer les pistes de travail à travers certains exercices de proprioception tels qu'ils ont été décrits pourrait permettre de gagner en efficacité dans la prise en charge de l'entorse latérale de cheville mais aussi peut être d'en limiter le taux de récurrences.

En parallèle de cela, on le rappelle, le coût de l'entorse latérale de cheville représente plus d'1,2 millions d'euros par jour en France [21] et cette étude répond donc également à un besoin financier de la sécurité sociale vis-à-vis des prises en charge direct (soins...) et indirect (arrêt de travail...).

Concernant la surface instable, bien entendu il n'est pas question de les mettre aux placards. Il s'agit davantage de savoir pourquoi on les utilise (renforcement, équilibre, redynamiser une séance...). Bien que la kinésithérapie tende de plus en plus vers l'*EBP*, le choix des soins mis en place par le masseur kinésithérapeute lui sont propres et dépendent du patient avec qui la relation de confiance s'établit.

2) Implication pour la recherche

Ce travail nous a permis de constater que la littérature disponible concernant ce champ thérapeutique restait limitée. En effet, de nombreuses études sont présentes mais le niveau de preuve proposé reste relativement faible pour pouvoir établir un consensus. De plus, aucune étude publiée dans les 3 dernières années n'a été trouvée. Est-ce que cela traduit un manque d'intérêt pour ce domaine ou une stagnation dans l'avancée scientifique ? On ne saurait répondre.

Toutefois, ce travail a permis de tirer des conclusions concernant l'utilisation des surfaces stables et instables dans l'entorse de cheville. De plus, il peut également servir à orienter des futures recherches par rapport à ce qui est actuellement proposé. Par exemple, il serait pertinent de croiser cette revue de littérature avec une autre revue qui analyserait l'efficacité d'une surface instable par rapport à une surface stable dans le renforcement musculaire des muscles du pied.

En dehors de ce que cette revue peut nous apporter dans la pratique clinique, il est nécessaire de rester attentif à la littérature disponible qui s'enrichit et prend une place de plus en plus importante dans le monde professionnel. En effet, une étude de 2019 [56] a proposé un

nouveau protocole de stimulation des récepteurs cutanés du pied intitulé STARS¹⁷ dans le traitement de l'ICC. Pourquoi ne pas combiner ces nouveaux traitements à ceux énoncés auparavant ?

Dans tous les cas, ce mémoire, en tant qu'étudiant et futur professionnel, représente la première réelle investigation sur notre propre pratique, et constitue du mieux que faire se peut, une conduite à tenir dans notre profession.

¹⁷ PROTOCOLE SENSORY-TARGETED ANKLE REHABILITATION STRATEGIES

Bibliographie

- [1] Haute Autorité de Santé, "COMMISSION NATIONALE D'ÉVALUATION DES DISPOSITIFS MEDICAUX ET DES TECHNOLOGIES DE SANTE," 2018.
- [2] <https://www.ordremk.fr/>, "L'entorse de la cheville : la rééducation est nécessaire," 2019. <https://www.ordremk.fr/actualites/patients/lentorse-de-la-cheville-la-reeducation-est-necessaire/>.
- [3] C. Le bars, "L'instabilité chronique de cheville et le contrôle postural dynamique," 2017.
- [4] M. A. Feger *et al.*, "Current trends in the management of lateral ankle sprain in the United States," *Clin. J. Sport Med.*, vol. 27, no. 2, pp. 145–152, 2017, doi: 10.1097/JSM.0000000000000321.
- [5] R. Terrier, P. Toschi, and N. Forestier, "Reathlétisation suite a une entorse externe de cheville," 2011.
- [6] N. Forestier, R. Terrier, and N. Teasdale, "Ankle muscular proprioceptive signals' relevance for balance control on various support surfaces," 2015. doi: 10.1097/PHM.0000000000000137.
- [7] X. R. Collard, E. M. Danse, and J. J. Rombouts, "Le syndrome de l'entorse externe de la cheville," 2000.
- [8] H. Collado, J. M. Coudreuse, F. Graziani, L. Bensoussan, J. M. Viton, and A. Delarque, "Eccentric reinforcement of the ankle evertor muscles after lateral ankle sprain," *Scand. J. Med. Sci. Sport.*, vol. 20, no. 2, pp. 241–246, 2010, doi: 10.1111/j.1600-0838.2009.00882.x.
- [9] O. Allain, "Réathlétisation Développez vos Compétences dans les Sciences du Sport et de l'Exercice : partie 1," 2017. <https://www.sci-sport.com/dossiers/il-etait-une-fois-la-proprioception-partie-1-006.php>.
- [10] "Entorse de la cheville," *Journal de Traumatologie du Sport*, 2017. <https://www.ameli.fr/bouches-du-rhone/assure/sante/themes/entorse-cheville/consultation-traitement>.
- [11] Y. Tourné and C. Mabit, *La cheville instable*. 2015.
- [12] G. Lamidel, "Rééducation des entorses de cheville : étude de la récurrence ciblée sur le geste sportif," 2018. doi: Sciences du Vivant [q-bio]. 2017. dumas-01738361 HAL.
- [13] A.-I. Kapandji and T. Judet, *Anatomie fonctionnelle : Tome 2 - Membre inférieur*. 2009.
- [14] S. D. V. A. Michel Dufour, Karine Langlois, Michel Pillu, *Biomécanique fonctionnelle*, Elsevier M. 2017.
- [15] M. M. Herzog, Z. Y. Kerr, S. W. Marshall, and E. A. Wikstrom, "Epidemiology of ankle sprains and chronic ankle instability," *J. Athl. Train.*, vol. 54, no. 6, pp. 603–610, 2019, doi: 10.4085/1062-6050-447-17.
- [16] K. F. Bendahou M, Saidi K, Besch S, *Traumatisme de la cheville*. 2013.

