

**Institut Limousin de FOrmation  
aux MÉtiers de la Réadaptation  
Masso-kinésithérapie**

**L'intérêt du dispositif Myolux® lors d'un déficit de contrôle postural  
chez le sujet atteint d'instabilité chronique de cheville.**



Mémoire présenté et soutenu par

**Lucie COMBELLE**

En juin 2019

Mémoire dirigé par

**Nicolas ANDRIEUX**

Formateur, co-responsable du 1<sup>er</sup> cycle  
ILFOMER

## Remerciements

---

Je tiens tout d'abord à remercier **Mr Maxime BILLOT**, docteur en STAPS et ingénieur de recherche au CHU de Limoges, pour son aide précieuse dans l'élaboration de ce travail ainsi que son implication et sa disponibilité. Je le remercie d'avoir cru en mon projet et d'avoir permis qu'il se concrétise.

Je remercie **Mr Nicolas ANDRIEUX**, formateur et coresponsable du 1<sup>er</sup> cycle à l'ILFOMER, masseur-kinésithérapeute et directeur de mon mémoire, pour ces précieux conseils et son soutien tout au long de ce travail de fin d'études.

Je remercie **Mr Anaïck PERROCHON**, enseignant-chercheur de l'ILFOMER, pour l'apport de ses connaissances en méthodologie de la recherche et ses remarques constructives concernant l'élaboration de ce mémoire de fin d'études.

Je souhaite également remercier **Mme Michèle BRIANSOULET** et **Mr François DUZOU**, directeur de la filière masso-kinésithérapie de l'ILFOMER, pour leur bienveillance et leurs conseils tout au long de ces 4 années d'études.

Je remercie particulièrement **Mr Romain TROISPOUX**, masseur-kinésithérapeute, de m'avoir accompagnée et enseignée son expérience tout au long de mon cursus.

Je remercie **Mr Brice PICOT**, masseur-kinésithérapeute et chargé d'étude à la FFHB, pour son expertise et sa disponibilité lors de nos différents entretiens.

Je tiens à remercier chaleureusement **mes parents** et **mon frère** ainsi que le reste de **ma famille** pour m'avoir soutenue et encouragée pendant ces années d'études.

Enfin, je tiens à remercier tous **les participants** sans qui tout cela n'aurait pas pu se faire.

## Droits d'auteurs

---

Cette création est mise à disposition selon le Contrat :

« **Attribution-Pas d'Utilisation Commerciale-Pas de modification 3.0 France** »

disponible en ligne : <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/fr/>



## Charte anti-plagiat

---

La Direction Régionale de la Jeunesse, des Sports et de la Cohésion Sociale délivre sous l'autorité du Préfet de région les diplômes du travail social et des auxiliaires médicaux et sous l'autorité du Ministre chargé des sports les diplômes du champ du sport et de l'animation.

Elle est également garante de la qualité des enseignements délivrés dans les dispositifs de formation préparant à l'obtention de ces diplômes.

C'est dans le but de garantir la valeur des diplômes qu'elle délivre et la qualité des dispositifs de formation qu'elle évalue que les directives suivantes sont formulées à l'endroit des étudiants et stagiaires en formation.

Article 1 :

Tout étudiant et stagiaire s'engage à faire figurer et à signer sur chacun de ses travaux, deuxième de couverture, l'engagement suivant :

**Je soussignée Lucie COMBELLE**

**atteste avoir pris connaissance de la charte anti plagiat élaborée par la DRDJSCS NA  
– site de Limoges et de m'y être conformé.**

**Et certifie que le mémoire présenté étant le fruit de mon travail personnel, il ne pourra  
être cité sans respect des principes de cette charte.**

**Fait à Limoges, Le lundi 6 mai 2019**

**Suivi de la signature.**

Article 2 :

« Le plagiat consiste à insérer dans tout travail, écrit ou oral, des formulations, phrases, passages, images, en les faisant passer pour siens. Le plagiat est réalisé de la part de l'auteur du travail (devenu le plagiaire) par l'omission de la référence correcte aux textes ou aux idées d'autrui et à leur source » .

Article 3 :

Tout étudiant, tout stagiaire s'engage à encadrer par des guillemets tout texte ou partie de texte emprunté(e) ; et à faire figurer explicitement dans l'ensemble de ses travaux les références des sources de cet emprunt. Ce référencement doit permettre au lecteur et correcteur de vérifier l'exactitude des informations rapportées par consultation des sources utilisées.

Article 4 :

Le plagiaire s'expose aux procédures disciplinaires prévues au règlement intérieur de l'établissement de formation. Celles-ci prévoient au moins sa non présentation ou son retrait de présentation aux épreuves certificatives du diplôme préparé.

En application du Code de l'éducation et du Code pénal, il s'expose également aux poursuites et peines pénales que la DRJSCS est en droit d'engager. Cette exposition vaut également pour tout complice du délit.

## Vérification de l'anonymat

---

**Mémoire DE Masseur-Kinésithérapeute**

**Session de juin 2019**

**Attestation de vérification d'anonymat**

Je soussignée Lucie COMBELLE

Etudiante de 4<sup>ème</sup> année

Atteste avoir vérifié que les informations contenues dans mon mémoire respectent strictement l'anonymat des personnes et que les noms qui y apparaissent sont des pseudonymes (corps de texte et annexes).

Si besoin l'anonymat des lieux a été effectué en concertation avec mon Directeur de mémoire.

Fait à : Limoges

Le : lundi 6 mai 2019

Signature de l'étudiante

## Glossaire

---

**IAC** : International Ankle Consortium

**TRP** : Temps de Réaction Péronéen

**DEM** : Délai Électromécanique

**HAS** : Haute Autorité de Santé

**RNM** : Reprogrammation Neuromusculaire

**ICC** : Instabilité Chronique de la Cheville

**SNC** : Système Nerveux Central

**OTG** : Organe Tendineux de Golgi

**FNM** : Fuseau Neuromusculaire

**SEBT** : Star Excursion Balance Test

**BESS** : Balance Error Scoring System

**COPV** : vitesse du centre de pression

**CORA** : zone rectangulaire du centre de pression

**FAAM** : Foot and Ankle Ability Measure

**CP** : centre de pression

**TTB** : Time-To-Boundary

# Table des matières

---

Introduction.....	11
1. Carde théorique.....	12
1.1. La cheville.....	12
1.1.1. Anatomie descriptive.....	12
1.1.2. Anatomie fonctionnelle.....	14
1.2. L'entorse de la cheville.....	18
1.2.1. Définition.....	18
1.2.2. Physiopathologie.....	21
1.2.3. Rééducation.....	22
1.3. L'instabilité chronique de la cheville.....	25
1.3.1. Définition.....	25
1.3.2. Physiopathologie.....	26
1.3.3. Rééducation.....	28
1.4. Le contrôle postural.....	29
1.4.1. Le système postural.....	29
1.4.1.1. Le système nerveux central.....	29
1.4.1.2. Le système musculaire.....	30
1.4.1.3. Le système sensoriel.....	30
1.4.2. Le lien entre le contrôle postural et l'instabilité chronique de cheville.....	33
1.5. Le dispositif Myolux®.....	38
1.6. Problématique.....	40
2. Matériel et méthode.....	41
2.1. Objectif de l'étude.....	41
2.2. Population.....	41
2.3. Protocole expérimental.....	42
2.4. Intervention.....	44
2.5. Matériel.....	45
2.6. Analyse des données.....	46
2.7. Analyse statistique.....	47
3. Résultats.....	48
3.1. Caractéristiques de participants.....	48
3.2. Données de la condition bipodale.....	49
3.3. Données de la condition unipodale du côté atteint.....	50
3.4. Données de la condition unipodale du côté non atteint.....	52
3.5. Données des échelles FAAM et FAAM-Sport.....	53
4. Discussion.....	54
4.1. Condition bipodale.....	54
4.2. Condition unipodale.....	55
4.3. Echelles FAAM et FAAM-Sport.....	56
4.4. Pratique clinique.....	56
4.5. Considération méthodologique.....	58
4.6. Perspectives.....	60
Conclusion.....	62
Références bibliographiques.....	63



## Table des illustrations

---

Figure 1. Protocole expérimental pour le groupe intervention et le groupe contrôle. Les tests posturographiques et les échelles FAAM et FAAM-Sport sont réalisés avant et après une période de 3 semaines.....	43
Figure 2. Illustration de la position d'éversion ou position haute de profil (à gauche) et de face (à droite) (66). L'avant-pied est décollé du sol et le poids du corps est appliqué sur l'arrière-pied.....	45
Figure 3. Illustration de la position d'inversion ou position basse de profil (à gauche) et de face (à droite) (66). La tête du 5 <sup>ème</sup> métatarse est en contact avec le sol.....	45
Figure 4. Diagramme de flux décrivant les étapes du recrutement des sujets. ....	48
Figure 5. Surface d'oscillation du centre de pression en position bipodale dans les conditions yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF) avant et après le programme de réadaptation. * Indique une différence statistiquement significative par rapport au test initial ( $p \leq 0,05$ )....	49
Figure 6. Amplitude d'oscillation antéro-postérieure (AP) du centre de pression en position bipodale dans les conditions yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF) avant et après le programme de réadaptation. * Indique une différence statistiquement significative par rapport au test initial ( $p \leq 0,05$ ). ....	50
Figure 7. Surface d'oscillation du centre de pression en position unipodale du côté atteint dans les conditions yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF) avant et après le programme de réadaptation. * Indique une différence statistiquement significative par rapport au test initial ( $p \leq 0,05$ ). ....	51
Figure 8. Amplitude d'oscillation antéro-postérieure (AP) du centre de pression en position unipodale du côté atteint dans les conditions yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF) avant et après le programme de réadaptation. * Indique une différence statistiquement significative par rapport au test initial ( $p \leq 0,05$ ).....	51

## Table des tableaux

---

Tableau 1. Classification des entorses latérales de cheville par N. Malliaropoulos. ....	19
Tableau 2. Caractéristiques cliniques des participants. ....	49
Tableau 3. Mesures posturographiques du groupe intervention avant et après le programme de réadaptation. ....	52
Tableau 4. Scores des échelles FAAM et FAAM-Sport (moyenne et écart-type). ....	53

## Introduction

---

L'appareil locomoteur subit de nombreux traumatismes tout au long de la vie qui entraînent des lésions. La cheville subit différentes contraintes que ce soit de supporter le poids du corps ou de recevoir la force provenant du sol. Elle doit en permanence s'adapter et est donc plus à risque de se blesser. L'entorse latérale de cheville, la plus fréquente, peut survenir aussi bien chez un sujet lambda que chez un sujet exerçant une activité physique régulière.

La prévalence et le risque sont accrus lors de la pratique sportive, et cela varie évidemment en fonction du sport pratiqué. Toute personne pratiquant une activité sportive développe des schémas moteurs spécifiques et augmente sa perception somesthésique. L'accès à la performance demande à tout athlète une rigueur optimale dans le positionnement du geste effectué. Pour lui, la blessure est vécue comme une fatalité pouvant conduire à une baisse des performances, un arrêt des entraînements et/ou des compétitions ainsi que des répercussions physiques et psychologiques.

Les programmes de rééducation de l'entorse de cheville présentent des limites puisque le nombre de récurrence est encore trop important. La communauté scientifique internationale a soulevé la faiblesse des protocoles et encourage les chercheurs et les praticiens à repenser la prise en charge rééducative. L'un des risques de ces lésions à répétitions est de développer une instabilité chronique de cheville et de développer un déficit du contrôle postural. Le chausson Myolux® est un dispositif récent de rééducation ayant pour objectif de lutter contre ce problème de santé qui impacte au niveau social. Cet outil a aussi été étudié sous un aspect préventif de ce traumatisme. A la différence des plateaux déstabilisants déjà existant, comme celui de Freeman ou de Castaing, ce dispositif reproduit le mécanisme de la blessure suivant l'axe physiologique de l'articulation.

# 1. Carde théorique

---

## 1.1. La cheville

### 1.1.1. Anatomie descriptive

L'articulation de la cheville est la liaison entre le segment jambier et le pied. On la nomme aussi l'articulation talo-crurale. Elle joint le tibia et la fibula au talus. Cette charnière synoviale est de type ginglyme.

Le tibia est un os long qui se situe sur la partie antérieure et médiale de la jambe. Il se joint en haut au fémur, en bas au talus et latéralement à la fibula. Son épiphyse distale correspond à la malléole médiale.

La fibula est un os long et grêle qui réside au niveau de la partie postérieure et latérale de la jambe. Elle s'articule en haut et en bas avec le tibia et en bas avec le talus. Son épiphyse distale correspond à la malléole latérale.

Le talus fait partie des sept os du tarse et, plus précisément, du tarse postérieur avec le calcaneus. Il est considéré comme un véritable « os charnière », allongé sagittalement et constitué d'une tête antérieure, d'un col et d'un corps postérieur. (1)

#### A. Surfaces articulaires

##### ➤ Les surfaces tibio-fibulaires

Elles forment une mortaise solide, plus large en avant qu'en arrière où s'encastre la trochlée du talus.

- La surface inférieure du tibia est rectangulaire avec une concavité sagittale et une légère convexité transversale ainsi qu'une crête mousse antéro-postérieure.
- La surface de la malléole médiale, qui est en continuité avec la précédente, forme avec celle-ci un angle obtus ouvert en bas et latéralement. Elle est convexe et triangulaire à base inférieure.
- La surface de la malléole latérale est convexe et triangulaire à sommet inférieur.

##### ➤ La trochlée du talus

C'est une volumineuse saillie articulaire.

- La surface supérieure de la trochlée, plus large en avant, est convexe sagittalement et légèrement concave transversalement. Elle s'articule avec la face inférieure du tibia et est recouverte d'un épais cartilage.

- La surface malléolaire médiale, légèrement excavée, a la forme d'une virgule à grosse extrémité antérieure.
- La surface malléolaire latérale, excavée et triangulaire, a son sommet situé inférieurement et dévié en dehors pas le processus latéral du talus.

## **B. Capsule articulaire**

### ➤ La membrane fibreuse

Elle s'insère près du pourtour des surfaces cartilagineuses sauf en avant où elle s'en éloigne sur le talus, à 1 centimètre de la trochlée. L'enveloppe est mince et lâche en avant et en arrière.

### ➤ La membrane synoviale

Entre les fibres de la membrane fibreuse, elle forme un cul-de-sac entre le tibia et la fibula d'avant en arrière.

## **C. Ligaments**

### ➤ Ligament deltoïde ou collatéral médial (Annexe I.a)

Il est résistant et triangulaire, son sommet s'insère sur l'apex de la malléole médiale. Il est constitué de 2 couches :

- Superficielle avec, d'avant en arrière, les ligaments tibio-naviculaire et tibio-calcaneé.
- Profonde avec, d'avant en arrière, les ligaments tibio-talaire antérieure et tibio-talaire postérieure.

### ➤ Ligament collatéral latéral ou ligament latéral externe ou « ligament de l'entorse de cheville ». (Annexe I.b)

Il est formé de 3 faisceaux qui convergent vers la malléole latérale.

- Ligament talo-fibulaire antérieure : court et large. Il débute du bord antérieur de la malléole latérale, se dirige en bas et médialement, et se termine sur la face latérale du col du talus.
- Ligament talo-fibulaire postérieure : épais et très résistant. Il naît dans la fosse malléolaire latérale, se dirige horizontalement et médialement, et se termine sur le tubercule latéral du talus.

- Ligament calcanéofibulaire : long cordon. Il commence de l'apex de la malléole latérale, se dirige en bas et en arrière, et s'insère sur la face latérale du calcaneus.

## **D. Muscles**

### ➤ Muscles antérieurs de la jambe

- Muscle tibial antérieur.
- Muscle long extenseur des orteils.
- Muscle long extenseur de l'hallux.
- Muscle 3<sup>ème</sup> fibulaire (inconstant).

### ➤ Muscles latéraux de la jambe

- Muscle long fibulaire.
- Muscle court fibulaire.

### ➤ Muscles postérieurs de la jambe

- Muscle triceps sural.
- Muscle tibial postérieur.
- Muscle long fléchisseur des orteils.
- Muscle long fléchisseur de l'hallux.
- Muscle plantaire grêle. (inconstant)

(Annexe I.c, I.d et I.e)

## **E. Innervation**

L'innervation motrice et sensorielle de la cheville provient des plexus lombaire et sacré. L'apport moteur est issu des nerfs tibiaux, fibulaires profonds et superficiels. Ces 3 nerfs mixtes jouent également un rôle dans l'apport sensoriel associés à 2 autres nerfs purement sensoriels qui sont les nerfs suraux et saphènes.

### **1.1.2. Anatomie fonctionnelle**

La cheville est fondamentale dans le maintien de l'équilibre corporel aussi bien statique que dynamique. Elle est aussi primordiale lors de la locomotion pour permettre une marche fluide. Cette articulation a la particularité d'alterner entre chaîne cinétique fermée et chaîne cinétique ouverte. Elle permet la redirection des forces de réaction du sol vers le haut du

corps et inversement, une adaptation et stabilisation du pied au sol. La station érigée exige une stabilité parfaite du talus.

## A. Statique articulaire

### ➤ Stabilité passive

- La conformation articulaire avec l'image de la mortaise et du tenon. (Annexe I.f)
- La capsule articulaire.
- Le système ligamentaire.

### ➤ Stabilité active

- Les muscles péri-articulaires :
  - Les stabilisateurs médiaux avec le rôle primordiale du muscle long fléchisseur de l'hallux ou « muscle de la danseuse » dans le maintien de l'articulation jusqu'à la phalange distale du 1<sup>er</sup> orteil. (2) Grâce à son trajet, il assure l'action motrice de la mortaise tibio-fibulaire en abaissant la fibula combinée à une sustentation du calcanéus. Le long fléchisseur des orteils présente sensiblement la même incidence. Le tibial postérieur partage cette visée en contrôlant l'avancée du tibia et son insertion sur le naviculaire qui va venir plaquer le talus en arrière. (3)
  - Les stabilisateurs latéraux effectuent, en concentrique une abduction et pronation et, en excentrique une action anti-inversion. Cette action permet de prendre appui au sol afin d'éviter l'inversion. Ils sont nommés « éverseurs du pied » mais ne le sont pas, d'un point de vue anatomique, car le long fibulaire participe à la flexion plantaire. Ils participent conjointement au rôle du long fléchisseur de l'hallux.
  - Les fléchisseurs dorsaux vont stabiliser l'articulation dans le sens antéro-postérieur par contraction concentrique. D'un point de vue mécanique, lors d'une flexion dorsal, la fibula va s'ascensionner, se tourner vers l'intérieur ce qui va écarter la pince pour accueillir la partie large du talus. Ils vont empêcher la composante de flexion plantaire dans le mouvement d'entorse par contraction excentrique.
  - Les fléchisseurs plantaires ou extenseurs vont, par contraction concentrique, abaisser et tourner vers l'extérieur la fibula. Par conséquence, la pince va se resserrer alors que le talus présentera sa partie la plus étroite. En contraction excentrique, ils sont protecteurs de la cheville en freinant la réception de saut.