- [17] G. Zhang *et al.*, “Effect of a semirigid ankle brace on the in vivo kinematics of patients with functional ankle instability during the stance phase of walking,” 2019.
- [18] J. Rodineau, “Les entorses du cou-de-pied en pratique sportive,” *Rev. Rhum.*, vol. 74, no. 6, pp. 563–572, 2007, doi: 10.1016/j.rhum.2007.04.002.
- [19] D. T. P. Fong, S. C. W. Ha, K. M. Mok, C. W. L. Chan, and K. M. Chan, “Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports: Five cases from televised tennis competitions,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 40, no. 11, pp. 2627–2632, 2012, doi: 10.1177/0363546512458259.
- [20] L. Pruvost and E. Wiel, “Vers Une Optimisation De La Prise En Charge De L’Entorse De La Cheville Chez L’Adulte Au Sein Des Urgences Du Centre Hospitalier De Roubaix,” 2014, [Online]. Available: <http://pepite-depot.univ-lille2.fr/nuxeo/site/esupversions/ad15743d-a84e-480c-b341-051838f0d9d3>.
- [21] C. Paulhiac, *Entorse latérale simple de la cheville : évaluation de la reprise sportive suite à un protocole de renforcement excentrique des fibulaires*. 2018.
- [22] E. Delahunt *et al.*, “Clinical assessment of acute lateral ankle sprain injuries (ROAST): 2019 consensus statement and recommendations of the International Ankle Consortium,” *Br. J. Sports Med.*, vol. 52, no. 20, pp. 1304–1310, 2018, doi: 10.1136/bjsports-2017-098885.
- [23] J. Hertel and R. O. Corbett, “An updated model of chronic ankle instability,” *J. Athl. Train.*, vol. 54, no. 6, pp. 572–588, 2019, doi: 10.4085/1062-6050-344-18.
- [24] OMS, “Glossaire de la promotion de la santé,” 1999. [Online]. Available: http://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/67245/WHO_HPR_HEP_98.1_fre.pdf.
- [25] B. Dubois and J. F. Esculier, “Soft-tissue injuries simply need PEACE and LOVE,” *Br. J. Sports Med.*, vol. 54, no. 2, pp. 72–73, 2020, doi: 10.1136/bjsports-2019-101253.
- [26] B. Picot, N. Forestier, and R. Terrier, “Le contrôle moteur et la protection articulaire de la cheville,” *Med. Sci. Sport. Exerc.*, no. February 2016, pp. 57–58, 2012, doi: 10.13140/2.1.3229.7608.
- [27] M. VERNIER, “OCCLUSION ET POSTURE : OÙ EN EST LA RECHERCHE ?,” UNIVERSITÉ DE TOULOUSE III – PAUL SABATIER FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE, 2019.
- [28] F. Ermeneux, “Occlusion et posture : état des lieux en 2019,” Université Nice-Sophia Antipolis Faculté de chirurgie dentaire, 2019.
- [29] H. Wang, Z. Ji, G. Jiang, W. Liu, and X. Jiao, “Correlation among proprioception, muscle strength, and balance,” *J. Phys. Ther. Sci.*, vol. 28, no. 12, pp. 3468–3472, 2016, doi: 10.1589/jpts.28.3468.
- [30] Marieb Elaine, *Anatomie et Physiologie*. 1998.
- [31] A. D. M. Julia, D. Hirt, S. Perrey, S. Barsi, *La Proprioception*. 2012.
- [32] M. A. R. Freeman, “Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle,” *Middlesex Hospital, London*, vol. 47 B, no. N°4, 1965, doi:

10.1103/PhysRevE.55.3689.

- [33] D. N. J. Thonnard JL, Willems P, Plaghki L, "The pathogeny of ankle sprain: Evaluation of a hypothesis," *J Biomech*, vol. 22, no. 10, 1989.
- [34] L. Konradsen, "Factors contributing to chronic ankle instability: Kinesthesia and joint position sense," *J. Athl. Train.*, vol. 37, no. 4, pp. 381–385, 2002.
- [35] J. P. Roll, "Rééducation Proprioceptive par Vibration Tendineuse," *Prof. kinésithérapeute*, no. 23, pp. 11–16, 2004.
- [36] P. Romain Terrier, "DU Approche scientifique et pratique dans la prise en charge du sportif," 2019.
- [37] G. R. et S. R. Adrien Pallot, Thomas Davergne, Marion Gallois, Matthieu Guémann, Sébastien Martin, Aurélie Morichon, Thomas Osinski, *Evidence-based practice en rééducation, Démarche pour une pratique raisonnée*, Elsevier m., no. september 2003. 2019.
- [38] Haute Autorité de santé, "Niveau de preuve et gradation des recommandations de bonne pratique," *Etat des lieux*, p. 192, 2013.
- [39] Y. P. Ivanenko, "Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans," *Eur. J. Neurosci.*, vol. 11, no. 2, pp. 647–654, 1999, doi: 10.1046/j.1460-9568.1999.00471.x.
- [40] Y. P. Ivanenko, I. A. Solopova, and Y. S. Levik, "The direction of postural instability affects postural reactions to ankle muscle vibration in humans," *Neurosci. Lett.*, vol. 292, no. 2, pp. 103–106, 2000, doi: 10.1016/S0304-3940(00)01438-5.
- [41] H. Kiers, S. Brumagne, J. Van Dieën, P. Van Der Wees, and L. Vanhees, "Ankle proprioception is not targeted by exercises on an unstable surface," 2012. doi: 10.1007/s00421-011-2124-8.
- [42] J. Hertel, "Editorial: Keep it simple: Study design nomenclature in research article abstracts," *J. Athl. Train.*, vol. 45, no. 3, pp. 213–214, 2010, doi: 10.4085/1062-6050-45.3.213.
- [43] L. L. Ma, Y. Y. Wang, Z. H. Yang, D. Huang, H. Weng, and X. T. Zeng, "Methodological quality (risk of bias) assessment tools for primary and secondary medical studies: What are they and which is better?," *Mil. Med. Res.*, vol. 7, no. 1, pp. 1–11, 2020, doi: 10.1186/s40779-020-00238-8.
- [44] Institute of Health Economics, "Quality Appraisal Checklist for Case Series Studies," 2014. <https://www.ihe.ca/publications/ihe-quality-appraisal-checklist-for-case-series-studies>.
- [45] PEDro, "Pedro. Physiotherapy Evidence Database: Welcome to PEDro," 2017. <https://www.pedro.org.au/>.
- [46] The Joanna Briggs Institute, "Checklist for Quasi-Experimental (Non-Randomized Experimental Studies)," *Jbi*, pp. 1–6, 2020, [Online]. Available: http://joannabriggs.org/assets/docs/critical-appraisal-tools/JBI_Quasi-Experimental_Appraisal_Tool2017.pdf.