### ➤ Stabilité antéro-postérieure

Dans le plan sagittal, le talus subit des contraintes qui se redistribuent en une composante antérieure et une postérieure pouvant entraîner des déplacements selon ces 2 directions.

- Le déplacement antérieur est limité par :
  - Le bord antérieur de la surface articulaire inférieure du tibia.
  - Les ligaments antérieurs.
  - Les groupes musculaires antérieurs et latéraux.
  
- Le déplacement postérieur est limité par :
  - Le bord postérieur de la surface articulaire inférieure du tibia.
  - Les ligaments postérieurs.
  - Le rétrécissement postérieur de la mortaise tibio-fibulaire.

### ➤ Stabilité transversale

Les mouvements d'adduction, d'abduction et de rotations du pied provoquent les déplacements transversaux du talus limités par :

- L'emprise de la mortaise tibio-fibulaire comprenant la pince bimalléolaire.
- Les ligaments collatéraux.
- Le ligament talo-fibulaire antérieur dans la flexion plantaire et le postérieur dans la flexion dorsale.
- Les composantes musculaires dans le plan frontal.

## **B. Mobilité articulaire**

La talo-crurale est une articulation à 1 degré de liberté permettant des mouvements de flexion et extension.

### ➤ Axe de mouvement

Il est transversal, légèrement oblique latéralement et en arrière. Cet axe est perpendiculaire à celui de la trochlée qui fait 15° en dehors de l'axe sagittal. Ceci explique la déviation du pied latéralement, un phénomène qu'on appelle valgus physiologique du pied.

### ➤ Amplitudes des mouvements

La flexion dorsale rapproche le dos du pied de la face antérieure de la jambe (de 20° à 30°) tandis que la flexion plantaire l'éloigne (de 30° à 60°).

➤ Muscles moteurs

- Les fléchisseurs sont les muscles antérieurs de la jambe
- Les extenseurs sont les muscles postérieurs et latéraux de la jambe

➤ Mobilités fonctionnelles

L'association de la talo-crurale, de la sub-talaire et de la transverse du tarse forme le complexe de la cheville. Il permet des mouvements mis en parallèle avec des notions d'aéronautique (2) : (Annexe I.g)

- Tangage au niveau de l'articulation tibio-talienne : flexion et extension.
- Roulis au niveau de l'articulation sub-talaire : pronation et supination.
- Virage au niveau de l'articulation médio-tarsienne : abduction et adduction.

Lorsqu'on associe ces 3 composantes, on obtient les mouvements combinés : (Annexe I.h)

- Inversion (adduction, supination, plus ou moins de flexion plantaire) actionnée par les muscles :
  - Triceps sural.
  - Tibial antérieur et postérieur.
  - Long fléchisseur de l'hallux et des orteils.
- Eversion (abduction, pronation, plus ou moins de flexion dorsale) actionnée par les muscles :
  - Long et court fibulaire.
  - Long extenseur des orteils.
  - 3<sup>ème</sup> fibulaire (le seul vrai éverseur).

Ces mouvements se réalisent autour de l'axe de Henke (décrit en 1859) qui est oblique en haut, en avant et en dedans. Il passe par la tubérosité postéro-latérale du calcanéum puis rejoint la partie interne du col du talus en coupant le sinus du tarse à la perpendiculaire. (Annexe I.i) Les fibres du ligament talo-fibulaire antérieur sont perpendiculaires à cet axe, ce qui explique son atteinte lors d'une entorse de cheville.

## 1.2. L'entorse de la cheville

### 1.2.1. Définition

La pratique de sports collectifs est plus sujette à des lésions du membre inférieur. P.F. O'Loughlin et coll. estiment que l'entorse de cheville représente un quart des traumatismes recensés dans le milieu sportif. Le genou est atteint dans 18% et la cheville dans 17% des cas. (4) Le taux de récurrence d'entorse atteint les 70% dans des sports comme le basketball. (5)

Selon le Vade-mecum, une entorse est une lésion traumatique articulaire due à une distorsion, au-delà des limites physiologiques à la suite d'un mouvement forcé et brutal, dans notre cas de l'arrière pied. Ceci sans déplacement osseux permanent et s'accompagnant d'une lésion ligamentaire allant de l'élongation à l'arrachement. L'interrogatoire détermine les circonstances et le mécanisme de l'entorse permettant d'orienter le diagnostic lésionnel. De plus, il recherche des signes de gravité tels qu'un craquement, une sensation de déboîtement, la rapidité d'apparition d'un hématome, d'un œdème volumineux ou encore l'impossibilité de marcher. C'est l'examen clinique, 4 ou 5 jours après le traumatisme, qui reste le plus efficace et utile pour la détection d'une rupture ligamentaire et de lésions associées. Ce traumatisme est parmi les blessures musculo-squelettiques les plus courantes au sein de la population active. (6) En France, on compte 6 000 cas par jour, dans une proportion autre, on en dénombre 23 000 aux Etats-Unis. (7,8) Cette forte prévalence, ajoutée à la récurrence de ce mécanisme traumatique, entraîne une charge sociale et économique importante. Dans la majorité des cas (90 %), l'entorse fait suite à une atteinte du ligament collatéral latéral. (9) Le ligament talo-fibulaire antérieur est le plus fréquemment lésé. (10)

Aux urgences, les radiographies de cheville sont réalisées suivant les règles d'Ottawa (1994) pour éliminer un diagnostic différentiel de lésion osseuse. Elles se définissent suivant un ensemble de critères : (11)

- Impossibilité d'effectuer 4 pas immédiatement après le traumatisme et au moment de l'examen.
- Douleur à la palpation du bord postérieur de la fibula ou du tibia sur une hauteur de 6 cm ou au niveau de la pointe d'une des 2 malléoles.
- Douleur à la palpation du naviculaire ou de la base du 5<sup>ème</sup> métatarsien.

Selon J. O'Donoghue, en 1957, les entorses aiguës sont classées en 3 groupes de gravité croissante :

- Bénignes (élongation).
- Moyennes (rupture partielle).
- Graves (rupture totale d'au moins un faisceau ligamentaire).

Ce classement est intéressant puisqu'il est non spécifique de la cheville et peut s'appliquer aux autres articulations.

Il existe 2 classifications au niveau de la cheville :

➤ Lésions ligamentaires seules (selon J. Castaing en 1984)

- Stade 0 = pas de rupture ligamentaire.
- Stade 1 = rupture du faisceau antérieur.
- Stade 2 = rupture des faisceaux antérieur et moyen.
- Stade 3 = rupture des 3 faisceaux.

➤ Lésions ligamentaires associées aux lésions

En 1994, S.G. Trevino proposa une classification répandue internationalement. En 2006, à la suite d'une ligne directrice (12), la classification de N. Malliaropoulos est mise en avant (13). De plus, elle est cohérente avec la population concernée (adulte sportif), la lésion (spécifique de l'entorse latérale) et dans la pratique quotidienne. (Tableau 1)

Tableau 1. Classification des entorses latérales de cheville par N. Malliaropoulos.

Critères		Impotence fonctionnelle	Test tiroir talaire	Test inclinaison	Hématome	Palpation	Amplitudes articulaires	Œdème	Radiographie en tiroir postérieur
<b>Grade I</b>		-	-	-	±	-	< 5°	< 0,5cm	
<b>Grade II</b>		+	+	-	+	Point exquis	5 à 10°	0,5 à 2cm	
<b>Grade III</b>	<u>IIIa</u>	+	< 3mm	+	+	Point exquis	> 10°	> 2cm	< 3mm
	<u>IIIb</u>	+	> 3mm	+	+	Point exquis	> 10°	> 2cm	> 3mm

Récemment, le groupe d'experts formant le Consortium International de la Cheville (IAC) a élaboré des recommandations ayant pour objectif une évaluation clinique structurée des entorses latérales et de réduire la prédisposition de développer une instabilité chronique de cheville. (14)

Lors du bilan masso-kinésithérapique, il faut prêter attention à ces 5 points suivant :

- Le mécanisme de la lésion : permet de donner des indications sur les structures anatomiques lésées.
- Les antécédents d'entorse latérale : est un facteur majeur de récurrence.
- Le port du poids de corps : lors de la marche évalué de manière subjective par le patient et en respectant les règles d'Ottawa.
- L'évaluation clinique de l'os : à l'aide des règles d'Ottawa.
- L'évaluation clinique des ligaments (4 à 6 jours après la blessure) : le ligament talo-fibulaire antérieur est le plus souvent touché, il faut aussi tester le ligament talo-fibulaire postérieur et le ligament calcanéofibulaire.

A la suite de cette blessure, des déficiences mécaniques et/ou sensorimotrices ont été montrées même si à l'heure actuelle, la compréhension de ces mécanismes reste limitée. Pour les évaluer, il est recommandé de mesurer les critères ci-dessous :

- La douleur (échelle numérique).
- Le gonflement (méthode de la figure en 8).
- L'amplitude des mouvements passifs et actifs (limitation de la flexion dorsale évaluée par Weight Bearing Lunge Test).
- Le mouvement de l'articulation talo-crurale limité en postérieur est intimement lié à la restriction de la flexion dorsale (glissement talaire postérieur décrit par C.R. Denegar et coll. en 2002).
- La force musculaire (dynamomètre manuel).
- L'équilibre postural pseudo-statique (Balance Error Scoring System, Foot Lift Test).
- L'équilibre postural dynamique (Star Excursion Balance Test).
- La marche (analyse du positionnement des articulations du membre inférieur).
- Le niveau d'activité physique (échelle de Tegner).
- Les mesures de résultats auto-déclarés (Foot and Ankle Ability Measure, Foot and Ankle Disability Index).

Le traitement précoce des lésions aiguës des tissus mous repose sur un principe de base comprenant le glaçage, la compression et l'élévation (ICE). La protection et le repos doivent être d'une durée limitée et dans une courte période suivant la blessure. Une durée

de décharge trop longue est nocive entraînant des changements défavorables à la biomécanique et à la morphologie des tissus. Il a été prouvé qu'une mobilisation précoce avec une rééducation accélérée est efficace après un traumatisme. Un terme plus adéquat est alors utilisé, c'est le chargement optimal, qui consiste à remplacer le repos par un programme de rééducation où les activités précoces favorisent le rétablissement. Ces principes sont à l'origine de l'acronyme POLICE (Protection, Optimal Loading, Ice, Compression, Elevation) avec pour objectif une prise en charge sûre et efficace des blessures aiguës aux tissus mous. (15) La prescription d'antalgique et d'anti-inflammatoire non stéroïdien est possible, dans le but de soulager le patient. (16)

### 1.2.2. Physiopathologie

Dans la littérature internationale traitant de l'entorse de la cheville, il est indiqué que cette dernière est provoquée suite à un mouvement d' « inversion ». Or, la traduction littérale en français est la supination et non l'inversion qui combine les mouvements de flexion plantaire, d'adduction et de supination. Il est donc important de prêter attention à cela. Pour comprendre la cinématique du mécanisme lésionnel, le plus direct est d'évaluer le cas de blessures réelles. Cependant, il est contraire à l'éthique de produire une blessure en laboratoire. Une technique de mesure du mouvement, mise au point récemment, permet une analyse quantitative des incidents lors d'événements télévisés. Plusieurs études (17–19) ont analysé des cas d'entorses réelles lors de matchs de basketball, volleyball ou de tennis. Il en ressort 2 mécanismes de blessures distincts : la supination soudaine associée à une rotation médiale avec une absence de flexion plantaire (atteinte des ligaments talo-fibulaire antérieur et calcanéo-fibulaire) et la supination isolée (atteinte du ligament calcanéo-fibulaire).

Ce traumatisme subit, en marchant sur un terrain accidenté, sur un changement de direction ou quelque soit son origine est un phénomène très rapide. Le mécanisme lésionnel d'une atteinte ligamentaire est inférieur au délai de la réponse neuromusculaire appropriée. En effet, J.L. Thonnard (1988) a montré qu'une entorse latérale de cheville survient en seulement 30 ms alors que le feedback des fibulaires nécessite 60 à 70 ms. Ceci renvoie au délai entre le début de la déstabilisation et l'activation électromyographique des muscles : c'est le temps de réaction péronéen (TRP). Ces muscles « anti-inversion », d'après L. Konradsen (2003), s'activent 150 ms à la suite d'une déstabilisation. Ainsi, il faut environ 80 ms entre l'activation des éverseurs et l'initiation d'une force protectrice. Cette latence renvoie directement à la notion de délai électromécanique (DEM). (Annexe II.a) Le phénomène de feed back est alors insuffisant. Il est contrebalancé par un verrouillage de la cheville par

contraction des fibulaires avant l'impact du pied au sol. La rééducation doit alors intégrer la restauration des programmes moteurs qui comprend cette activation anticipée des fibulaires dans plusieurs activités à risques autrement dit le feed forward. Les notions de feed back et de feed forward seront décrites et explicitées dans la troisième partie. Ce mécanisme peut alors être modulé à 2 niveaux :

- Central : grâce à l'apprentissage, un standard de référence est acquis pour divers gestes. Il va permettre d'envoyer des ordres moteurs, déjà programmés, à la périphérie (feed forward) avec comme résultat une pré-activation musculaire. Si les afférences diffèrent avec la référence, une correction des ordres moteurs s'opère.
- Périphérique : les muscles reçoivent des informations venant du standard de référence. Les récepteurs périphériques renseignent constamment les muscles par feed back et modifient leurs activités par intégration médullaire. (20)

L'entorse latérale de la cheville est considérée comme un traumatisme banal dans la pratique médicale quotidienne et constitue le motif de consultation le plus fréquent en traumatologie courante. En France, on estime qu'elles sont responsables d'un coût de 1,2 millions d'euros par jour (21). Cependant, le pourcentage élevé de récurrence, allant jusqu'à 70% dans une population de basketteur (5), révèle une limitation de la prise en charge thérapeutique actuelle et peut engendrer l'apparition d'autres pathologies.

### **1.2.3. Rééducation**

Selon le rapport de la haute autorité de santé (HAS), les auteurs s'accordent globalement pour privilégier le traitement fonctionnel à celui orthopédique ou chirurgical. (Annexe II.b) G.M.M.J. Kerkhoffs et coll. restent réservés et insistent sur la nécessité de faire de nouvelles études concernant le risque de récurrence, puisqu'il n'est apparu aucune différence significative. La rééducation doit donc être la plus précoce possible et la reprise d'appui s'ajuste en fonction de la douleur. Il est recommandé de récupérer la fonction de stabilité de la cheville. D'autre part, il est préconisé d'effectuer un travail neuromoteur réactivant l'arc réflexe par des exercices d'équilibre et de renforcement musculaire postural. Chez le sportif, la reprogrammation neuromotrice est importante autant en préventif qu'en curatif. (22)

Voici les indications selon les 3 gravités d'entorse :

- Pour les entorses bénignes : un repos sportif associé à une contention souple (15 à 20 jours) et la rééducation est conseillée.
- Pour les entorses moyennes : une orthèse de stabilisation portée sur une chaussette jour et nuit (10 jours) puis seulement la journée. La rééducation est obligatoire.
- Pour les entorses graves : une orthèse pendant 6 semaines et la rééducation est obligatoire.

En masso-kinésithérapie, la prise en charge doit être aussi précoce que possible dès que la douleur l'autorise avec une prévision de 10 à 20 séances. (23) La durée et le rythme des séances dépendent de la clinique et de l'activité antérieure du patient. Elle permettra d'éviter les récurrences et les séquelles ainsi que la reprise d'une activité professionnelle et/ou sportive le plus rapidement possible.

Les conséquences directes de cette lésion ont été répertoriées dans la littérature et permettent ainsi d'axer la rééducation sur des objectifs précis tels que : (24)

- Une sensation de douleur et un œdème : la prise en charge de ces symptômes s'appuie sur des techniques de compression, de contention, de massage, de cryothérapie, etc.
- Une diminution de la mobilité articulaire : les techniques utilisées sont les mobilisations (passives, actives, spécifiques), les postures, les étirements, etc.
- Une diminution de la force et de la réactivité des muscles éverseurs : le renforcement musculaire prépare l'étape suivante qui est le travail de stabilité. Les études isocinétiques sont contradictoires, quand certaines ne trouvent aucune différence significative (25), d'autres soulignent d'importants déficits de force en comparant les éverseurs et les inverseurs (26,27).
- Une perturbation de la boucle proprioceptive : la récupération du contrôle proprioceptif grâce à la reprogrammation neuromusculaire (RNM) qui consiste à mettre le patient dans des positions de déséquilibre en utilisant différents outils afin de solliciter les réactions d'adaptation de l'organisme. Elle est nécessaire puisqu'elle permettra de favoriser le recours aux stratégies de pro-activation des fibulaires et de délestage (28).
- Une appréhension lors de l'activité : pendant les séances de rééducation, il faudra adapter ses exercices pour se rapprocher du contexte traumatique (mouvement sportif spécifique, par exemple, un changement de direction) et ainsi redonner confiance au patient dans son geste.

Le IAC rappelle que l'entorse latérale est souvent considérée comme une blessure inoffensive qui guérit rapidement et avec un traitement minimal. On estime jusqu'à 55% des patients qui subissent une entorse à la cheville ne demandent pas d'évaluation ou de traitement auprès d'un professionnel de santé. (29) Malheureusement, la majorité des patients ayant des antécédents d'entorse subiront, au moins, une entorse supplémentaire avec de nombreuses limitations fonctionnelles donnant lieu à une instabilité chronique de cheville.