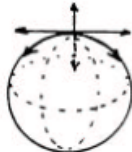
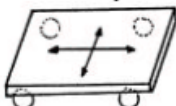
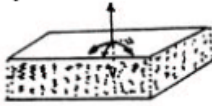
- [47] P. J.-L. BOSSON, "Principes d'un test statistique," 2009. http://www-sante.ujf-grenoble.fr/SANTE/cms/sites/medatice/pcem2/pcem2/docs/20110224091839/JLBoss on_test_p2_10.pdf.
- [48] C. Léger, "La statistique La valeur- p sous surveillance," vol. LVI, pp. 77–85, 2016.
- [49] M. J. E. Turnock and C. S. Layne, "Variations in linear and nonlinear postural measurements under achilles tendon vibration and unstable support-surface conditions," 2009. doi: 10.1080/00222890903397103.
- [50] A. VOURIOT, "IDENTIFICATION DE FACTEURS POSTURAUX INDIVIDUELS ET ENVIRONNEMENTAUX A L'ORIGINE DE TROUBLES DE L'EQUILIBRE CHEZ L'HOMME AU TRAVAIL," UNIVERSITE HENRI POINCARÉ, NANCY 1, 2005.
- [51] R. BERTRAND, "Analyse de la variance," *Pratique de l'analyse statistique des données*, 2020. http://math.univ-lyon1.fr/~duheille/MASS42_anova.pdf.
- [52] J. P. Roll, J. P. Vedel, and E. Ribot, "Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study," *Exp. Brain Res.*, vol. 76, no. 1, pp. 213–222, 1989, doi: 10.1007/BF00253639.
- [53] W. Of *et al.*, "Vuillerme and Pinsault, Exp Brain Res (2007) 183:323–327," pp. 323–327, 2007.
- [54] E. M. CRESSEY and C. A. WEST, "THE EFFECTS OF TEN WEEKS OF LOWER-BODY UNSTABLE SURFACE TRAINING ON MARKERS OF ATHLETIC PERFORMANCE," 2007.
- [55] INESSS, "R – amstar* – évaluation de la qualite des revues systematiques," 2015. https://www.inesss.qc.ca/fileadmin/doc/INESSS/DocuMetho/R_Amstar_FR_21012015.pdf.
- [56] S. française des M. kinésithérapeutes du Sport, "KSI Kinésithérapie du Sport Information," *Pensee*, no. 378, pp. 97–103, doi: 10.3917/lp.378.0097.
- [57] BOSU, "BOSU Pro Balance Trainer Fiche Technique," [Online]. Available: <https://www.physiotherapie.com/bosu-pro-balance-trainer.html>.
- [58] D. R. FERRER, "Cas clinique sur l'entorse de la cheville," *DPC*, 2016. <http://www.amiform.com/web/dpc-traumato-ferrer-nice-janvier-2016/entorse-cheville-2016.pdf>.
- [59] J. Hertel, "Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability," *J. Athl. Train.*, vol. 37, no. 4, pp. 364–375, 2002.

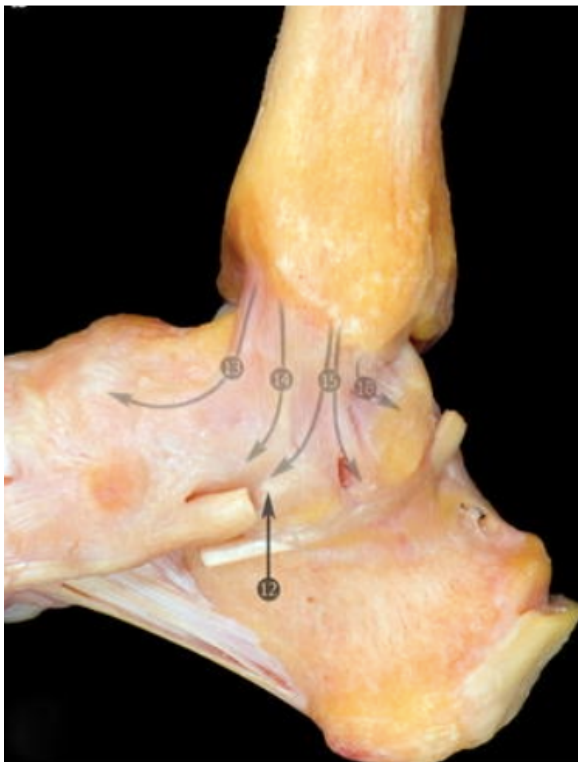
Annexes

Annexe 1: Echelle d' d'O'Donoghue [12]

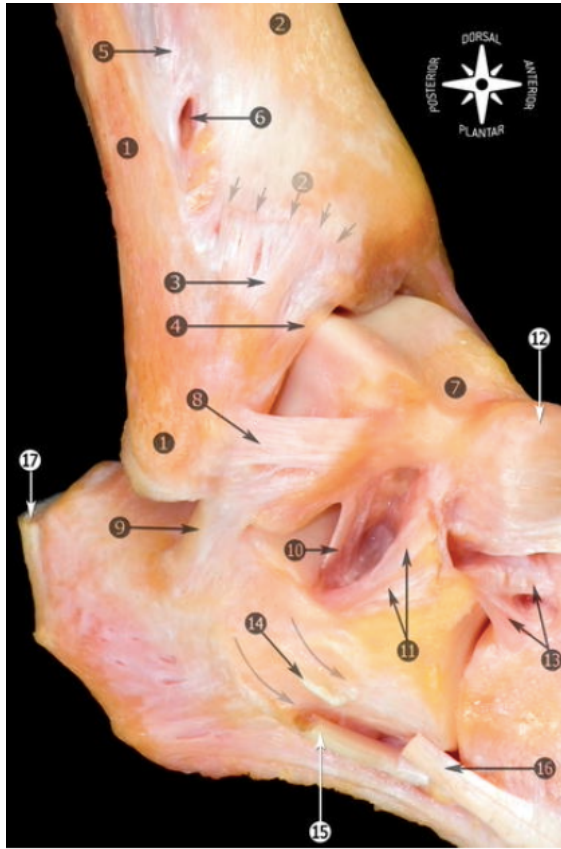
GRADE I	Douleur 0 Retentissement fonctionnel 0 Laxité clinique et radiologique 0	Elongation sans rupture
GRADE II	Douleur + Retentissement fonctionnel + Laxité clinique et radiologique $\pm$	Rupture partielle
GRADE III	Douleur ++ Ecchymose + Retentissement fonctionnel + Laxité clinique et radiologique ++	Rupture totale d'au moins un faisceau ligamentaire

Annexe 2 : Outils de déstabilisation multidirectionnelle « surfaces instables » [7]

Plateau de Castaing 	Ballon de Klein 
Plateau de Freeman 	Balle et ballon 
Flotteur de cheville ou planche pédestre 	Trampoline 
Skate-board 	Plan instable de Zador 
Rouleau plan 	Tapis ou coussins mousse 
Escarpolette de Dotte 	Plateau proprioceptif informatisé 

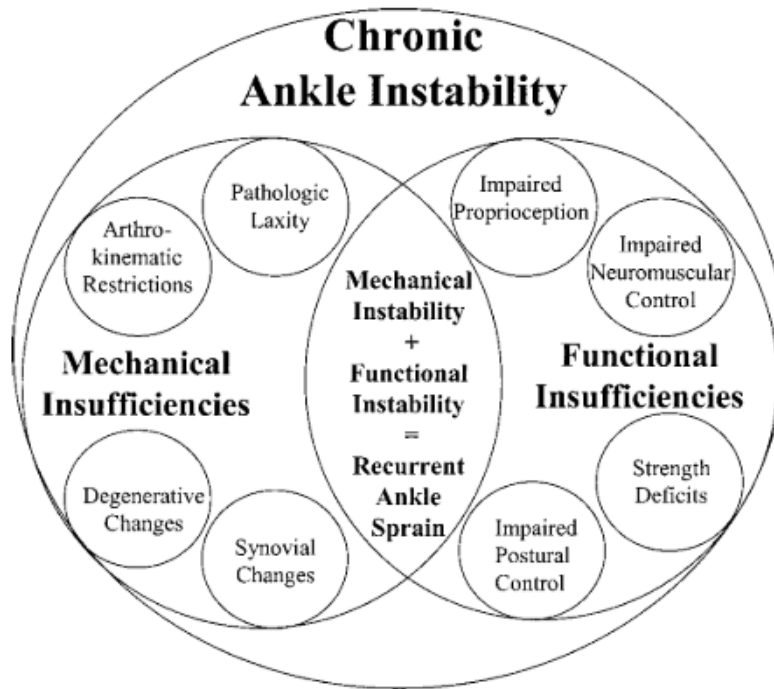


- 13 Ligament tibio-naviculaire
- 14 Tibio spring ligament
- 15 Ligament tibio-calcaneéen
- 16 Ligament tibio-talien postérieur profond



- 3 Ligament tibio-fibulaire antérieur
 4 Faisceau distal du ligament tibio-fibulaire
 5 Faisceau supérieur du ligament talo-fibulaire antérieur
 6 Faisceau inférieur du ligament talo-fibulaire antérieur
 10 Ligament calcaneo-fibulaire
 11 Ligament interosseux talo-calcanéen
 13 Ligament talo-naviculaire