## 1.3. L'instabilité chronique de la cheville

### 1.3.1. Définition

L'instabilité chronique de cheville (ICC) se définit généralement par des entorses à répétition, une instabilité articulaire, des épisodes fréquents de déstabilisation en inversion sans atteinte capsulo-ligamentaire (« giving way » ou « twist » dans la littérature internationale). Le patient va se plaindre d'une « faiblesse » de sa cheville et d'une sensation d'insécurité. Il ne faut pas confondre une laxité, où le ligament est distendu, et une instabilité qui est la traduction subjective de cette distension. Une enquête menée en 2001, auprès de médecins généralistes et adhérents à la Société Française de Traumatologie du Sport, a permis de répertorier les complications ou séquelles à la suite d'une entorse non grave (stade I ou II). En haut de la liste, l'ICC est présente (2/3), s'en suit une chronicité de la douleur ou un syndrome régional douloureux complexe. (22) Une étude longitudinale australienne vient appuyer ce constat, avec jusqu'à 74% des patients ayant souffert d'une entorse, développèrent des symptômes résiduels. (30) Le risque d'arthrose talo-crurale est important et son traitement, par arthrolyse, est encore trop peu satisfaisant avec pour conséquence des limitations fonctionnelles élevées. Bien que l'ICC ait une forte prévalence, elle n'est pas encore très bien comprise. Selon J. Hertel, près d'un tiers présenteront une instabilité chronique de cheville (ICC) avec des épisodes de récives à court et moyen terme et un risque d'arthrose à long terme. (31) Ceci représente un enjeu majeur puisque cette articulation subit des contraintes venant du sol et du corps par son poids. Les articulations sus et sous-jacentes peuvent en pâtir ainsi que le corps dans sa globalité.

Une terminologie incohérente et de multiples définitions d'ICC se sont largement répandues dans la littérature. Les critères d'inclusion non standardisés des participants sont un obstacle potentiel à la résolution adéquate du problème et limitent la capacité des chercheurs à généraliser les résultats à une population bien définie. En 2006, un groupe d'expert a voulu développer et tester la fiabilité d'un nouvel outil d'évaluation (Ankle Instability Instrument). La création de cet instrument est une première étape dans la reconnaissance d'un moyen de dépistage des ICC. Le premier facteur est la gravité de l'entorse : la consultation chez le médecin et le béquillage. Le second facteur prend en compte les antécédents d'instabilité de la cheville : le nombre d'entorse, la chronologie et la sensation d'instabilité lors des activités. (32) Selon une méta-analyse de revues systématiques (33), seulement 17% des études ont mesuré une population clairement définie conformément aux directives d'inclusion. Pour chiffrer ce phénomène, cette revue s'est appuyée sur l'IAC qui a créé, en 2016, un ensemble de critères de sélection dans ce domaine de recherche. L'objectif est une harmonisation et une cohérence dans les prochains

travaux. Ce consortium reconnaît l'absence de critères de sélection fondés sur une évaluation de l'intégrité ou de la laxité articulaire. (34)

Il a été montré que les sensations d'instabilité articulaire dépendent, non seulement de simples contraintes statiques, mais aussi de la fonction de l'axe musculaire pouvant jouer un rôle crucial dans le maintien de la stabilité fonctionnelle des articulations. (35)

Le diagnostic comprend plusieurs étapes :

- L'histoire clinique : la récurrence des entorses en inversion, douleur localisée latéralement.
- L'examen clinique : test du tiroir antérieur et de résistance à l'éversion, la position de l'arrière-pied, la sensibilité au niveau des ligament talo-fibulaire antérieur et calcanéofibulaire.
- Une évaluation radiographique.

### 1.3.2. Physiopathologie

M.A. Freeman (1965) a été un des pionniers à mettre en lumière le phénomène d'ICC chez des patients qui avaient des antécédents d'entorses de cheville. J. Hertel (2002) l'a défini comme « *une répétition d'épisodes d'instabilité latérale de cheville résultant de nombreuses entorses de cheville* ». Il la décrit selon 3 types d'instabilité : (29)

#### ➤ L'instabilité mécanique

Après une première entorse, il se produit des modifications anatomiques qui se manifesteront ensemble ou isolément :

- La laxité pathologique dépend de l'importance des lésions ligamentaires latérales qui se répercutent au niveau des articulations talo-crurale et sub-talaire. Elle entraîne un relâchement de la stabilité passive lorsque la cheville est dans des positions vulnérables. L'évaluation se fait par un examen physique, une radiographie d'effort ou une goniométrie.
- La déficience de l'amplitude articulaire de l'une des articulations du complexe de la cheville est une autre composante. Elle se traduit par une restriction au niveau de la tibio-fibulaire distale ou bien par l'hypomobilité en flexion dorsale. Si ce mouvement est restreint, l'articulation n'atteindra pas sa position stable et pourra alors plus facilement s'inverser.

- Des altérations synoviales se produisent, suite à l'inflammation capsulaire, avec une hypertrophie de cette membrane (douleur, instabilité). Par la suite, on voit apparaître le développement de lésions articulaires dégénératives (ostéophytes par exemple).

➤ L'instabilité fonctionnelle

Les lésions ligamentaires entraînent des modifications du système neuromusculaire. Ce dernier est le mécanisme dynamique de défense de la cheville. En revanche, ce phénomène seul ne suffit pas à expliquer le déficit fonctionnel :

- La faiblesse de la force musculaire pour les mouvements d'inversion et d'éversion a été démontrée mais la raison de ces déficits n'est pas claire. Il existe plusieurs hypothèses telles que des lésions musculaires ou bien une altération du recrutement neuromusculaire.
- Une altération des schémas de recrutement neuromusculaire au niveau du membre affecté mais aussi de celui non affecté chez une population avec des antécédents d'entorse à répétition.
- Les déficiences proprioceptives touchent la kinesthésie et les fuseaux neuromusculaires. Une altération sensorielle peut également survenir au niveau cutané. Le rétablissement d'une pré-activation musculaire, ou rétrocontrôle (feed forward), endommagée sera primordial pour une bonne stabilité articulaire.
- L'insuffisance du contrôle postural a été constaté de manière subjective (test de Romberg) et objective (plateforme de force). Lors de la réalisation de mesure en unipodal, le pied prone et supine pour maintenir le centre de gravité du corps dans son polygone de sustentation, on décrit ce phénomène comme la stratégie de cheville. Or, les sujets atteints d'ICC utilisent d'avantage la stratégie de hanche, qui est moins efficace. Ce déficit est probablement dû à la combinaison de l'altération proprioceptive et du contrôle neuromusculaire.

Le troisième type d'instabilité est une combinaison des 2 décrites précédemment. Actuellement, la relation entre les insuffisances mécaniques et fonctionnelles n'est pas clairement élucidée. (Annexe III)

Le mécanisme neurophysiologique sous-jacent de l'ICC n'est pas explicitement défini. Cependant, dans une étude (36), il a été évoqué une altération au niveau du feed back et du feed forward jouant un rôle dans la chronicité. Les chercheurs ont rapporté que 68% à 78% des patients présentant des symptômes d'ICC ont développé une arthrose post-traumatique de la cheville et des lésions cartilagineuses. (37,38)

### 1.3.3. Rééducation

Pour la rééducation, le Vade-mecum préconise le travail de la RNM qui peut éviter une intervention chirurgicale. Elle sera nécessaire si l'instabilité et la douleur deviennent gênantes au quotidien. Cependant, la rééducation proprioceptive « classique », sur plateaux instables, présente des limites et ne permet pas d'éviter les récives car elle n'autorise qu'un travail global. La déstabilisation est multidirectionnelle, alors peu ciblée sur les muscles éverseurs et ces outils statiques ne développent pas les mécanismes d'anticipation. La RNM ne se fait pas dans les conditions fonctionnelles ou de la blessure. (20)

Par conséquent, l'ICC est donc caractérisée par plusieurs déficits fonctionnels qui doivent être pris en compte pour une rééducation optimale :

- Une limitation d'amplitude de la flexion dorsale.
- Une faiblesse des éverseurs et d'autres groupes musculaires.
- Une altération de l'activité neuromusculaire dynamique.
- Un déficit du contrôle postural.
- Un déficit proprioceptif.

L'équilibre, la proprioception et le temps de réaction ont été utilisés pour évaluer indirectement les déficits du contrôle sensorimoteur mais les mécanismes à l'origine de ces déficits ne sont toujours pas évidents. Les mécanismes de contrôle neuromusculaire transmis par la voie sensorimotrice n'ont pas encore été étudiés de manière exhaustive au sein d'une population d'ICC. Des recherches récentes (39,40) proposent que le contrôle neuromusculaire soit altéré, à la fois au niveau spinal et supra-spinal. L'identification de ces mécanismes facilitera probablement le développement de programmes de rééducation plus ciblés.

Selon la méta-analyse de K. Postle et coll. (41), il en ressort que la prise en charge classique actuelle des chevilles instables n'a pas fait la preuve de son efficacité pour limiter les récives. Les programmes d'exercices proprioceptifs évalués ont montré un intérêt dans la réduction de l'instabilité subjective et dans l'amélioration des résultats fonctionnels de différents tests (Star Excursion Balance Test (SEBT), Foot and Ankle Disability test (FADI), FADI-Sport). En revanche, il n'y a pas de consensus établi pour ce type d'exercice concernant l'œdème post-traumatique ou le contrôle postural.

## **1.4. Le contrôle postural**

### **1.4.1. Le système postural**

Le système postural contrôle la stabilité en position pseudo-statique debout ainsi qu'en mouvement. L'homme a adapté sa posture et a régulé l'équilibre des segments de son corps, dans le champ gravitationnel terrestre, en utilisant seulement 2 surfaces d'appui au sol. Le maintien de la verticalité des segments du corps humain est possible grâce à un jeu d'action et de réaction avec le sol et à un contrôle musculaire adéquat. La stabilisation de la posture est confrontée à diverses perturbations :

- Les forces internes : les masses, les géométries corporelles, l'activité respiratoire, l'activité neuromusculaire, etc.
- Les forces extérieures dues à l'environnement, la force gravitationnelle, etc.

La stabilisation de la posture fait intervenir des systèmes de récepteurs sensoriels conduisant l'information au système nerveux central (SNC) par des voies afférentes. Le SNC intègre alors ces données afin de moduler, par la suite, les effecteurs somatiques que sont les muscles striés squelettiques. Lors d'une perturbation, 2 mécanismes peuvent corriger la stabilité, à savoir la réaction posturale et l'ajustement postural anticipé. La réaction posturale est définie par le phénomène d'activation des récepteurs sensoriels (visuel, vestibulaire, extéroceptif et proprioceptif) lors d'une perturbation. Dès lors, les récepteurs vont envoyer un message nerveux au SNC qui à son tour envoie au système musculaire des commandes de correction. Le bon fonctionnement du système postural nécessite donc une coordination entre le SNC, le système sensoriel et le système musculaire.

#### **1.4.1.1. Le système nerveux central**

Au sein du SNC, la moelle épinière et le cervelet participent au contrôle de la posture (Annexe IV.a). Les influx nerveux provenant des récepteurs sensoriels affluent vers ces structures sous-corticales et corticales. À l'issue de l'intégration du message nerveux, l'aire motrice primaire envoie une commande motrice adaptée aux effecteurs suite à un comparatif (feed back) fait par le cervelet pour maintenir le contrôle postural. Il existe une région de passage obligatoire intervenant dans le contrôle central : le complexe nucléaire vestibulaire. Il reçoit des informations provenant du système limbique, colliculus, du thalamus et de divers noyaux du cervelet et du cortex cérébral. Parmi les autres composantes, il y a le noyau

rouge régulant la motricité de la face et des membres en assurant la régularité et la précision des mouvements. Le néo-cervelet agit dans l'amorçage de la motricité et l'apprentissage interne du mouvement. La substance réticulée reçoit des fibres de la sensibilité somesthésique et joue un rôle sur l'activation globale du système. (42)

#### **1.4.1.2. Le système musculaire**

En position debout orthostatique, il y a une activité des muscles de la cheville permettant un contrôle sous forme du modèle du pendule inversée (Annexe IV.b). La projection du centre de masse sur le sol se situe alors à quelques centimètres en avant de l'axe des articulations des chevilles. Les afférences sensoriels vont informer les différents centres nerveux qui, par la suite, organisent une réponse pour lutter contre la déstabilisation sous forme d'influx et l'envoient aux effecteurs que constitue le système musculaire. Les muscles intervenant dans ce processus de maintien sont principalement les muscles postérieurs de la nuque, du tronc (extenseurs), de la cuisse (ischio-jambiers) et de la jambe.

#### **1.4.1.3. Le système sensoriel**

Pour rendre efficace la stabilisation et les activités posturales, il est nécessaire qu'à chaque instant le SNC soit parfaitement renseigné sur les changements provenant du monde extérieur et de l'organisme : c'est la fonction du système sensoriel.

L'équilibre dépend de 3 informations essentielles : la géométrie du corps, les forces d'appui et l'orientation du corps par rapport à la verticale gravitaire. Les systèmes participants au codage de l'information sensorielle nécessaire au maintien de la stabilité posturale sont les récepteurs visuel, vestibulaire, extéroceptif, et proprioceptif. Ces 4 systèmes de récepteurs sont en interaction et permettent donc de renseigner sur la position du corps par rapport à la verticale gravitaire. (42,43)

##### ➤ Le système visuel

Les yeux analysent et intègrent les variations d'influx lumineux et permettent l'identification et la localisation des objets. Cela débute par la réaction des cellules rétiniennes à la lumière et se terminent par un traitement cortical. L'information rétinienne fournit des indications sur la position et sur le mouvement du corps dans l'espace via la vision centrale et la vision périphérique. La vision centrale permet la perception fine des détails, d'identifier les objets et fournit les directions verticale et horizontale. La vision

périphérique donne des informations sur la situation et le mouvement de la personne par rapport à son environnement. On comprend alors son rôle dans la détection des déséquilibres posturaux. (44)

➤ Le système vestibulaire

Ce système se situe dans le vestibule de l'oreille interne. Les principaux organes sont le labyrinthe, dont les récepteurs réagissent à l'accélération linéaire et ses variations, et les canaux semi-circulaires, dont les récepteurs détectent l'accélération angulaire. Les afférences vestibulaires interviennent au niveau de centres impliqués dans la régulation du réflexe d'activités essentiellement oculaires et musculaires. Effectivement, ces afférences agissent sur les muscles squelettiques pour assurer l'équilibre d'une posture adoptée par l'intermédiaire du cervelet qui présente le centre de projection des noyaux vestibulaires. Le système vestibulaire informe le SNC sur l'orientation de la tête par rapport à la ligne de gravité et de ces mouvements dans l'espace. Il participe au contrôle de l'équilibre et de certains mouvements oculaires. (45)

➤ Le système extéroceptif

Ce système se situe au niveau cutané, et plus particulièrement sur la plante des pieds. Ces récepteurs informent sur les changements de pression des appuis du pied au sol. Avec le vieillissement la sensibilité des récepteurs est moindre et concourt à l'altération de la stabilité posturale. (46) Plusieurs types de récepteurs interviennent afin de donner des informations au SNC :

- Les corpuscules de Pacini renseignent sur les pressions profondes, les vibrations.
- Les corpuscules de Ruffini renseignent sur la direction et l'amplitude de l'étirement de la peau.
- Les corpuscules de Meissner donnent des informations sur le tact en pression dynamique.
- Les disques de Merkel donnent des informations sur le tact en pression statique.
- Les terminaisons nerveuses libres évaluent la nociception, la température, le tact grossier.

➤ Le système proprioceptif

La proprioception permet d'avoir connaissance de la position et des mouvements de chaque segment du corps. Elle donne, au SNC, les informations nécessaires à l'ajustement des contractions musculaires pour les mouvements et le maintien des postures et de l'équilibre. (47) La proprioception, en renvoyant les informations au SNC, permet la maîtrise de l'équilibre du corps grâce à plusieurs organes. Ces propriocepteurs capsulo-ligamento-

musculaire donnent les informations sur la position articulaire et la force développée. Lors d'une déstabilisation :

- Les organes tendineux de Golgi (OTG) évaluent la contraction musculaire.
- Les fuseaux neuromusculaires (FNM) envoient des informations sur la longueur et la vitesse d'allongement du muscle. Ils permettent également la connaissance de la position et du déplacement de l'articulation.
- Les mécanorécepteurs articulaires donnent la position segmentaire.

Le SNC analyse ses informations et donne une réponse posturale par les muscles péri-articulaires. Selon l'étude de P. Boucher et coll. (2015), il existerait une gradation des informations proprioceptives. La vibration tendineuse perturbe spécifiquement les FNM en provoquant des micro-allongements et raccourcissements musculaires. Cette perturbation engendre alors une illusion d'allongement du muscle. Par exemple, si un sujet a les yeux fermés et que les vibrations sont appliquées aux muscles de la jambe, cela entraîne un déséquilibre postural. Autrement dit, les informations provenant des FNM ont un rôle important sur le contrôle postural.

Le système extéroceptif du pied est l'organe sensoriel primaire de l'équilibration. À l'aide de multiples nerfs qui innervent la voute plantaire, il informe le système postural sur la géométrie de la zone d'appui au sol du corps et également sur les caractéristiques de la force de réaction qui s'exerce sur cette zone. Cette partie distale de la jambe est aussi pourvue de nombreux récepteurs sensoriels à différents niveaux, comme vu précédemment (cutanés, articulaires, tendineux et musculaires). (45) La stabilité neuromusculaire d'une articulation dépend principalement de la tension qui est développée par les muscles péri-articulaires. L'augmentation de la tension musculaire va accroître la coaptation des surfaces articulaires et ainsi améliorer la stabilité de l'articulation mise en jeu. C'est-à-dire que la stabilité active de la cheville est alors intimement liée à la proprioception.

Il y a 2 mécanismes explicatifs de la régulation posturale qui agissent sur le tonus des muscles péri-articulaires :

- Le feed back est une boucle de rétrocontrôle postural ayant un rôle dans le contrôle postural et dans la motricité. L'hypothèse de Freeman (1965), reprise par J. Delplace et J. Castaing (1996), s'accorde sur l'existence de différents mécanorécepteurs au niveau de la capsule articulaire, du ligament et du muscle. Ils provoquent une intégration corticale des signaux destinés à protéger l'articulation de situation à risque. Le contrôle de l'équilibre pseudo-statique et dynamique se fait, par les

systèmes visuels et vestibulaires, en modulant la position de la tête et ses mouvements mais aussi pas les informations proprioceptives.

- Le feed forward est un phénomène d'anticipation sollicitant un programme neuromoteur postural ou gestuel d'origine centrale acquis au cours des activités quotidiennes, professionnelles et sportives.