GRADE I	Elongation sans rupture		Laxité 0
GRADE II	Rupture partielle		Laxité ±
GRADE III	Rupture LTFA Rupture LTFA et LCF	Grade IIIA Grade III B Grade III C1 Fibulaires dououreux Grade III C2 Subluxation des fibulaires	Tiroir antérieur + Varus passif +
GRADE IV	Ruptures LTFA et LCF	Grade IV A Avulsion de la malléole latérale Grade IV B Fracture de la trochlée du talus Grade IV C Fracture de la joue latérale du talus	Tiroir antérieur + Varus passif + Radiographie +



Consensus statement

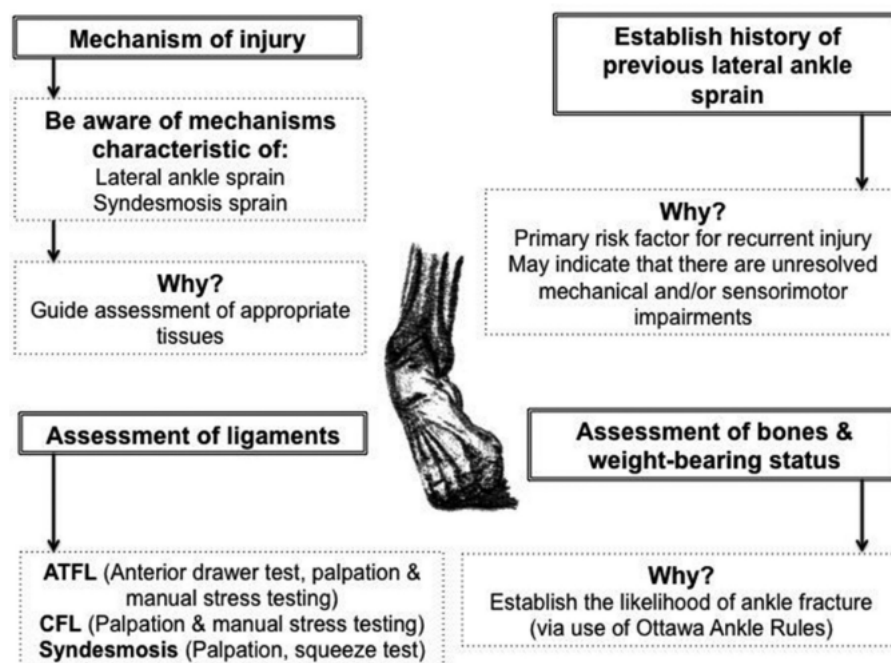
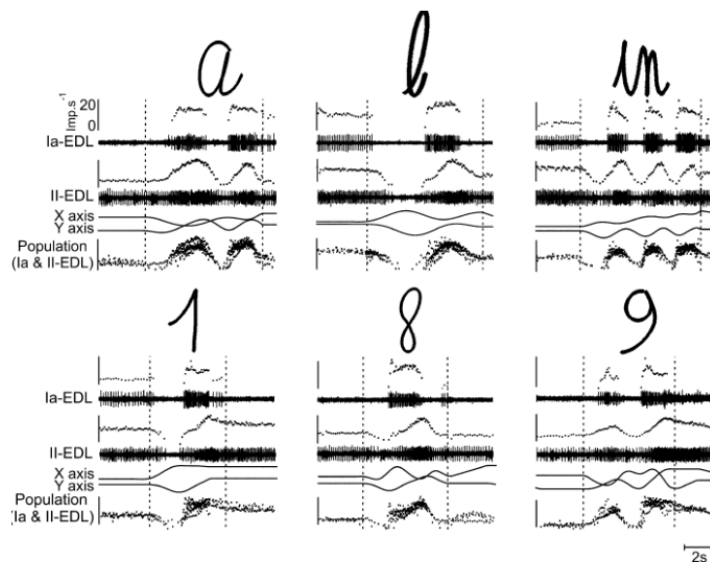
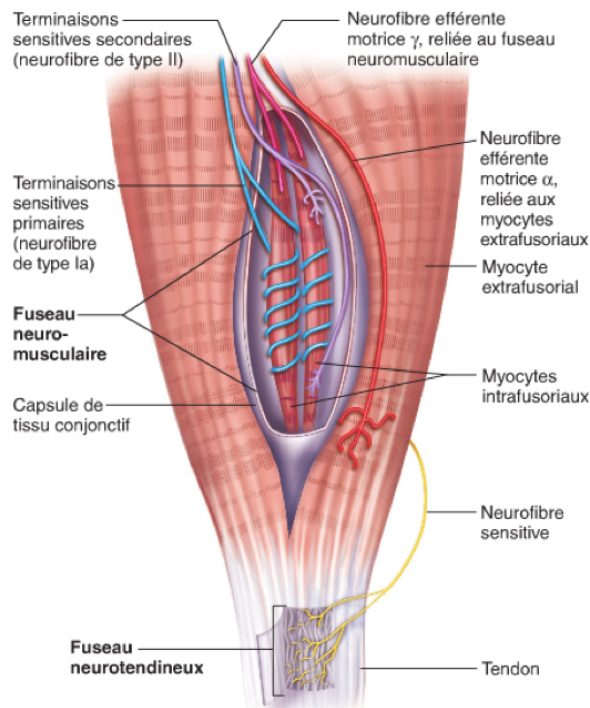