Les mécanismes de feed back et de feed forward agissent en synergie dans le but de maintenir l'équilibre et la posture de l'Homme. (Annexe IV.c et IV.d)

Dans une revue de la littérature, M. Santello (2015) souligne l'existence d'une pré-activation musculaire au niveau de la cheville avant l'impact au sol lors d'un saut ou d'une chute. Elle dépend de la hauteur entre le sol et l'articulation même si son ajustement d'apparition varie peu (100 à 120 ms avant l'impact). C'est J.L. Thonnard (1988) qui est le premier à parler de la pré-activation et de son importance. Le SNC développe 2 stratégies de protection articulaire efficaces au niveau de la cheville :

- La pro-activation fibulaire : est une activation anticipée des muscles fibulaires dans différentes activités. Lors de l'attaque du talon au sol, ce phénomène permet de stabiliser l'arrière-pied sans dénaturer le pattern de marche. Il permet de réduire le temps de réaction fibulaire et le délai DEM. Cependant, en cas de déstabilisation important, la pro-activation ne sera pas suffisante pour éviter l'inversion. (28)
- La stratégie de délestage : est un allègement furtif pour diminuer la mise en charge sur le membre concerné grâce à une triple flexion du membre inférieur. Cette réaction posturale permet de retarder la mise en charge maximale sur la cheville. (48)

#### **1.4.2. Le lien entre le contrôle postural et l'instabilité chronique de cheville**

De nombreuses études et revues récentes ont fourni des renseignements importants soulignant l'existence de multiples déficits mécaniques, neuromusculaires et fonctionnels qui peuvent apparaître lors d'une ICC. (49)

Ces dernières années, les recherches ont d'abord tenté d'éclaircir le lien entre une entorse latérale de cheville et un déficit du contrôle postural. L'investigation de P.O. McKeon et J. Hertel (50) et la méta-analyse de E.A. Wikstrom (36) s'accordent sur l'idée qu'un déficit du contrôle postural est probablement associé à un risque accru d'entorse aiguë de cheville. Ils ont fourni des preuves convaincantes sur le fait que le membre impliqué par cette blessure présente des déficits stabilométriques quantifiables (amplitude médio-latérale et antéro-postérieure du centre de pression, vitesse du centre de pression, surface du centre de pression, etc.). De plus, il est apparu en comparant avec un groupe témoin, que le déficit

était aussi présent au niveau du membre non impliqué. Ces résultats fournissent des preuves solides comme quoi l'équilibration est bilatéralement altérée après une entorse latérale de la cheville. Les auteurs soumettent l'idée que le membre non impliqué ne doit pas être utilisé comme référence de stabilité après cette blessure et ce travail devra se faire sur les 2 membres. En notant que les études sélectionnées présentaient un nombre important de méthodes et d'outils de mesure ainsi qu'un échantillon diversifié de gravité d'entorse. L'objectif de cette recherche était de comprendre si un contrôle postural précaire accroît le risque d'entorse ou bien s'il est altéré après ce traumatisme. Cependant, les résultats finaux n'ont pas permis d'identifier quel phénomène entraîne l'autre. D'après cette constatation, l'hypothèse fondamentale de Freeman, où une lésion des mécanorécepteurs ligamentaires cause des déficits du contrôle neuromusculaire, ne peut à elle seule expliquer le déficit de contrôle postural. L'inhibition de la stabilisation active neuromusculaire apporte une information supplémentaire sur les mécanismes à l'origine des conséquences de cette blessure.

De la même manière, ils se sont interrogés pour savoir si le contrôle postural était affecté chez les personnes souffrant d'ICC. Bien que l'ICC ait été censé être associée à un contrôle postural affecté, ces altérations n'ont pas été détectées de manière cohérente avec l'utilisation de mesures instrumentées traditionnelles. L'hypothèse évoquée dans la littérature est le manque de sensibilité de ces mesures pour détecter les différences de contrôle postural associées à l'ICC. Les preuves manquent pour évaluer la réduction du risque d'entorses récidivantes et ne sont pas concluantes pour démontrer l'amélioration des mesures de contrôle posturale instrumentées chez les personnes souffrant d'ICC après 6 semaines d'entraînement. (51) Les résultats trouvés sur le membre non impliqué n'ont pas été identifiés dans le contexte d'ICC. Leurs conclusions mettent en évidence des changements du SNC se produisant après un tel traumatisme de la cheville et suggèrent qu'ils pourraient être la cause sous-jacente d'une ICC. Déjà en 1994 (52), des analyses avaient révélé que le modèle d'activation musculaire chez les sujets ayant une atteinte unilatérale présentait également une atteinte controlatérale ceci diffère nettement des sujets sains qui ne présentent aucune altération. Ils expliquent que des changements semblaient se produire à la fois sur le côté blessé et le côté sain. Une lésion localisée dans une articulation distale influencerait sur la fonction des muscles proximaux. Depuis, la littérature est composée d'études mettant en lumière de multiples atteintes du contrôle moteur chez le sujet souffrant d'ICC. R.S. McCann et coll. (53) ont montré un déficit du contrôle dynamique de la posture (SEBT) et de la force des muscles de la hanche. Lors du cycle de marche, la cinématique de la cheville est modifiée ce qui pourrait expliquer des épisodes répétés de lésions d'inversion. (54) Même si les mécanismes exacts de ces modifications restent

inconnus, une explication plausible met l'accent sur une modulation du contrôle moteur modifié. (50)

Une étude en 2014 (55) a été menée dans le but d'objectiver les différences de contrôle postural entre des patients avec une ICC et des patients sains. L'expérience a regroupé plusieurs tests utilisés pour évaluer la stabilité. Cette étude différencie 2 types de tests : ceux mesurant la stabilité pseudo-statique et ceux quantifiant la stabilité dynamique. Parmi eux, il y aura des épreuves non instrumentées, sur une plateforme de force et des tests fonctionnels. Dans la logique de notre protocole expérimental, nous allons plus particulièrement nous intéresser à l'évaluation de la stabilité pseudo-statique. Les chercheurs ont utilisés les tests de Balance Error Scoring System (BESS), la posture de maintien sur une jambe (Time-in-Balance Test), la posture sur une jambe lorsqu'un pied se lève (Foot-Lift Test) et des mesures sur une plateforme de force sur une jambe. Ils en sont venus à la conclusion que certaines mesures étaient plus sensibles que d'autres pour identifier les individus qui possèdent un déficit de stabilité posturale. Il s'est avéré que les personnes atteintes d'ICC perdent le contact avec le sol ou le toucheront avec leur membre inférieur non portant plus souvent que celles sans antécédents. Quant aux résultats du BESS, ils sont plus mitigés et s'expliqueraient par la facilité d'exécution de la posture. Il semblerait que l'ensemble du test BESS n'a pas besoin d'être effectué et pourrait être simplifié. Sur la plateforme de force, il a été mesuré avec la position sur une jambe la vitesse du centre de pression (COPV), la zone rectangulaire du centre de pression (CORA) et l'évaluation spatio-temporelle. Les valeurs élevées du COPV corroborent avec celles trouvées dans des études précédentes chez les patients atteints d'ICC (vitesse antéro-postérieure du centre de pression en bipodal yeux ouverts et yeux fermés et vitesse médio-latérale yeux fermés). Les données du CORA n'ont pas révélé de déficit associé à l'ICC et cela est en accord avec les enquêtes précédentes. En ce qui concerne l'évaluation spatio-temporelle, les résultats préalables différaient suivant les études et les résultats n'ont pas été significatifs. Il a été montré que le contrôle de la stabilité pseudo-statique est aussi altéré en position bipodale chez les sujets atteints d'ICC. (56)

Les limitations de rééducation s'expliquent par un manque de connaissance des facteurs contribuant aux ICC. Très récemment, P.D. Thompson et coll., grâce à de précédentes études, ont tenté de répertorier et d'éclaircir le niveau d'implication de ces facteurs. L'enjeu est d'autant plus important puisque la preuve de la relation entre les traumatismes articulaires, aigus et récurrents, de la cheville et le développement de l'arthrose post-traumatique de cette articulation est de plus en plus fréquente. (57)

### ➤ L'équilibre dynamique

Le temps de stabilisation est un indicateur de l'équilibre dynamique mais une telle mesure est naturellement difficile à mettre en œuvre de façon routinière dans un contexte clinique. Le développement d'une mesure valide et simple qui reproduit cette tâche a le potentiel de traduire et d'améliorer la sensibilité de l'évaluation d'ICC, par exemple, le temps passé sur une seule jambe après un atterrissage. Il a été relevé un temps de stabilisation prolongé chez les sujets présentant une ICC.

### ➤ Le temps de réaction fibulaire

Déjà en 1995, l'étude de R. Lofventerg met en évidence une augmentation significative du temps de réaction des muscles long fibulaire et tibial antérieur après une entorse latérale de cheville. Le délai de réponse proprioceptif lors d'un déséquilibre de la cheville serait alors l'une des causes premières d'ICC.

De plus, de nombreuses études ont été faites depuis, et en faveur d'un lien entre l'instabilité articulaire et une faiblesse des muscles fibulaires même si aucun consensus n'a été admis. (58) Toutefois, d'autres recherches ne trouvent pas de différence significative pour la force des éverseurs chez des sujets sains et présentant une ICC. Cependant, la revue systématique suggère que les déficits de temps de réaction se produisent jusqu'à un seuil de 30° d'inversion après quoi l'activation du muscle est retardée. Ce constat est visible aussi bien chez les participants en bonne santé que chez ceux blessés. Cela expliquerait les différences de conclusion de ces études antérieures.

### ➤ L'équilibre pseudo-statique

Dans le but de quantifier l'équilibre pseudo-statique, diverses mesures du centre de pression (CP) sont utilisées. Les plus couramment employées sont la vitesse du CP, la surface du CP, la vitesse médio-latérale et antéro-postérieure du CP, l'amplitude médio-latérale et antéro-postérieure. Les études présentent une multitude de méthodes, de mesures, des critères d'ICC, ce qui peut donc amener à des conclusions disparates.

### ➤ La proprioception

Malgré l'identification de déficits sensoriels de la position articulaire statistiquement significatif, l'effet de troubles proprioceptifs ne serait que modéré. Outre le grand nombre d'études, cela serait dû à des mesures qui ne seraient pas suffisamment sensibles pour détecter le déficit. En effet, les méthodes actuelles utilisées ne reproduisent pas les conditions dans lesquelles se passe la blessure.

N. Forestier et coll. (59) sont partis d'un constat où la rééducation de cheville se faisait sur des appareils instables (mousse ou plateaux instables). Malgré des améliorations de l'équilibre, il semblait que cela n'était pas dû à une augmentation de l'acuité proprioceptive. Ils se sont basés sur les travaux effectués par Y.P. Ivanenko et son équipe (60,61) qui démontraient que les signaux proprioceptifs des muscles de la cheville dépendaient de l'axe de déstabilisation. Sur ce constat, ils ont voulu vérifier si, contrairement aux surfaces instables non spécifiques, une surface instable spécifique (selon l'axe de Henke) permet de transmettre les signaux proprioceptifs musculaires de la cheville. Ainsi, cette surface est inspirée de l'axe fonctionnel de l'arrière pied. Cette déstabilisation a produit une sollicitation accrue des signaux proprioceptifs de la cheville en faveur d'autres muscles, comme par exemple les muscles du dos (paraspinaux).

## 1.5. Le dispositif Myolux®

Myolux® est un chausson biomécanique qui a été inventé par un masseur-kinésithérapeute français, P. Toschi. (Annexe V.a) Depuis 2003, le principe de ce dispositif déstabilisateur a attiré de nombreux masseur-kinésithérapeutes ainsi que des clubs sportifs (handball, basketball, volley, etc.). Il est indiqué aux personnes ayant subi une entorse de cheville afin d'éviter les récives, les individus présentant une ICC sont tout particulièrement concernés.

En reproduisant le mécanisme lésionnel de l'entorse, ce dispositif permet :

- D'optimiser le travail proprioceptif en ciblant les muscles fibulaires. Inversement aux outils de déstabilisation multidirectionnels classiques qui sollicitent l'ensemble des muscles périarticulaires, il permet une déstabilisation autour de l'axe physiologique d'articulation sub-talaire (axe de Henke). Ce mécanisme sollicite sélectivement les muscles fibulaires et optimise le fonctionnement de la boucle sensori-motrice.
- D'optimiser le renforcement musculaire des fibulaires. Il permet un travail concentrique et excentrique nécessaire au renforcement des éverseurs.
- De prendre en compte la dimension centrale du mouvement. En effet, la possibilité de pouvoir travailler en locomotion (marche, course, saut, changement de direction, etc.) autorise une action efficace de reprogrammation neuromusculaire. Les sujets équipés du chausson biomécanique sont déstabilisés dans des conditions proches du mécanisme lésionnel en termes de trajectoire (autour de l'axe de Henke) et de pics de vitesse d'inversion. De ce fait, le SNC croit réellement au risque traumatique et développe des stratégies de protection articulaire efficaces telle que la pro-activation des fibulaires. (62)

Au cours de la blessure, le contrôle de l'articulation est assuré de manière active par les muscles fibulaires, et également, par l'intermédiaire de structures passives telles que les systèmes capsulo-ligamentaires collatéral latéral et sous-talien. La mise en jeu spécifique de ces structures par un support déstabilisant, en rotation autour de l'axe de Henke, ciblerait précisément les informations proprioceptives de la cheville et non, comme pour les plans instables multidirectionnels (plateau de Freeman ou de Castaing), à redistribuer ces informations aux autres articulations sus-jacentes. Les inventeurs du chausson Myolux® se sont appuyés sur ce constat pour développer ce dispositif. Il est possible de l'utiliser sans dénaturer le pattern de marche et en toute sécurité, il peut aussi bien être utilisé en statique qu'en dynamique.

Dans l'étude de N. Forestier et P. Toschi (2005), il est démontré que lors de la marche avec le chausson déstabilisant, il y a une activation anticipée (77 ms) des fibulaires par rapport à la marche normale (Annexe V.b). Une telle pré-activation permet de réduire le TRP et le DEM. Cette étude a permis la validation du dispositif quant à son travail spécifique des muscles fibulaires. (28) Plus récemment, une recherche a montré qu'une latence des muscles fibulaires et un DEM retardé existait chez les sujets souffrant d'ICC. (63)

Le travail de N. Forestier et coll. (64) avait comme objectif de mesurer, pour une tâche d'équilibre postural, la présence des informations proprioceptives originaires de la cheville en fonction de l'outil déstabilisant : stable, instable non-spécifique (mousse) et instable spécifique (Myolux®). Les résultats mettent clairement en évidence qu'un support instable spécifique génère des informations proprioceptives supérieures aux autres situations. De plus, l'activité au sein des muscles fibulaires a été comparé à celui du muscle tibial antérieur, avec comme résultat une activation plus importante. Les résultats obtenus permettent de démontrer qu'il est possible de créer des conditions capables d'augmenter sélectivement le travail des éverseurs, tout en maintenant l'action prédominante du SNC aux signaux proprioceptifs de la cheville. Un axe de déstabilisation spécifique associé à des possibilités d'ancrage métatarsien permettant de générer des forces de compression au sol semble être des conditions optimales pour le renforcement de la boucle sensori-motrice de la cheville.

Depuis sa création, des études ont été faite pour voir l'intérêt du dispositif, tant dans le préventif que dans le curatif des entorses latérales de cheville et les ICC. Les chercheurs ont évalué différents aspects tels que la force ou l'activation musculaire, la stabilité, par exemple pour affirmer ou infirmer leurs hypothèses de départ. Les modalités d'évaluations sont très variées : isocinétisme, électromyographie, suivi longitudinal (récidive et sentiment d'instabilité), tests (BESS, Y-Balance Test dérivé du SEBT, saut à une jambe, etc). Pourtant certains paramètres restent encore à clarifier pour comprendre les déficiences de cette lésion et les répercussions éventuelles.

## 1.6. Problématique

La forte prévalence des entorses de cheville dans la population pratiquant une activité physique est un réel enjeu de santé publique. La littérature et les recherches ont révélé que la prise en charge de cette blessure est très souvent inadaptée, voir absente. À long terme, cela va engendrer des conséquences néfastes, parmi elles, l'ICC est le risque majeur. Bien que les mécanismes contribuant à l'ICC ne soient pas encore clairement définis, de nombreuses publications scientifiques amènent des premiers éléments de réponse. Le déficit du contrôle postural a été identifié comme un marqueur de l'ICC. Le dispositif Myolux® a été spécialement pensé et conçu pour répondre à la problématique de récurrence d'entorse. Il permet de réaliser des exercices de proprioception et de renforcement musculaire en sollicitant la mécanique sub-talaire.

### **Chez le patient souffrant d'instabilité chronique de cheville, est-il pertinent d'utiliser le dispositif Myolux® pour améliorer le contrôle postural ?**

L'objectif de cette étude expérimental est de déterminer les effets d'un programme de réadaptation sur le contrôle postural chez des patients souffrant d'instabilité de cheville.

Les hypothèses sont les suivantes :

- L'amélioration du contrôle postural via la diminution de la vitesse moyenne du centre de pression, de sa surface et de son amplitude d'oscillation à l'issue des séances en condition bipodal, unipodal du côté atteint et unipodal du côté non atteint.
- L'augmentation du score des échelles évaluant les activités de la vie quotidienne et de l'activité sportive.

## 2. Matériel et méthode

---

### 2.1. Objectif de l'étude

Cette étude propose de mesurer des paramètres stabilométriques chez des sujets souffrant d'ICC lors d'une réadaptation avec un dispositif connecté spécialement conçu pour la rééducation de cheville, le chausson Medik Evolution®. L'objectif principal est d'évaluer l'efficacité d'un protocole de réadaptation avec le dispositif Myolux Medik Evolution® dans la prise en charge thérapeutique de l'ICC. L'objectif secondaire est d'évaluer l'impact de ce traitement sur la qualité de vie du patient.

C'est une étude expérimentale, interventionnelle, contrôlée et randomisée.

### 2.2. Population

Un total de 13 sujets âgés de 19 à 24 ans, féminins et masculins, participent à l'étude. Les personnes sont actives sur le plan sportif et sont considérés comme étant des athlètes non professionnels qui pratiquent entre 2 et 8 heures d'activité physique hebdomadaire. L'ensemble de la population est composé de 6 femmes et de 7 hommes avec une tranche d'âge qui s'étend de 19 à 24 ans (Moyenne  $\pm$  Ecart-type ;  $21,85 \pm 1,68$ ). La taille moyenne de cet échantillon est de 171,38 cm et le poids moyen est de 66,46 kg. Sur l'ensemble des chevilles atteintes, la répartition est de 10 chevilles droites et 3 chevilles gauches. Les participants sont divisés en 2 groupes : un groupe intervention qui suivra un protocole de réadaptation avec Myolux Medik Evolution® et un groupe contrôle qui ne sera pas soumis à un protocole de réadaptation.

Les participants ont été recrutés au sein de l'Institut Limousin de Formation aux Métiers de la Réadaptation (ILFOMER), de l'Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie de la Croix-Rouge Française à Limoges et au sein d'un cabinet libéral à Rilhac-Rancon. Le consentement éclairé des sujets est obtenu par écrit lors de l'inclusion.

#### Les critères d'inclusion :

- Avoir au moins subi une entorse grave de la cheville.
- Posséder une cheville qui « cède », définit comme l'apparition régulière d'épisodes incontrôlés et imprévisibles d'inversion excessive de l'arrière pied qui ne donne pas lieu à une entorse latérale de cheville et/ou avoir des entorses récurrentes, 2 ou plusieurs entorses à la même cheville et/ou « sentiment d'instabilité », c'est la

situation dans laquelle lors des activités de tous les jours et des activités sportives, le sujet estime que l'articulation de la cheville est instable et est généralement associée à la peur d'une récurrence d'entorse.

- Pratiquer une activité physique entre 2 et 8 heures par semaine.
- Avoir entre 18 et 35 ans.

#### Les critères d'exclusion :

- Antécédents de pathologies musculo-squelettiques non opérées des membres inférieurs (rupture du ligament croisé antérieur et/ou postérieur, entorse de cheville bilatérale, syndrome du carrefour postérieur de la cheville, rupture du tendon d'Achille).
- Antécédents d'interventions chirurgicales des structures musculo-squelettiques des membres inférieurs.
- Antécédents de fractures des extrémités inférieures du tibia et/ou de la fibula et/ou du pied.
- Les sujets souffrant de toutes déficiences concernant l'appareil vestibulaire et visuel pouvant affecter la performance posturale.
- Les participants n'ayant pas réalisé les 2 bilans ou les 6 séances de réadaptation.

### **2.3. Protocole expérimental**

L'ensemble des participants des groupes intervention et contrôle réalise 2 sessions de test posturographique : avant (bilan initial) et après (bilan final), sur une période de 4 semaines. Le bilan initial et le bilan final ont été effectués au minimum à 1 jour d'une activité sportive pour les 2 groupes de participants. Pour le groupe intervention, le bilan final a été effectué 3 à 7 jours après la dernière séance de réadaptation. Les mesures posturographiques sont recueillies selon 6 conditions réalisées de façon aléatoire : (i) station bipodale avec les yeux ouverts, (ii) station bipodale avec les yeux fermés, (iii) station unipodale du côté affecté avec les yeux ouverts, (iv) station unipodale du côté affecté avec les yeux fermés, (v) station unipodale côté non affecté avec les yeux ouverts et (vi) station unipodale côté non affecté avec les yeux fermés. Pour l'ensemble des conditions, les participants avaient pour consigne d'effectuer les essais les pieds nus, avec les bras le long du corps, les jambes tendues en condition bipodale, la jambe de support tendue et la jambe libre fléchie (le gros orteil placé au niveau de la malléole de la jambe de support) en condition unipodale. Ils devaient fixer un repère se trouvant à hauteur des yeux sur un mur à

1m50 de la plateforme. Pour la position bipodale, des calles positionnaient les pieds de façon identique entre les personnes avec un angle dans le plan sagittal de 30°. Pour la position unipodale, une calle a été utilisée pour placer l'arrière du talon du sujet et le gros orteil en direction d'un repère fixe se trouvant sur la plateforme. Chaque essai a été réalisé sur une durée de 30 secondes. Les participants recevaient la consigne de se tenir aussi stable que possible et de garder le silence durant la collecte des données. Lors de la tâche unipodale, l'enregistrement des données est recueilli sur une durée de 30 secondes ou est interrompu dès lors que le participant utilise un deuxième appui (pied posé par terre ou main posée sur une chaise). Seuls les essais ayant une durée de 30 secondes sont retenus pour l'analyse. À l'issue des tests stabilométriques, l'échelle auto-déclarée Foot and Ankle Ability Measure (FAAM) et la sous échelle FAAM-Sport sont envoyés par email et sont remplis en ligne dans un délai de 1 jour. (Annexe VI) Entre les 2 sessions de test, le groupe intervention réalise 6 séances de réadaptation, en plus de leur activité sportive, et le groupe contrôle réalise son activité sportive normalement. (Figure 1)

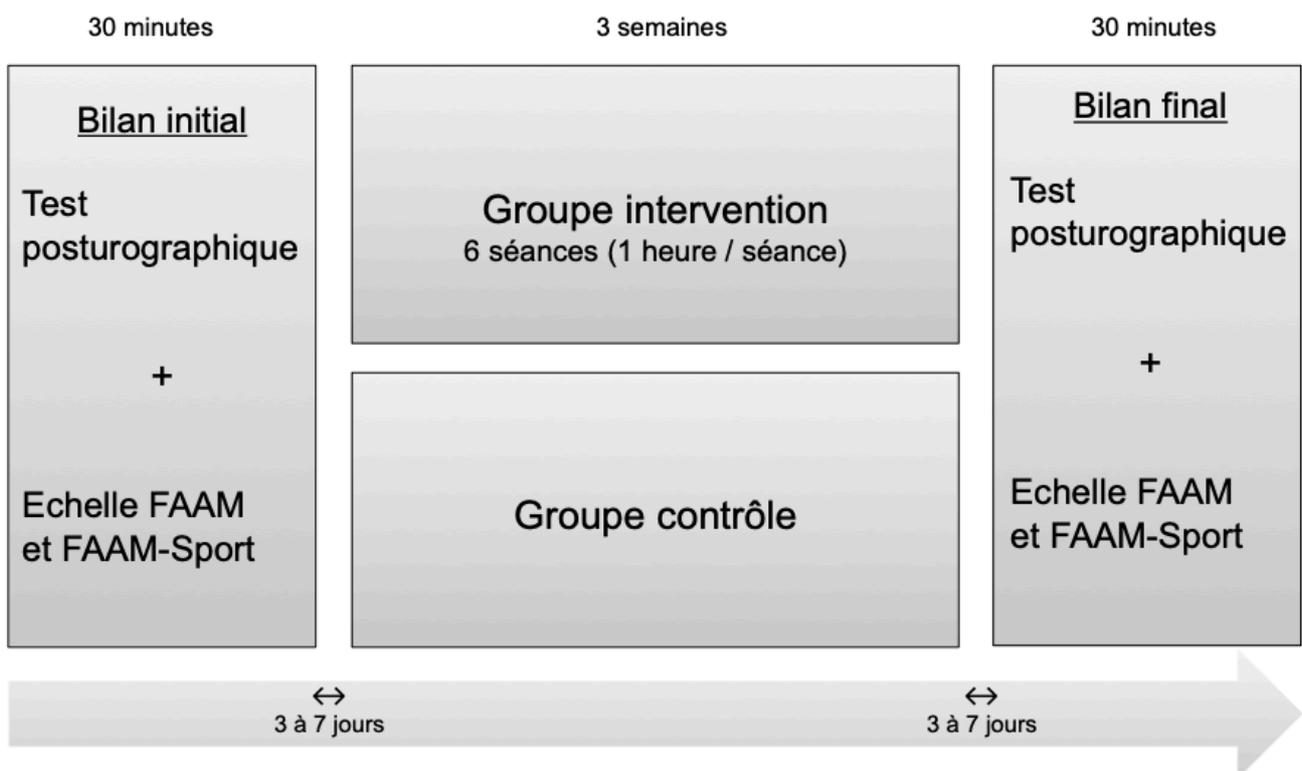


Figure 1. Protocole expérimental pour le groupe intervention et le groupe contrôle. Les tests posturographiques et les échelles FAAM et FAAM-Sport sont réalisés avant et après une période de 3 semaines.

## 2.4. Intervention

Le nombre de séance de réadaptation est fixé à 6 séances à raison de 2 par semaine respectant les recommandations de l'HAS (65). La durée de chaque séance est de 1 heure. Une phase d'échauffement des membres inférieurs est incluse dans chaque séance. Tous les exercices ont été exécutés avec le port des chaussons Myolux Medik Evolution® aux pieds. Ils suivent 3 axes de réadaptation :

- Le premier axe est la proprioception avec pour objectif un travail spécifique de la cheville autour de son axe physiologique (axe de Henke). Le patient travaille le repositionnement de sa cheville dans l'espace. Il lui est demandé d'effectuer un mouvement d'éversion (Figure 2) ou d'inversion (Figure 3), de manière aléatoire, à une amplitude donnée à l'aide d'un feedback visuel se trouvant sur la tablette. Il doit ensuite reproduire le même mouvement dans la même amplitude sans le feedback visuel. Par la suite, le sujet fait un exercice de mobilisation de la mécanique sous-talienne où l'avant-pied doit rester fixe et l'arrière-pied doit se déplacer dans différentes amplitudes. Il travaille aussi de manière fonctionnelle en maintenant la station pseudo-statique dans une zone de tolérance.
- Le second axe est le renforcement musculaire en sollicitant, de manière isolée, un ou plusieurs groupes musculaires synergiques tout en appliquant une charge fonctionnelle. Un des exercices est une contraction concentrique des muscles fibulaires. Le sujet doit aller de la position d'inversion à celle d'éversion un maximum de fois en 60 secondes. Un autre exercice consiste à partir de l'éversion jusqu'à l'inversion en contrôlant à vitesse lente. Autrement dit, c'est un exercice de contraction excentrique des muscles fibulaires. Un renforcement fonctionnel est proposé où il y a une alternance de contractions concentrique et excentrique pour se maintenir dans la zone de tolérance grâce à un feedback visuel.
- Le troisième axe de travail est la locomotion où le patient réalise différentes conditions de marche qu'il peut rencontrer lors de sa vie quotidienne ou de son activité sportive. Les séances suivent une logique de progression, d'assis à debout, de bipodal à unipodal, de la position stable du chausson à la position instable, des yeux ouverts aux yeux fermés et ajout d'une double tâche. (Annexe VII)



Figure 2. Illustration de la position d'éversion ou position haute de profil (à gauche) et de face (à droite) (66). L'avant-pied est décollé du sol et le poids du corps est appliqué sur l'arrière-pied.



Figure 3. Illustration de la position d'inversion ou position basse de profil (à gauche) et de face (à droite) (66). La tête du 5<sup>ème</sup> métatarse est en contact avec le sol.

## 2.5. Matériel

L'équilibre postural est évalué à partir de paramètres stabilométriques obtenus via la plateforme de force Win-Posturo (Stabilotest, TechnoConcept, Cereste, France). Cet outil est composé de 3 capteurs de force qui permettent d'obtenir les coordonnées du point de l'application de la résultante de la force de réaction au sol appelé centre de pression (CP). Le déplacement du CP a été échantillonné avec une fréquence de 40 Hz. Le recueil de données a été effectué à partir du logiciel utilisé est Winposture (NV Software).

Le dispositif utilisé (Myolux Medik Evolution®, Cevres Santé, Savoie Technolac, France) est un chausson biomécanique équipé d'un articulateur positionné sous l'arrière-pied (Annexe V.c et V.d) et qui reproduit la mécanique sous-talienne, selon l'axe lésionnel de l'entorse de la cheville, axe de Henke (Annexe V, Figure 16). La position de la cheville est montrée en temps réel grâce à une centrale inertielle positionnée au niveau de l'arrière-pied. Le Myolux Medik Evolution® est un dispositif connecté avec communication Bluetooth établi entre le dispositif et une application sur la tablette informatique. L'application propose 6 exercices : 3 sur le versant proprioceptif et 3 sur le versant musculaire, avec la possibilité de s'entraîner et de se tester pour chacun d'entre eux. Les 6 exercices ont été utilisés lors de l'entraînement pour le groupe intervention. (Annexe VI)

Les échelles, FAAM et FAAM-Sport, utilisées sont des échelles validées en version française et permettent de détecter les déficits fonctionnels liés à l'ICC. (67,68) L'échelle Foot and Ankle Ability Measure (FAAM, Annexe I.1.) et la sous échelle sport (FAAM-Sport, Annexe I.2.) sont des instruments de mesure auto-déclarés de la capacité du pied et de la cheville, les résultats sont spécifiques à une région et non spécifiques à une maladie.

## **2.6. Analyse des données**

La variable principale :

La variable principale étudiée sera la vitesse moyenne du CP. (69)

Les variables secondaires :

Les paramètres secondairement analysés seront :

- La surface d'oscillation du CP. (69)
- L'amplitude de l'oscillation du CP antéro-postérieure (AP) et médio-latérale (ML). (69)
- Les scores des échelles FAAM et FAAM-Sport. (49)

## 2.7. Analyse statistique

L'ensemble des données a été analysé à partir du logiciel SigmaStat (SigmaStat 3.5, Systat Software, Inc.). Une différence significative a été fixée à une valeur seuil de  $p \leq 0,05$ . Toutes les données sont présentées à partir de la moyenne et de l'écart-type dans les tableaux et les figures.

Afin de déterminer les effets du programme de réadaptation pour le groupe intervention, les paramètres posturographiques ont été comparés, entre et avant l'intervention pour les conditions bipodal, unipodal du côté atteint et unipodal du côté non atteint. Pour ces paramètres stabilométriques (vitesse moyenne du CP, surface d'oscillation du CP, amplitude d'oscillation antéro-postérieure et médio-latérale du CP), le test de Student a été utilisé pour les données suivant la loi normale et le test de Wilcoxon pour ceux ne suivant pas la loi normale. Pour le groupe contrôle, le nombre de sujets ( $n = 4$ ) n'étant pas assez important nous n'avons pas fait d'analyse statistique.

### 3. Résultats

#### 3.1. Caractéristiques de participants

Toutes les étapes du recrutement des participants sont illustrées dans le diagramme de flux (Figure 4). Le groupe intervention était composé de 9 sujets, 4 femmes et 5 hommes. Ils été âgés de 19 à 24 ans (Moyenne  $\pm$  Ecart-type ;  $21,78 \pm 1,72$ ). Dans ce groupe, la taille moyenne était de 171,9 cm et le poids moyen était de 67,44 kg. Nous dénombrions 6 chevilles droites et 3 chevilles gauches atteintes. (Tableau 2)

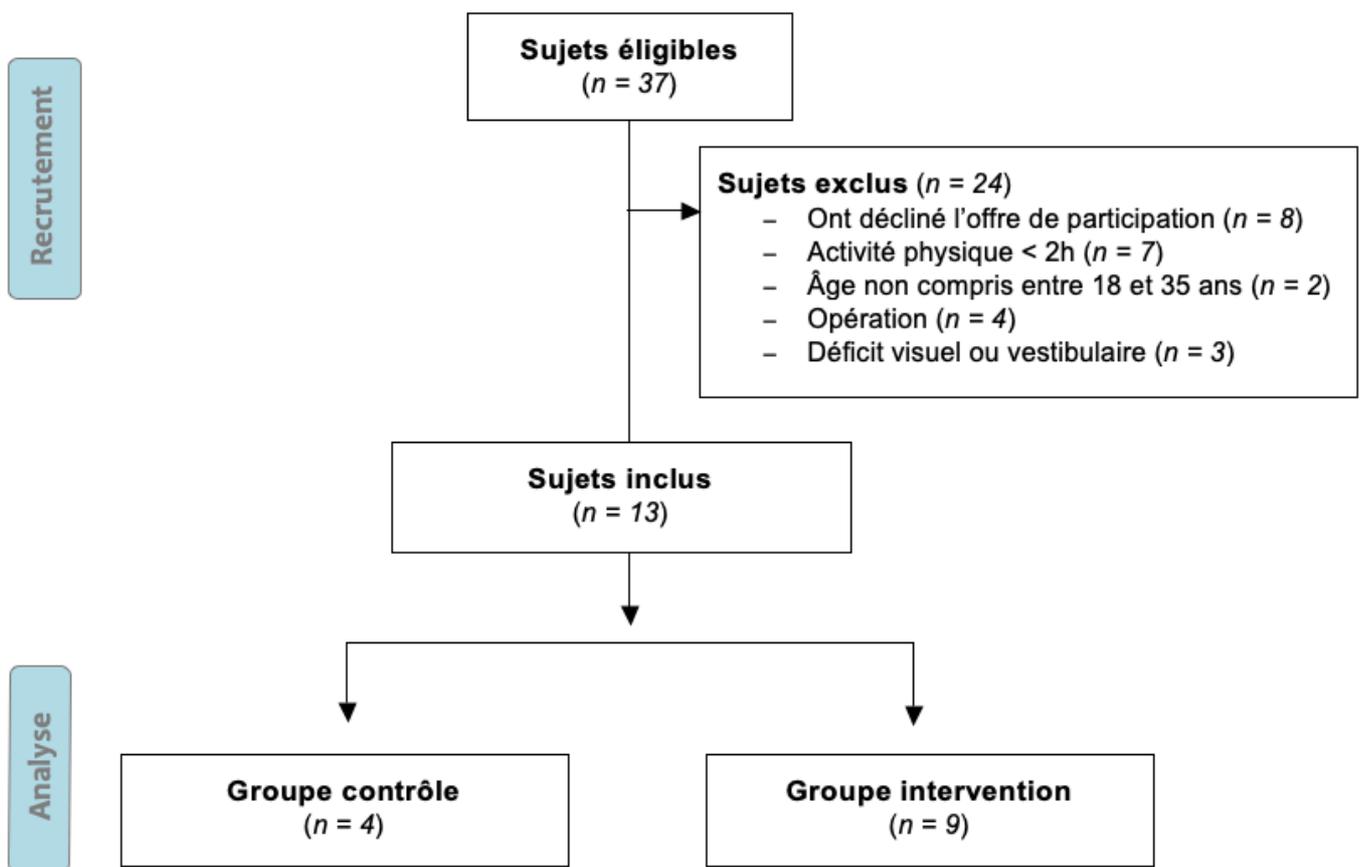


Figure 4. Diagramme de flux décrivant les étapes du recrutement des sujets.

Tableau 2. Caractéristiques cliniques des participants.

Paramètres	Groupe intervention
Sujets	9
Sexe	4 femmes, 5 hommes
Âge (années)	21,8 ± 1,7
Taille (cm)	171,9 ± 8,3
Poids (kg)	67,4 ± 7,4
Chevilles	6 droites, 3 gauches

### 3.2. Données de la condition bipodale

L'ensemble des données est présenté dans le tableau 3. Après les séances de réadaptation, les résultats n'indiquent aucune différence significative de la vitesse moyenne du CP avec les yeux ouverts ( $p = 0,135$ ) ou fermés ( $p = 0,370$ ). Nos résultats mettent en évidence une diminution significative de la surface d'oscillation en condition yeux ouverts ( $p = 0,027$ ), alors qu'aucune différence significative n'a été montrée en condition yeux fermés ( $p = 0,309$ ) (Figure 5). Les résultats de l'amplitude d'oscillation ML du CP n'indiquent pas de différence significative en condition yeux ouverts ( $p = 0,377$ ) et yeux fermés ( $p = 0,492$ ). Nos résultats révèlent une diminution significative de l'amplitude d'oscillation AP avec les yeux ouverts ( $p = 0,027$ ) alors qu'il n'y a pas cet effet significatif pour l'amplitude AP après le programme de réadaptation avec les yeux fermés ( $p = 0,270$ ) (Figure 6).