Figure 1 Clinical diagnostic assessment. ATFL, anterior talofibular ligament; CFL, calcaneofibular ligament.

Table 1 International Ankle Consortium ROAST		
What clinicians should assess following acute lateral ankle sprain injury	Why?	How?
Ankle joint pain	Guide progression of exercise-based rehabilitation. Assess the efficacy of treatments implemented.	Numeric rating scale for pain. ³⁵ FADI. ³⁶
Ankle joint swelling	Swelling can cause arthrogenic muscle inhibition. Guide progression of exercise-based rehabilitation. Evaluate the efficacy of treatments implemented.	Figure-of-eight. ³⁸⁻⁴¹
Ankle joint range of motion	High propensity for the development of a dorsiflexion deficit. Impairments in ankle joint range of motion are consistently identified in individuals with CAI.	Weight-bearing lunge test. ⁴⁴⁻⁴⁶
Ankle joint arthrokinematics	Disruption in ankle joint arthrokinematics can result in a dorsiflexion deficit. Impairments in ankle joint arthrokinematics are regularly identified in individuals with CAI.	Posterior talar glide test. ⁴⁸
Ankle joint muscle strength	Impairments in ankle joint strength compromise the functional integrity of the ankle joint. Impairments in ankle joint strength are regularly identified in individuals with CAI.	Hand-held dynamometry. ⁵³
Static postural balance	Impairments in static postural balance are consistently identified in individuals with CAI.	BESS. ⁵⁶ FLT. ⁵⁷
Dynamic postural balance	Impairments in dynamic postural balance are consistently identified in individuals with CAI.	SEBT. ⁵⁸
Gait	Impairments in gait are consistently identified in individuals with CAI.	Visual assessment for antalgic gait.
Physical activity level	Guide the specificity of exercise-based rehabilitation.	Tegner activity-level scale. ⁶³
Ankle joint specific patient-reported outcome measures	Evaluate the efficacy of treatments implemented.	FADI. ³⁶ FAAM. ⁶⁵

BESS, Balance Error Scoring System; CAI, chronic ankle instability; FAAM, Foot and Ankle Ability Measure; FADI, Foot and Ankle Disability Index; FLT, Foot Lift Test; ROAST, Rehabilitation-Oriented AS-sessment; SEBT, Star Excursion Balance Test.



Ainsi, sur la figure ci-dessus : « Signatures Sensorielles » de divers mouvements (ex. de mouvements d'écriture). De haut en bas, on peut voir : Trajectoires des Mouvements, Courbes de Fréquences Instantanées, Messages proprioceptifs (Fibre Ia), Coordonnées X et Y en fonction du temps, « Codes-Barres Neurosensoriels », Courbes de fréquences Instantanées superposées pour une population de sujets.

Grade des recommandations	Niveau de preuve scientifique fourni par la littérature
A Preuve scientifique établie	Niveau 1 - essais comparatifs randomisés de forte puissance ; - méta-analyse d'essais comparatifs randomisés ; - analyse de décision fondée sur des études bien menées.
B Présomption scientifique	Niveau 2 - essais comparatifs randomisés de faible puissance ; - études comparatives non randomisées bien menées ; - études de cohortes.
C Faible niveau de preuve scientifique	Niveau 3 - études cas-témoins. Niveau 4 - études comparatives comportant des biais importants ; - études rétrospectives ; - séries de cas ; - études épidémiologiques descriptives (transversale, longitudinale).