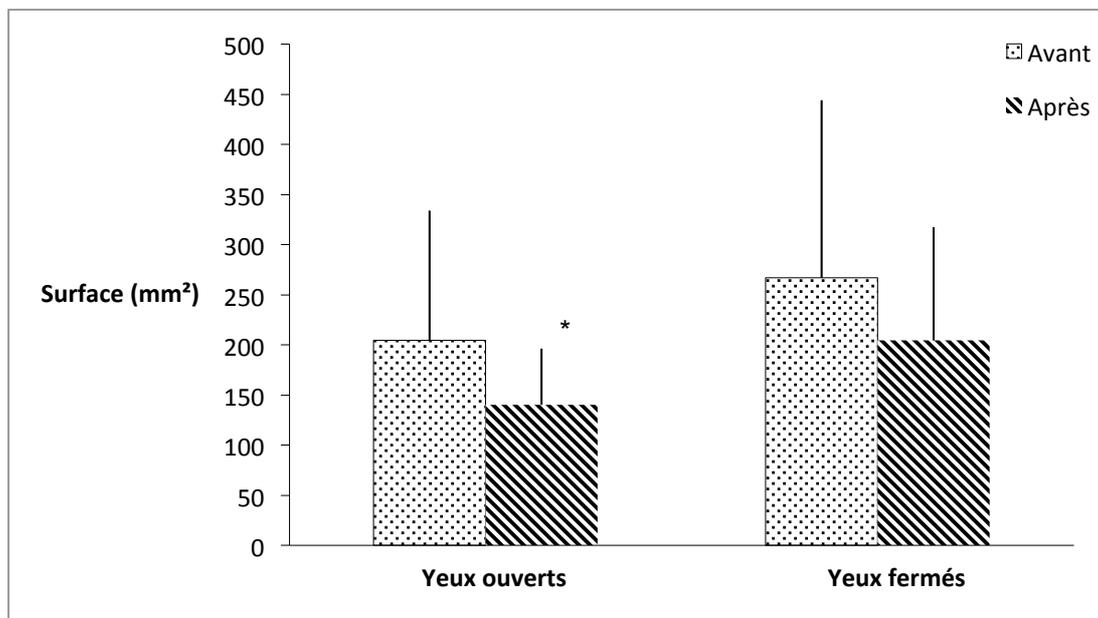


Figure 5. Surface d'oscillation du centre de pression en position bipodale dans les conditions yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF) avant et après le programme de réadaptation. \* Indique une différence statistiquement significative par rapport au test initial ( $p \leq 0,05$ ).

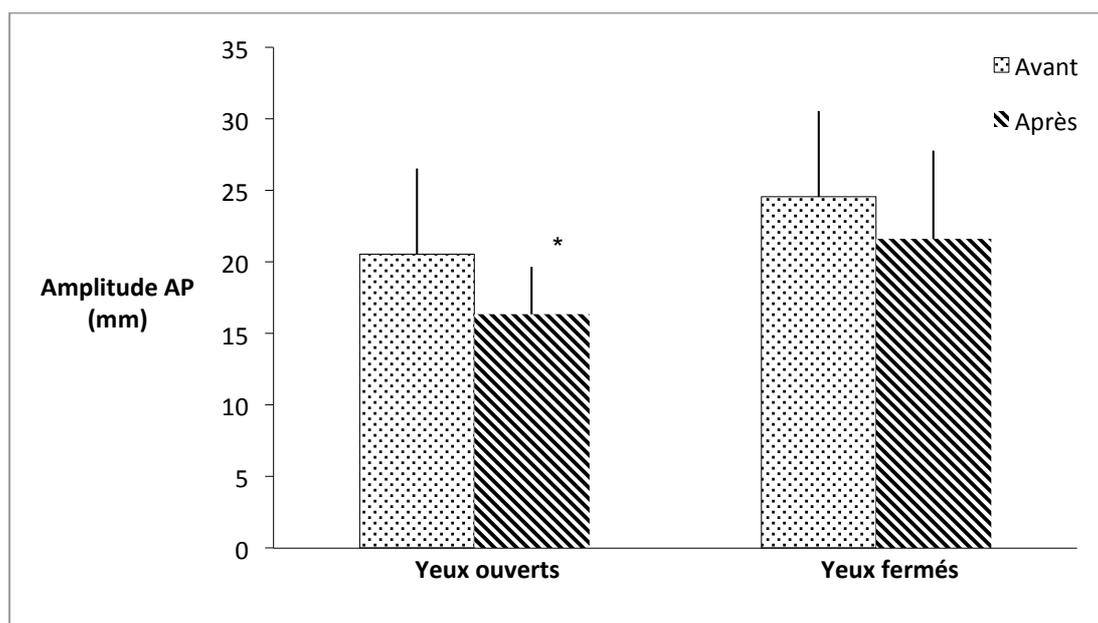


Figure 6. Amplitude d'oscillation antéro-postérieure (AP) du centre de pression en position bipodale dans les conditions yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF) avant et après le programme de réadaptation. \* Indique une différence statistiquement significative par rapport au test initial ( $p \leq 0,05$ ).

### 3.3. Données de la condition unipodale du côté atteint

À l'issue du programme de réadaptation, nos résultats de la vitesse du CP n'indiquent aucun changement significatif avec les yeux ouverts ( $p = 0,089$ ) et les yeux fermés ( $p = 0,108$ ). Nous observons une diminution significative de la surface d'oscillation avec les yeux fermés ( $p = 0,047$ ) mais pas avec les yeux ouverts ( $p = 0,728$ ) (Figure 7). Nos résultats ne montrent pas de différence significative de l'amplitude ML avec les yeux ouverts ( $p = 0,560$ ) et les yeux fermés ( $p = 0,908$ ). Nous constatons que pour l'amplitude AP aucune différence significative n'a été montrée avec les yeux ouverts ( $p = 0,435$ ). Par contre, les résultats de l'amplitude AP, avec les yeux fermés étaient significativement réduits ( $p = 0,009$ ) (Figure 8).

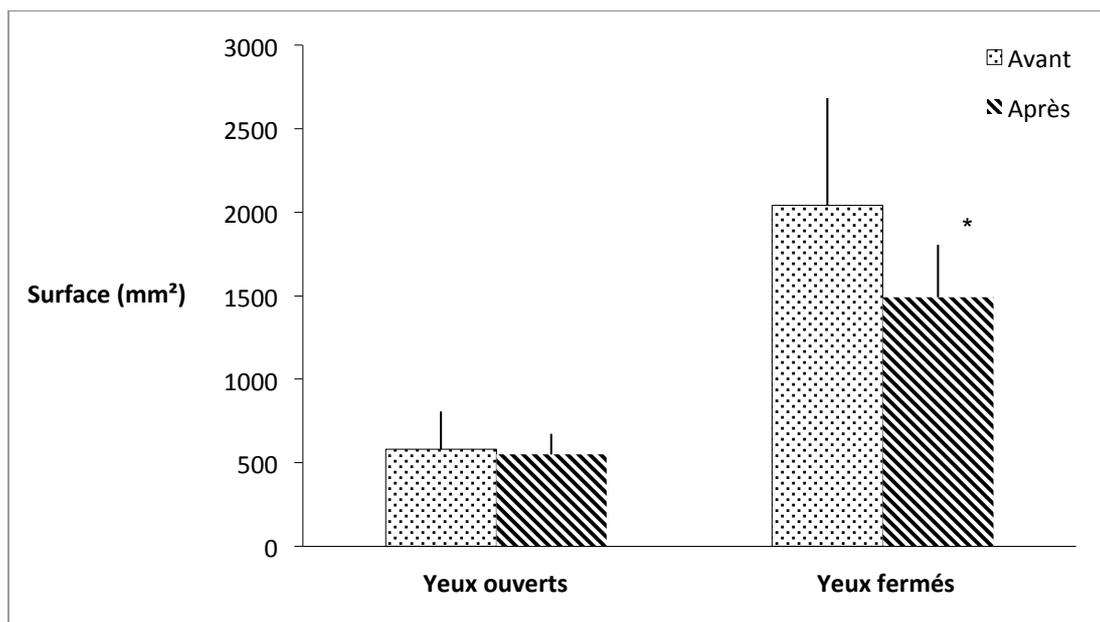


Figure 7. Surface d'oscillation du centre de pression en position unipodale du côté atteint dans les conditions yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF) avant et après le programme de réadaptation. \* Indique une différence statistiquement significative par rapport au test initial ( $p \leq 0,05$ ).

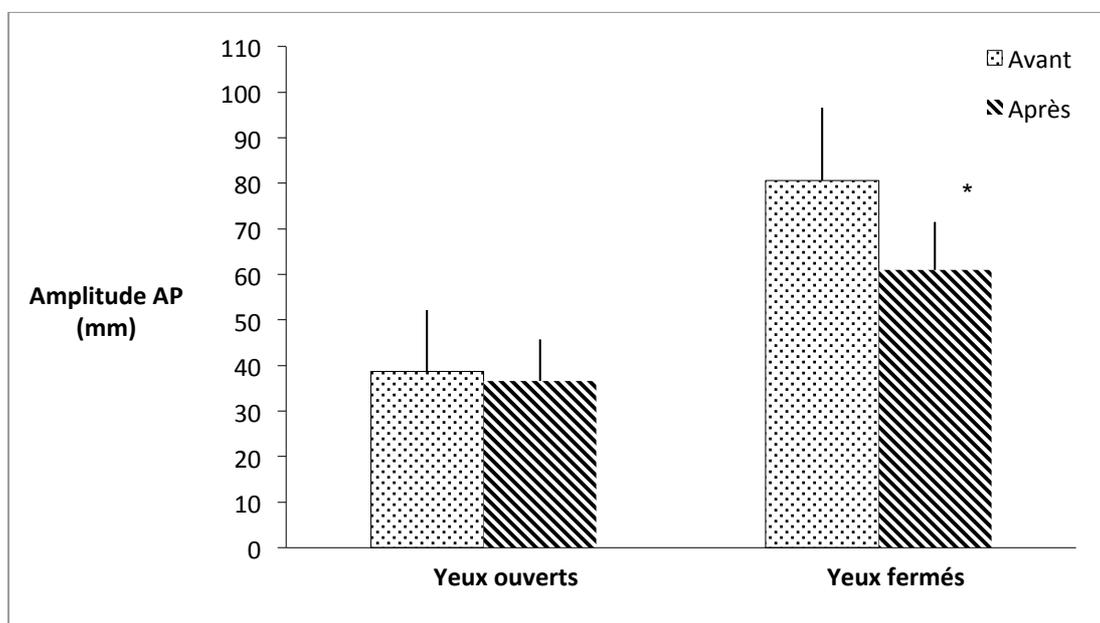


Figure 8. Amplitude d'oscillation antéro-postérieure (AP) du centre de pression en position unipodale du côté atteint dans les conditions yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF) avant et après le programme de réadaptation. \* Indique une différence statistiquement significative par rapport au test initial ( $p \leq 0,05$ ).

### 3.4. Données de la condition unipodale du côté non atteint

Nos résultats de la vitesse moyenne du CP n'indiquent pas de différence avec les yeux ouverts ( $p = 0,099$ ) et les yeux fermés ( $p = 0,659$ ). Nous observons que les résultats de la surface d'oscillation ne montrent pas de différence avec les yeux ouverts ( $p = 0,423$ ) ou les yeux fermés ( $p = 0,868$ ). Nos résultats concernant l'amplitude ML ne révèlent aucun changement significatif avec les yeux ouverts ( $p = 0,313$ ) et les yeux fermés ( $p = 0,433$ ). Nous constatons que pour les résultats de l'amplitude AP, aucune différence significative n'est indiquée avec les yeux ouverts ( $p = 0,570$ ) et les yeux fermés ( $p = 0,729$ ).

Tableau 3. Mesures posturographiques du groupe intervention avant et après le programme de réadaptation.

	Yeux ouverts		Yeux fermés	
	Avant	Après	Avant	Après
<b>Bipodal</b>				
Vitesse moyenne du CP (mm/s)	9,4 ± 1,9	8,5 ± 1,9	12,9 ± 3,6	11,9 ± 3,1
Surface du CP (mm <sup>2</sup> )	204,8 ± 129,2	140,2 ± 56,0 *	267,0 ± 176,9	204,5 ± 112,8
Amplitude ML (mm)	16,5 ± 4,5	15,2 ± 4,4	18,0 ± 6,6	16,5 ± 4,7
Amplitude AP (mm)	20,6 ± 6,0	16,4 ± 3,3 *	24,6 ± 6,0	21,6 ± 6,2
<b>Unipodal côté atteint</b>				
Vitesse moyenne du CP (mm/s)	39,2 ± 10,7	34,6 ± 5,3	81,9 ± 24,3	68,5 ± 17,5
Surface du CP (mm <sup>2</sup> )	579,8 ± 226,4	550,7 ± 121,4	1852,6 ± 546,0	1441,6 ± 272,6 *
Amplitude ML (mm)	29,6 ± 5,8	28,2 ± 3,1	45,0 ± 6,6	44,2 ± 6,6
Amplitude AP (mm)	38,8 ± 13,4	36,6 ± 9,0	77,5 ± 14,1	60,6 ± 9,2 *
<b>Unipodal côté non atteint</b>				
Vitesse moyenne du CP (mm/s)	40,4 ± 12,2	34,9 ± 6,6	71,5 ± 23,1	68,2 ± 17,7
Surface du CP (mm <sup>2</sup> )	704,8 ± 357,5	607,7 ± 184,7	1330,1 ± 433,4	1360,7 ± 445,2
Amplitude ML (mm)	31,1 ± 5,7	29,2 ± 2,4	43,4 ± 3,7	41,6 ± 3,0
Amplitude AP (mm)	40,2 ± 12,1	38,8 ± 6,9	55,6 ± 15,4	60,8 ± 16,5

Abréviations : CP, centre de pression ; ML, médio-latérale ; AP, antéro-postérieure.

\* Indique une différence statistiquement significative par rapport au test initial ( $p \leq 0,05$ ).

### 3.5. Données des échelles FAAM et FAAM-Sport

Tableau 4. Scores des échelles FAAM et FAAM-Sport (moyenne et écart-type).

Score	Groupe intervention	
	Avant	Après
FAAM (%)	94,3 ± 4,0	97,5 ± 3,2 *
FAAM-Sport (%)	79,9 ± 8,3	93,4 ± 5,1 *

Abréviations : FAAM, Foot and Ankle Ability Measure.

\* Indique une différence statistiquement significative par rapport au test initial ( $p \leq 0,05$ ).

Après 3 semaines de programme de réadaptation, nous avons observé une augmentation significative pour les scores du FAAM ( $p = 0,046$ ) et du FAAM-Sport ( $p = 0,007$ ). Les statistiques descriptives pour les scores des échelles sont présentées dans le tableau 4.

## 4. Discussion

---

Cette expérimentation avait comme objectif principal de déterminer les effets d'un programme de réadaptation sur le contrôle postural chez des patients souffrant d'instabilité chronique de cheville.

Malgré le faible nombre de sujet dans notre étude expérimentale, des tendances intéressantes ont été observées après l'analyse des résultats. À notre connaissance, il s'agit de la première expérimentation visant à montrer l'effet d'une réadaptation associant le renforcement musculaire, la proprioception et la locomotion avec le dispositif Myolux Medik Evolution® sur le déficit de contrôle postural chez des patients avec une instabilité chronique de cheville.

Alors que certains auteurs ont signalé des déficits de contrôle postural pseudo-statique en condition unipodale chez des sujets présentant une ICC (70–72), d'autres n'en ont rapporté aucun (73,74). Il y a de nombreuses raisons possibles à la disparité de ces résultats y compris la sensibilité des mesures ou la variabilité des protocoles de test posturographique (temps des essais, plateforme de force différente, paramètres de mesure différents, etc.).

### 4.1. Condition bipodale

En condition bipodale, nos résultats indiquent une diminution significative pour la surface d'oscillation ( $p = 0,027$ ) et l'amplitude d'oscillation AP ( $p = 0,027$ ) avec les yeux ouverts. Les amplitudes AP et ML sont en lien direct avec la surface d'oscillation, en effet, une moindre amplitude du CP sera liée avec une surface moins grande. De ce fait, les données de l'amplitude AP influeraient sur celles de la surface du CP. Nos résultats semblent donc cohérents puisque l'amplitude AP et la surface d'oscillation sont diminuées de façon significative. Grâce à nos exercices de proprioception, nous suggérons que la réduction du déficit du contrôle postural soit l'effet d'une amélioration de l'intégration des informations proprioceptives. Nous avons obtenu des résultats dans la direction AP et non ML. Ce phénomène s'explique car la direction ML est moins sollicitée que la direction AP lors du maintien de l'équilibre en condition bipodale. En effet, lors de la réadaptation, nous avons travaillé suivant l'axe physiologique de la cheville, qui se rapproche plus de la direction AP. Même si, nous avons effectué un travail des muscles fibulaires qui sollicitent l'articulation dans ces 2 plans, la répercussion a été majoritairement AP.

## 4.2. Condition unipodale

En condition unipodale du côté atteint yeux ouverts, nos résultats ne montrent aucun changement significatif quel que soit le paramètre étudié. Par ailleurs, nous constatons une diminution significative de la surface d'oscillation avec les yeux fermés ( $p = 0,047$ ) ainsi que pour l'amplitude AP ( $p = 0,009$ ). Nous observons que ce sont les mêmes paramètres modifiés qu'en bipodale mais dans des conditions visuelles différentes. La position unipodale ne demande pas les mêmes commandes que celle bipodale, le contrôle moteur est différent. Par conséquent, nous ne pouvons pas comparer ces 2 conditions d'exécution. Nous supposons que, si les résultats sont significatifs avec les yeux fermés et non avec les yeux ouverts, la vision compenserait le déficit de contrôle postural en condition unipodale. Nous rappelons que les récepteurs liés au contrôle postural sont ceux de la vision, vestibulaire, proprioceptif et extéroceptif. Dans cette expérimentation, nous ne provoquons pas de changement au niveau des récepteurs vestibulaires et extéroceptifs. Effectivement, sans les informations de la vision, la commande motrice, nécessaire au maintien de la stabilité, est augmentée. Alors, les informations proprioceptives sont les principales garantes de la stabilité posturale. L'étude de McKeon et coll. (75) ne constate pas de résultat significatif, en condition unipodale du côté atteint, pour la surface et l'amplitude d'oscillation aussi bien ML que AP, après un programme d'entraînement. Cette divergence de résultats peut s'expliquer par du matériel différent, des essais fait sur 10 secondes (contre 30 secondes pour les nôtres) bien que leur programme a été mené sur une période de 4 semaines. Cela peut aussi appuyer l'effet bénéfique de Myolux® comparé à d'autres types de rééducation de l'équilibre. L. Donovan et coll. (76) ont effectué une étude en comparant un programme de réadaptation avec un dispositif de déstabilisation spécifique (Myolux®) et un programme de déstabilisation non spécifique. Nos résultats corroborent avec les leurs concernant la diminution de la surface d'oscillation. K.M. Kim et coll. (77) ont montré que les sujets atteints d'ICC avaient une vitesse et une surface d'oscillation du CP supérieures à des sujets sains. Afin d'évaluer l'efficacité de notre programme, nos résultats pourraient être comparés à ceux de sujets sains.

En condition unipodale du côté non atteint, nos résultats suggèrent aucune amélioration des paramètres posturographiques mesurés. Ce phénomène s'expliquerait par un travail majoritairement axé du côté de la cheville lésée.

### **4.3. Echelles FAAM et FAAM-Sport**

Notre seconde hypothèse était une augmentation du score des échelles FAAM et FAAM-Sport. Les résultats ont montré une différence statistique qui indique l'efficacité du programme sur l'auto-évaluation du patient. Ces résultats vont dans le même sens que la littérature portant sur l'ICC. En effet, les chercheurs ont mis en évidence une amélioration de la fonction auto-déclarée de la cheville après des mobilisations articulaires (78), des exercices d'équilibre (75) et des étirements (78) ainsi que lors d'une association de ces interventions (76). De plus, les programmes proposés dans les études citées précédemment étaient sur 4 semaines alors que le nôtre a été fait sur 3 semaines. Nous avons obtenu des résultats significatifs même pour une période plus courte. Nous remarquons que les participants de notre étude avaient des scores initiaux plus élevés que ceux présents dans les recherches précédemment citées. Conjointement, nos résultats associés à ceux de la littérature appuient la mise en œuvre de programme de réadaptation en y incorporant le dispositif Myolux® pour améliorer la qualité de vie et la pratique sportive du patient. (76) Par ailleurs, la version du dispositif différait puisque dans l'étude citée, il s'agissait de la version non connectée or dans la nôtre nous disposions du modèle Myolux Medik Evolution® connecté. Pour le moment, aucune autre étude n'a mesuré l'évolution de cette échelle avec cette version du dispositif.

### **4.4. Pratique clinique**

L'investissement dans une plateforme de force et sa nécessité au quotidien ne correspond pas forcément à la pratique dans un cabinet libéral de masso-kinésithérapie. Mise à part pour les thérapeutes qui ont souhaité se spécialiser dans l'examen stabilométrique. Dans cette étude, la plateforme de force nous a permis d'obtenir des résultats objectifs. Pour intégrer l'évaluation de l'instabilité de la cheville, des tests fonctionnels ont été validés avec une bonne fiabilité, un faible coût et une réalisation aisée comme avec le SEBT ou sa version modifiée le Y balance Test. (41) Il en est de même pour le coût du matériel Myolux Medik Evolution®, mais il existe un modèle alternatif non-connecté et moins onéreux, le Myolux Soft®. Le dispositif n'est pas conçu pour faire des sauts ou courir avec les chaussons, ce qui aurait pu permettre de se rapprocher encore plus du contexte du mécanisme lésionnel.

En 2018, une étude en 2 parties (79,80) a tenté de déterminer si les protocoles d'équilibre et de renforcement des muscles de la cheville permettent d'améliorer le déficit de contrôle postural, de force et de performance. Les auteures ont conclu à une amélioration globale lors de ces 2 types d'entraînement. Il a été décrit que les personnes atteintes d'ICC craignent d'avantage d'être blessées de nouveau. Il serait bénéfique d'offrir une réadaptation au plus proche de l'activité physique pour diminuer leur peur de blessure. Il est alors conseillé que les protocoles de réadaptation incluent l'ensemble du membre inférieur et pas seulement la cheville. Lors de la marche, il a été montré une déviation latérale du CP sous chaque pied, chez les patients atteints d'ICC. Les auteurs ont mis en évidence une variabilité du temps d'activation des muscles moyen fessier et biceps fémoral du côté atteint. (81,82)

Une étude de la même année (83) a voulu identifier les différentes positions du CP ainsi que l'activité musculaire du long fibulaire et du tibial antérieur pendant la marche. Leurs résultats ont permis d'identifier une position inconstante du pied avant le contact initial et pendant la phase d'appui. Ces chercheurs ont trouvé la même activité musculaire que chez le groupe sain, mais avec une diminution chez le groupe atteint d'ICC. Ils s'interrogent sur cette modification musculaire pouvant être une réaction à une modification de la mécanique de la cheville ou un facteur contribuant aux entorses récidivantes. Le renforcement du muscle long fibulaire permet de corriger la position de la cheville, grâce à son action d'éversion, et de réduire potentiellement la localisation du CP. Ainsi, le schéma moteur placera le CP dans une moins grande fluctuation lors de la phase d'appui au sol. Pour l'application clinique, ils préconisent un travail ciblé de la marche par les thérapeutes. Ces récentes études mettent l'accent sur l'intérêt de l'utilisation du dispositif Myolux®, qui permet un travail spécifique de la cheville au niveau proprioceptif, renforcement et locomotion. Il serait intéressant d'évaluer l'efficacité de ce dispositif intégré à un programme complet de réadaptation de la cheville comme lors d'une prise en charge en cabinet.

La littérature scientifique a permis d'identifier différents éléments d'action pour prévenir les récurrences d'entorse : le déficit de contrôle postural, le TRP diminué (28), le déficit proprioceptif (62) et une faiblesse des abducteurs de hanche (53). Il existe également une altération de l'activité neuromusculaire dynamique (84) et une limitation de la flexion dorsale (85). Les études ont mis en évidence une insuffisance des muscles éverseurs de la cheville (86), bien qu'il n'y ait aucun consensus clair entre l'ICC et la faiblesse des éverseurs, et la procédure de référence, c'est-à-dire l'isocinétisme. Certains auteurs expliquent ce résultat par les conditions de test qui ne correspondent pas au mode de recrutement de ces

muscles. (87,88) De plus, cette méthode n'est pas facilement applicable à la pratique clinique. Il existe une alternative fonctionnelle à l'aide de tests (SEBT) ou du Myolux Medik Evolution® qui permettent une évaluation dans les conditions de sollicitation des muscles éverseurs (66). Nous notons que ce dispositif peut être un outil de bilan intéressant permettant la création d'une fiche de synthèse par patient et de suivre ainsi l'évolution ou de transmettre le résultat à d'autres professionnels de santé. Nous pouvons alors penser qu'une étude future pourrait évaluer la validité et la fiabilité du dispositif pour détecter les ICC.

#### **4.5. Considération méthodologique**

Le faible nombre de sujets inclus pourrait s'expliquer par des critères d'inclusion et d'exclusion stricts, mais nécessaire pour réaliser une étude de bon niveau avec un échantillon représentatif de la population ICC. Le protocole se déroulant au sein de l'ILFOMER sur une période de 2 mois, sur des créneaux de demi-journée définis, il était parfois impossible de concilier les emplois du temps de tous les volontaires. Il aurait été intéressant de solliciter les différents autres pôles étudiants limougeaux. Les autres demi-journées avaient lieu au sein d'un cabinet libéral à Rilhac-Rancon. Nous nous sommes appuyés sur les critères d'inclusion et d'exclusion recommandés par l'IAC (48) pour le recrutement des participants. Nous avons fait le choix d'utiliser l'échelle FAAM et FAAM-Sport comme indication de l'évolution de la qualité de vie et non comme critère d'inclusion. En effet, l'IAC recommande pour inclure les participants un score FAAM < 90% et un score FAAM-Sport < 80%. Notre groupe intervention avait un score initial pour le FAAM-Sport au-dessous de ce seuil. Nous avons donc choisis d'utiliser ce questionnaire pour suivre les recommandations faites par l'IAC. Un autre auto-questionnaire validé, qui a été conçu dans le but d'identifier l'instabilité fonctionnelle de la cheville (IdFAI), pourrait être une alternative. (89) Il répertorie les questions selon 3 éléments : l'entorse initiale, les antécédents d'instabilité et l'instabilité au cours des activités de la vie quotidienne. L'étude de J. Simon et coll. (68) a montré que son utilisation devrait permettre une meilleure précision de diagnostic de l'ICC. Ce questionnaire peut être utilisé aussi bien par les chercheurs que par les praticiens. Lors du recrutement de la population, il aurait été intéressant de se renseigner sur certains points afin de fournir une description plus complète des participants de l'étude. L'IAC recommande d'interroger les sujets sur les antécédents de blessure à la cheville (nombre d'entorse, fréquence d'instabilité, diagnostic effectué par un professionnel ou autodiagnostic, etc.), la chronologie de l'entorse (le temps depuis le dernier épisode, le nombre de semaine de rééducation, etc.) et les facteurs de risques potentiels (instabilité mécanique, douleur, évaluation de participation à l'activité physique, etc.). En effet, on aurait

pu évaluer, à posteriori, l'absence de traitement ou les différents types de rééducation. Nous pouvons penser que plus l'ICC est ancienne, plus les schémas moteurs et les compensations seront installés durablement et par conséquent plus long dans le temps à modifier. Notre étude a évalué, à court terme, les effets d'un programme de réadaptation. Nous aurions pu comparer nos résultats avec une série de tests supplémentaires quelques semaines après la fin des séances pour évaluer la présence ou non d'effets à long terme.

Concernant les données posturographiques, pour évaluer le déficit de stabilité chez des sujets atteints d'ICC, nous avons choisis les paramètres classiquement utilisés pour quantifier le contrôle postural (vitesse moyenne du CP, surface d'oscillation, amplitudes ML et AP d'oscillation). Dans la littérature, il est utilisé d'autres données comme la vitesse AP et ML du CP avec des résultats intéressants qui pourront faire l'objet d'une analyse secondaire. En effet, P. McKeon et coll. (90) ont pu observer une diminution de la vitesse dans les directions AP et ML après une rééducation sensorielle (mobilisation articulaire, massage plantaire, étirement du muscle triceps sural) de la cheville mais avec un effet à court terme chez une population d'ICC. Des conclusions similaires ont été faites après un entraînement spécifique de l'équilibre avec une réduction de la vitesse ML du CP. (75) Nous aurions aussi pu prendre en compte le nombre d'erreurs lors des essais, autrement dit de comptabiliser le nombre de fois où le patient n'est pas arrivé à tenir les 30 secondes. Nous suggérons que la différence des résultats avec l'étude de L. Donovan et coll. (76) s'explique par divers facteurs. Dans un premier temps, nous avons des protocoles différents. Ils avaient plus de participants (26 sujets) que dans notre étude (9 sujets). Leur programme avait une durée de 4 semaines alors que le nôtre en avait une de moins. Enfin, dans leur étude, ils utilisaient des versions antérieures (amplitudes différentes, pas de support à l'avant pied, etc.) et non connectées du dispositif (Myolux® II et Athletik).

Une nouvelle méthode de mesure, le « time-to-boundary » (TTB), a été proposée afin de repérer l'ICC de manière plus spécifique que les méthodes traditionnelles. (91) Ce paramètre tente aussi d'expliquer les déficiences associées à l'ICC. Il est calculé à partir des données d'une plateforme de force ; la vitesse antéro-postérieure et médio-latérale du CP et du contour du pied. Les données du TTB estiment le temps qu'il faudrait au CP pour atteindre la limite du polygone de sustentation, si le CP devait continuer sa trajectoire à la même vitesse. Il est convenu que si chez un sujet, le CP atteint la limite du polygone de sustentation, il est moins stable. Une mesure plus faible du TTB indique donc une plus grande instabilité posturale puisque le CP est plus proche dans le temps d'atteindre cette limite. Autrement dit, ces mesures examinent la relation spatio-temporelle entre le CP et les limites du polygone

de sustentation. Les conclusions de leur étude démontrent des changements du contrôle neuromusculaire de la cheville et appuient l'idée que l'ICC est associée à une altération du SNC. Cependant, l'utilisation de ce paramètre semble limitée car elle est issue d'une estimation du polygone de sustentation avec plus ou moins de précision, ce paramètre n'est utilisé que par une seule équipe de recherche et n'étant pas validé par d'autres études.

Nous avons fait le choix d'évaluer les déficits liés à l'ICC par le contrôle postural lors de la position pseudo-statique du sujet. Outre la position debout pseudo-statique, notre corps est en mouvement dans les activités quotidiennes et les récurrences d'entorses se font généralement lors de la marche, de la course ou à la réception d'un saut. En 2017, une revue systématique de la littérature (92) a tenté de comprendre les causes biomécaniques des ICC lors de la marche et de la course. Les auteurs font le constat qu'au cours de la marche le muscle long fibulaire est fortement sollicité, l'inversion du pied est augmentée, la flexion dorsale est diminuée et le CP est dévié latéralement. Lors de la course, on retrouve un pied globalement en inversion, plus en flexion plantaire et des forces augmentées sur la partie latérale du pied. Pendant la course à pied, les altérations sont très similaires à celles observées pendant la marche. D'autres auteurs ont rapportés que les personnes atteintes d'ICC peuvent présenter des changements lors de l'atterrissage d'un saut et de plus grands ajustements de mouvement que chez une population saine. (93,94) De nouvelles études seraient nécessaires pour évaluer l'impact de ce programme de réadaptation lors de la marche, la course ou le saut.

#### **4.6. Perspectives**

Au cours de l'étude, nous avons remarqué que plusieurs patients rencontraient des difficultés à exécuter l'exercice de dissociation (mobilisation de l'articulation sub-talaire). Dans un premier temps, nous avons tenté d'expliquer avec différentes consignes en pensant que c'était un problème de compréhension. Pourtant, les participants nous ont fait remarquer qu'ils comprenaient l'exercice mais avaient la sensation d'une cheville « bloquée » et n'arrivaient pas à effectuer correctement la tâche demandée. Une étude de T. Kobayashi et coll. (95) a étudié la cinématique sub-talaire chez des patients atteints d'ICC. Leurs résultats montrent l'existence, en flexion plantaire, d'une translation antérieure du talus, d'une diminution de la rotation interne de l'articulation talo-crurale et une augmentation de la rotation interne de la sub-talaire. Pour un sujet avec une cheville saine en charge et une articulation sub-talaire stable, le calcanéum, le talus et le tibia tournent l'un après l'autre pendant la rotation interne. En revanche, dans le cas d'une ICC, la diminution de rotation va

contraindre les articulations sus-jacentes à compenser pour exécuter le mouvement. Cela corrobore avec nos observations où le patient tente de réaliser l'exercice en sollicitant le genou ou la hanche. Cette mécanique modifiée est expliquée par une lésion du ligament talocalcanéen interosseux qui est une des complications connues après une entorse latérale. Leurs déductions appuient le fait que certains symptômes de l'instabilité fonctionnelle peuvent résulter de l'instabilité mécanique. Dans une étude prochaine, nous suggérons d'évaluer ce programme de réadaptation chez des patients souffrant d'instabilité mécanique. Et également, une amélioration des évaluations cliniques serait également intéressante afin d'avoir un meilleur diagnostic d'instabilité sub-talaire ainsi que des études supplémentaires pour comprendre la mécanique de cette articulation.

Enfin, il a été rapporté que le contrôle postural varie selon l'activité physique (96), puisque, suivant la discipline, les informations visuelles, vestibulaires, extéroceptives et proprioceptives sont utilisées de manière différente. Il est rappelé que l'équilibration lors d'un geste sportif a montré des différences selon le sport pratiqué : les finalités des sports (artistique, de combat, collectif, etc.), les gestes moteurs (tirs, passes, coulées, etc.), les équipements (stade, tatamis, piscine, etc.), l'environnement et les réglementations. Les répétitions à l'entraînement permettent d'automatiser certains gestes, ainsi de nouveaux circuits neuronaux et schémas corporels sont créés et intègrent durablement le mouvement. D'autres facteurs rentrent en jeu comme, par exemple, le niveau de pratique, la fatigue, la déshydratation ou la blessure. Les gymnastes présentent moins d'instabilité posturale comparé à d'autres sportifs, cela peut s'expliquer par une meilleure utilisation des informations proprioceptives, en particulier provenant des chevilles. Les différences peuvent être présentes au sein d'un même sport selon le poste. Dans le football, les joueurs sont souvent en station unipodale, ils mettront en place des stratégies posturales lors d'une passe ou d'un tir. Il a été montré que les milieux de terrain présentent moins d'oscillation en situation unipodale que les défenseurs. Pour les basketteurs qui ont un taux de récurrences important d'entorse (5), il est apparu qu'ils n'avaient pas un contrôle postural développé, voir même inférieur à des personnes sédentaires. Ce constat corrobore le fort lien entre le contrôle postural et les entorses à répétition. Le contrôle postural est, en général, amélioré par la pratique sportive. Toutefois, les mécanismes assurant son efficacité sont variables en fonction du sport pratiqué. Nous estimons qu'il serait intéressant, pour faire évoluer notre prise en charge en masso-kinésithérapie, de prendre en compte la spécificité de chaque discipline. Bien que la rééducation améliore les performances posturales, dans certains cas, elle ne le permet pas et les déficits sont durablement observés (par exemple, lors d'une commotion cérébrale).

## Conclusion

---

L'instabilité chronique de cheville se caractérise par des entorses à répétition, des limitations d'amplitudes articulaires, des déficits musculaires, un contrôle postural altéré, des informations proprioceptives diminuées et une modification de l'activité neuromusculaire. Bien que la littérature a apporté des éléments de réponse, les mécanismes provoquant l'ICC ne sont pas encore clairs. L'instabilité peut provenir de modifications anatomiques, d'altérations fonctionnelles ou d'une association de ces processus. La littérature scientifique a révélé l'existence de stratégies de protection de la cheville efficace : la pro-activation fibulaire et la stratégie de délestage. Dans un objectif d'uniformisation des pratiques, l'IAC a formulé des recommandations pour l'évaluation clinique, la prise en charge et les critères permettant d'identifier l'ICC.