Major Components items	Yuri P. Ivanenko, Vera L. Talis and Oleg V. Kazennikov, 1999 (Texte 1)	Yuri P. Ivanenko I.A.Solopova, Y.S Levik, 2000 (Texte 2)	Henri Kiers, Simon Brumagne, Jaap van Dieën, Philip van der Wees, Luc Vanhees, 2011 (Texte 3)	Forestier N, Terrier R, Teasdale N, 2015 (Texte 4)
	Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans	The direction of postural instability affects postural reactions to ankle muscle vibration in humans Y.P.	Ankle proprioception is not targeted by exercises on an unstable surface	Ankle Muscular Proprioceptive Signals' Relevance for Balance Control on Various Support Surfaces
1	Yes	Yes	Yes	Yes
2	Partially report	Partially report	Yes	Partially report
3	Unclear	Unclear	Yes	Unclear
4	Yes	Yes	Yes	Yes
5	Yes	Yes	Yes	Yes
6	Yes	Yes	Yes	Yes
7	Yes	Yes	Yes	Yes
8	Yes	Yes	Yes	Yes
9	Yes	Yes	Yes	Yes
10	No	No	Yes	Yes
11	Yes	Yes	Yes	Yes
12	No	No	Unclear	Unclear
13	Unclear	Unclear	Unclear	Unclear
14	Unclear	Unclear	Unclear	Unclear
15	No	No	Yes	Yes
16	Yes	Yes	Yes	Yes
17	Yes	Yes	Yes	Yes
18	Yes	Yes	Yes	Yes

Annexe 15 : Score PEDro [45]

Auteurs, année	Etudes	Items													SCORE PEDro
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11			
Matthew J. E. Turnock & Charles S. Layne 2009 (Texte 5)	Variations in Linear and Nonlinear Postural Measurements under Achilles Tendon Vibration and Unstable Support-Surface Conditions	X	X	X	X	X			X	X	X				7/10

Annexe 16 : Grille JBI [46]

Auteurs, année	Etudes	Items									Overall appraisal
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	
Anat Vilnai Lubetzky, Sarah Westcott McCoy, Robert Price, Deborah Kartin, 2017 (Texte 6)	Response to Tendon Vibration Questions the Underlying Rationale of Proprioceptive Training	Clear	No	Clear	Clear	Clear	Unclear	Clear	Clear	Yes	Include

Résumé

Contexte : L'objectif de cette revue de littérature était de déterminer l'efficacité des surfaces instables par rapport aux surfaces stables dans le cadre de la rééducation proprioceptive de la cheville après une entorse latérale.

Méthode : La recherche s'est concentrée sur les bases de données : du site de l'HAS, Cochrane Library, pubMed, Kinédoc, PEDro, Google scholar, ResearchGate et sur des ouvrages physiques. Compte tenu de l'hétérogénéité des résultats, une méta-analyse n'a pas été réalisée. La qualité méthodologique de la revue a été évaluée par la grille de lecture R-AMSTAR (32/44).

Résultats : Au total, 6 articles ont été sélectionnés. Même si aucun consensus n'a pu être établi compte tenu du faible niveau de preuve des études, les résultats, eux, tendaient vers la même conclusion : la proprioception de la cheville ne semble pas être ciblée par des exercices sur surfaces instables.

Conclusions : Le moyen le plus efficace concernant la reprogrammation neuromotrice de la cheville semble être la réalisation d'exercice sur surface stable et instable avec déstabilisation de l'arrière pied. Les surfaces instables classiques semblent plus appropriées au renforcement musculaire et au travail de l'équilibre.

Mots clés : Cheville, entorse, proprioception, reprogrammation neuromotrice, surface instable, surface stable.

Abstract

Context : The purpose of this study was to assess the effectiveness of instable and stable surface on such proprioceptive exercises following ankle ligament injury.

Method : A systematic review of the databases PUBmed, the Cochrane library, PEDro, Kinédoc, Google scholar, ResearchGate in addition to manual searching databases was conducted. Given the heterogeneity of results, no meta-analysis was conducted. The methodological quality of the literature was reviewed using the R-AMSTAR scale tool (32/44).

Results : We included a total of 6 studies for analysis. Even if no consensus was found because of the low level of evidence, all studies went through the same conclusion. Ankle proprioception seems not to be targeted by exercises on unstable surface.

Conclusion : Stable surface and unstable surface associated with destabilization of rear foot are preferred for enhance ankle proprioception after lateral sprain injury. Unstable surface should be used for muscular reinforcement of the foot and improving balance.

Key words : Ankle, Sprain, Proprioception, sensorimotor training, unstable surface, stable surface.