La cheville étant l'articulation la plus distale, améliorer son contrôle moteur contribue à améliorer globalement la performance posturale du patient. C'est avec ce postulat que repose notre étude expérimentale. Après 3 semaines de programme de réadaptation, les participants ont obtenu une amélioration des scores évaluant la qualité de vie et la pratique d'activité physique lors d'une blessure à la cheville. Certains paramètres ont pu être modifiés de façon significative. En effet, nos résultats indiquent une réduction de la surface d'oscillation dans les conditions bipodale avec les yeux ouverts et unipodale du côté atteint avec les yeux fermés. Nous également mis en évidence une diminution de l'amplitude antéro-postérieure en condition bipodale avec les yeux ouverts et en unipodale du côté atteint avec les yeux fermés. Il semblerait donc que le programme de réadaptation proposé offre un meilleur contrôle postural grâce à une amélioration de la commande motrice de la cheville chez une population d'ICC. Ces résultats indiquent donc des améliorations du contrôle postural grâce à des exercices spécifiques de la cheville effectués avec le dispositif Myolux®. Il serait envisageable de reproduire ce programme à une plus grande échelle pour pouvoir exploiter les résultats. À l'avenir, il pourra être aussi comparé à des résultats de participants sains ou effectuant d'autres programmes de réadaptation.

## Références bibliographiques

---

1. KAMINA P. Anatomie clinique Tome 1 Anatomie générale - Membres. 4ème éd. Maloine; 2013.
2. DUFOUR M, LANGLOIS K, PILLU M, DEL VALLE ACEDO S. Biomécanique fonctionnelle - Membres, tête, tronc. 2ème éd. Elsevier Masson; 2017. 568 p.
3. O'CONNOR KM, HAMIL J. The role of selected extrinsic foot muscles during running. *Clinical Biomechanics*. 1 janv 2004;19(1):71-7.
4. Enquête épidémiologique nationale sur plus de 7 000 consultations de traumatologie sportive (consulté le 18 février 2018) [Internet]. La médecine du sport. Disponible sur: [www.msport.net/newSite/index2.html](http://www.msport.net/newSite/index2.html)
5. YEUNG MS, CHAN KM, SO CH, YUAN WY. An epidemiological survey on ankle sprain. *Br J Sports Med*. juin 1994;28(2):112-6.
6. BEYNNON BD, RENSTROM PA, ALOSA DM, BAUMHAUER JF, VACEK PM. Ankle ligament injury risk factors : a prospective study of college athletes. *J Orthop Res*. mars 2001;19(2):213-20.
7. BROOKS SC, POTTER BT, RAINEY JB. Treatment for partial tears of the lateral ligament of the ankle : a prospective trial. *Br Med J (Clin Res Ed)*. 21 févr 1981;282(6264):606-7.
8. WILLIAMS GN, JONES MH, AMENDOLA A. Syndesmotic Ankle Sprains in Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*. 1 juill 2007;35(7):1197-207.
9. ANAES. Entorse externe cheville - Recomandations [Internet]. France: HAS; 2000 janv p. 16. Disponible sur: <http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/recosentors.pdf>
10. VAN DEN BEKEROM MPJ, OOSTRA RJ, GOLANO P, ALVAREZ P, VAN DIJK CN. The anatomy in relation to injury of the lateral collateral ligaments of the ankle : a current concepts review. *Clin Anat*. oct 2008;21(7):619-26.
11. JONCKHEER P, WILLEMS T, DE RIDDER R, PAULUS D, HOLDT HENNINGSEN K, SAN MIGUEL L, et al. Evaluating fracture risk in acute ankle sprains : any news since the Ottawa Ankle Rules ? A systematic review. *European Journal of General Practice*. 22 déc 2015;22 : 1:31-41.
12. The Orthopaedic Section of the American Physical Therapy Association (APTA). Ankle Stability and Movement Coordination Impairments: Ankle Ligament Sprains. *J Orthop Sports Phys Ther*. 31 août 2013;43(9):A1-40.
13. MALLIAROPOULOS N, PAPACOSTAS E, PAPALADA A, MAFFULLI N. Acute lateral ankle sprains in track and field athletes : an expanded classification. *Foot Ankle Clin*. sept 2006;11(3):497-507.
14. DELAHUNT E, BLEAKLEY CM, BOSSARD DS, CAULFIELD BM, DOCHERTY CL, DOHERTY C, et al. Clinical assessment of acute lateral ankle sprain injuries (ROAST) : 2019 consensus statement and recommendations of the International Ankle Consortium. *British Journal of Sports Medicine*. juin 2018;1-7.
15. BLEAKLEY CM, GLASGOW P, MACAULEY DC. PRICE needs updating,

should we call the POLICE? Br J Sports Med. 1 mars 2012;46(4):220-1.

16. La consultation et le traitement de l'entorse de la cheville [Internet]. [cité 9 déc 2017]. Disponible sur: <https://www.ameli.fr/assure/sante/themes/entorse-cheville/consultation-traitement>
17. FONG DT, CHUI-WAI HA S, MOK K-M, WING-LONG CHAN C, CHAN K-M. Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports : 5 cases from televised tennis competitions. The American Journal of Sports Medicine. 2012;40(11):2627-32.
18. PANAGIOTAKIS E, MOK KM, FONG DT, BULL AMJ. Biomechanical analysis of ankle ligamentous sprain injury cases from televised basketball games : understanding when, how and why ligament failure occurs. Journal of Science and Medicine in Sport. déc 2017;20(12).
19. SKAZALSKI C, KRUCZYNSKI J, AASE BAHR M, BERE T, WHITELEY R, BAHR R. Landing-related ankle injuries do not occur in plantarflexion as once thought : a systematic video analysis of ankle injuries in world-class volleyball. British Journal of Sports Medicine. avr 2018;(52):74-82.
20. FAYOLLE D. Rééducation neuromusculaire sur l'instabilité de la cheville chez le sportif. KS. Juin 2006;(467):48-51.
21. BONNOMET F. Les entorses de la cheville Professeur François Bonnomet - PDF [Internet]. [cité 29 avr 2018]. Disponible sur: <http://docplayer.fr/21532173-Les-entorses-de-la-cheville-professeur-francois-bonnomet.html>
22. HAS Cned. Dispositif de compression/contention médiacle à usage individuel. Utilisation en orthopédie/rhumatologie/traumatologie. 2012 oct.
23. LEURET A, SOMMEREISEN JP, PHILIPPE JM, LE GALL C, BUSSEUIL C, CARPENTIER F, et al. Actualisation de la conférence de consensus l'entorse de cheville aux urgences. 2004 Juin.
24. GRATHWOHL S, MONVERT A, PICHONNAZ C. Evaluation du traitement préventif de l'entorse de cheville avec le dispositif de proprioception Myolux® chez le handballeur amateur [Internet]. Haute école cantonale vaudoise de la santé; 2006 [cité 14 mai 2017]. Disponible sur: [https://www.myolux.com/data/publications/Grathwohl\\_et\\_al\\_Evaluation\\_du\\_traitement\\_preventif\\_de\\_l\\_entorse\\_de\\_cheville\\_avec\\_Myolux\\_chez\\_le\\_handballeur\\_Kinesitherapie\\_scientifique.pdf](https://www.myolux.com/data/publications/Grathwohl_et_al_Evaluation_du_traitement_preventif_de_l_entorse_de_cheville_avec_Myolux_chez_le_handballeur_Kinesitherapie_scientifique.pdf)
25. FOX J, DOCHERTY CL, SCHRADER J, APPLGAGE T. Eccentric plantar-flexor torque deficits in participants with functional ankle instability. J Athl Train. mars 2008;43(1):51-4.
26. MASSON E. Intérêt du travail excentrique des muscles fibulaires après entorse du ligament latéral externe de la cheville [Internet]. EM-Consulte. [cité 18 mai 2017]. Disponible sur: <http://www.em-consulte.com/article/86483/figures/interet-du-travail-excentrique-des-muscles-fibulai>
27. SEKIR U, YLDIZ Y, HAZNECI B, ORS F, AYDIN T. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. mai 2007;15(5):654-64.

28. TERRIER R, PICOT B, FORESTIER N. Le contrôle moteur et la protection artérielle de la cheville. 4 - Optimisation de la reprogrammation neuro-musculaire : pro-activation des fibulaires. *Kinésithérapie scientifique*. :55-8.
29. HERTEL J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl Train*. 2002;37(4):364-75.
30. ANANDACOOMARASAMY A, BARNSLEY L. Long term outcomes of inversion ankle injuries. *Br J Sports Med*. mars 2005;39(3):e14; discussion e14.
31. HERTEL J. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Med*. mai 2000;29(5):361-71.
32. DOCHERTY CL, GANSNEDER MB, ARNOLD BL, HURWITZ RS. Development and reliability of the Ankle Instability Instrument. *Journal of Athletic Training*. 2006;(41):154-8.
33. THOMPSON C, SCABRUN S, ROMERO R, BIALOCERKOWSKI A, VAN DIEEN J, MARSHALL P. Factors Contributing to Chronic Ankle Instability : A Systematic Review and Meta-Analysis of Systematic Reviews. *Sports Med*. 8 sept 2017;
34. GRIBBLE PA, BLEAKLEY CM, CAULFIELD BM, DOHERTY CL, FOURCHET F, FONG DT, et al. 2016 consensus statement of the International Ankle Consortium: prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *Br J Sports Med*. déc 2016;50(24):1493-5.
35. NEEDLE AR, CHARLES D BUZ S, FARQUHAR WB, THOMAS SJ, ROSE WC, KAMINSKI TW. Muscle spindle traffic in functionally unstable ankles during ligamentous stress. *J Athl Train*. avr 2013;48(2):192-202.
36. WIKSTROM EA, NAIK S, LODHA N, CAURAUGH JH. Bilateral balance impairments after lateral ankle trauma : a systematic review and meta-analysis. *Gait Posture*. avr 2010;31(4):407-14.
37. HINTERMANN B, BOSS A, SCHÄFER D. Arthroscopic findings in patients with chronic ankle instability. *The American Journal of Sports Medicine*. 30(3):402-9.
38. HIROSE K, MURAKAMI G, MINOWA T, KURA H, YAMASHITA T. Lateral ligament injury of the ankle and associated articular cartilage degeneration in the talocrural joint : anatomic study using elderly caavers. *Journal of Orthopaedic Science*. janv 2004;9(1):37-43.
39. PIETROSIMONE BG, GRIBBLE PA. Chronic ankle instability and corticomotor excitability of the fibularis longus muscle. *J Athl Train*. déc 2012;47(6):621-6.
40. SEFTON JM, HICKS-LITTLE CA, HUBBARD TJ, CLEMENS MG, YENGO CM, KOCEJA DM, et al. Sensorimotor function as a predictor of chronic ankle instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. juin 2009;24(5):451-8.
41. POSTLE K, PAK D, SMITH TO. Effectiveness of proprioceptive exercises for ankle ligament injury in adults : a systematic literature and meta-analysis. *Man Ther*. août 2012;17(4):285-91.
42. KEJONEN P. Body movements during postural stabilization : measurements with a motion analysis system. 2002.
43. ENOKA R. *Neuromechanics of Human Movement*. 2nd Edition. 2nde éd.

England; 1994.

44. MASSION J. Movement, posture and equilibrium : Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*. 1 janv 1992;38(1):35-56.
45. MAATAR RAZGALLAH D. Analyse des signaux stabilométriques et de la stabilité chez l'Homme : application à la biométrie. [Internet]. Paris-Est Créteil Val de Marne; 2016. Disponible sur: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01329424>
46. BEAR MF, CONNORS BW, PARADISIO MA. *Neuroscience : exploring the brain*. 4<sup>e</sup> éd. 2016. 412-453 p.
47. Le Larousse médical : proprioception. In: *Le Larousse médical*. Larousse. 2004.
48. PICOT B, TERRIER R, TOSCHI P, FORESTIER N. Des réactions posturales suite à une inversion soudaine de cheville ? *Kinésithérapie scientifique*. 2012;(531):29-32.
49. GRIBBLE PA, DELAHUNT E, BLEAKLEY C, CAULFIELD B, DOHERTY C, FOURCHET F, et al. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *J Orthop Sports Phys Ther*. août 2013;43(8):585-91.
50. MCKEON PO, HERTEL J. Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I : can deficits be detected with instrumented testing. *J Athl Train*. juin 2008;43(3):293-304.
51. MCKEON PO, HERTEL J. Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part II : is balance training clinically effective ? *J Athl Train*. juin 2008;43(3):305-15.
52. BULLOCK-SAXTON JE, JANDA V, BULLOCK MI. The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. *Int J Sports Med*. août 1994;15(6):330-4.
53. MC CANN RS, CROSSETT ID, TERADA M, KOSIK KB, BOLDING BA, GRIBBLE PA. Hip strength and star balance test deficit of patients with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*. nov 2017;20.
54. DELAHUNT E, MONAGHAN K, CAULFIELD BM. Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. *Am J Sports Med*. déc 2006;34(12):1970-6.
55. LINENS SW, ROSS SE, ARNOLD BL, GAYLE R, PIDCOE P. Postural-stability tests that identify individuals with chronic ankle instability. *J Athl Train*. févr 2014;49(1):15-23.
56. GROTERS S, GROEN BE, VAN CINGEL R, DUYSSENS J. Double-leg stance and dynamic balance in individuals with functional ankle instability. *Gait & Posture*. juin 2013;(38).
57. WIKSTROM EA, SONG K, TENNANT JN, DEDERER KM, PARANJAPE C, PIETROSIMONE BG. T1 MRI of the talar articular cartilage is increased in those with chronic ankle instability. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2019;27:646-9.
58. DELAHUNT E, COUGHLAN GF, CAULFIELD B, HILLER C. Inclusion Criteria When Investigating Insufficiencies in Chronic Ankle Instability [Internet].

ResearchGate. [cité 25 mai 2017]. Disponible sur:  
[https://www.researchgate.net/publication/42639461\\_Inclusion\\_Criteria\\_When\\_Investigating\\_Insufficiencies\\_in\\_Chronic\\_Ankle\\_Instability](https://www.researchgate.net/publication/42639461_Inclusion_Criteria_When_Investigating_Insufficiencies_in_Chronic_Ankle_Instability)

59. FORESTIER N, TERRIER R, TEASDALE N. Ankle muscular proprioceptive signals' relevance for balance control on various support surfaces: an exploratory study. *Am J Phys Med Rehabil.* janv 2015;94(1):20-7.
60. IVANENKO YP, TALIS VL, Kazennikov OV. Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans. *Eur J Neurosci.* févr 1999;11(2):647-54.
61. IVANENKO YP, SOLOPOVA IA, LEVIK YS. The direction of postural instability affects postural reactions to ankle muscle vibration in humans. *Neurosci Lett.* 6 oct 2000;292(2):103-6.
62. TERRIER R, GEDOR C, TOSCHI P, FORESTIER N. Caractérisation de la prise en charge de l'entorse latérale de cheville chez une population de jeunes sportifs. *Kinésithérapie, la Revue.* 1 mars 2013;13(135):11-5.
63. HOPKINS JT, BROWN T., CHRISTENSEN L, PALMIERI-SMITH RM. Deficits in peroneal latency and electromechanical delay in patients with functional ankle instability. *J Orthop Res.* déc 2009;27(12):1541-6.
64. FORESTIER N, TERRIER R, TOSCHI N, TEASDALE N. Exercices d'équilibration sur surfaces instables et proprioception de la cheville : une relation pas si claire. *Mains Libres.* 7 nov 2014;7:273-7.
65. HAS. Référentiels relatifs à des soins de masso-kinésithérapie du 26 février 2009 - Argumentaire [Internet]. France; 2009 Février p. 9. Disponible sur: [http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2009-06/masso\\_kine\\_reeduc\\_argumentaire.pdf](http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2009-06/masso_kine_reeduc_argumentaire.pdf)
66. TERRIER R, FORESTIER N, TOSCHI P. Vers une évaluation objective en pratique quotidienne de la faiblesse excentrique des éverseurs dans l'instabilité de cheville. *Annals of Physical and rehabilitation Medicine.* (243):95-9.
67. CARCIA CR, MARTIN RL, DROUIN JM. Validity of the Foot and Ankle Ability Measure in Athletes With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2008;43(2):179-83.
68. BORLOZ S, CREVOISIER X, DERIAZ O, BALLABENI P, MARTIN RL, LUTHI F. Evidence for validity and reliability of a French version of the FAAM. *BMC Musculoskelet Disord.* 8 févr 2011;12:40.
69. ROSS SE, GUSKIEWICZ KM, GROSS MT, YU B. Balance measures for discriminating between functionally unstable and stable ankles. *Med Sci Sports Exerc.* févr 2009;41(2):399-407.
70. FREEMAN MA. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *Journal of bone and joint surgery.* 1965;47:669-77.
71. KONRADSEN L, RAVN JB. Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. *International Journal of Sports Medicine.* 1991;12:290-2.
72. TROPP H, ODENRICK P, GUILLQUIST J. Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *International Journal of Sports Medicine.* 1985;6:180-2.

73. ROSS SE, GUSKIEWICZ KM. Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2004;14:332-8.
74. TROPP H. Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. *International Journal of Sports Medicine*. 1986;7:291-4.
75. MCKEON PO, INGERSOLL CD, KERRIGAN DC, SALIBA E, BENNETT BC, HERTEL J. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2008;40(10):1810-9.
76. DONOVAN L, HART JM, SALIBA SA, PARK J, FEGER MA, HERB CC, et al. Rehabilitation for Chronic Ankle Instability With or Without Destabilization Devices : A Randomized Controlled Trial. *J Athl Train*. mars 2016;51(3):233-51.
77. KIM KM, HART JM, SALIBA SA, HERTEL J. Effect of focal ankle joint cooling on unipedal static balance in individuals with and without chronic ankle instability. *Gait & Posture*. 2015;41:282-7.
78. MCKEON PO, WIKSTROM EA. Sensory-targeted ankle rehabilitation strategies for chronic ankle instability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2016;48(5):776-84.
79. HALL E, CHOMISTEK A, KINGMA J, DOCHERTY C. Balance and strength training protocols to improve chronic ankle instability deficits, part I : assessing clinical outcome measures. *Journal of Athletic Training*. 2018;53(8).
80. HALL E, CHOMISTEK A, KINGMA J, DOCHERTY C. Balance and strength training protocols to improve chronic ankle instability deficits, part II : assessing patient reported outcome measures. *Journal of Athletic Training*. 2018;53(8).
81. HOPKINS T, COGLIANESE M, GLASGOW P, REESE S, SEELEY M. Alterations in evertor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012;22(2):280-5.
82. KOLDENHOVEN R, FEGER M, FRASER J, SALIBA S, HERTEL J. Surface electromyography and plantar pressure during walking in young adults with chronic ankle instability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2016;24(4):1060-70.
83. KOLDENHOVEN R, FEGER M, FRASER J, HERTEL J. Variability in center of pressure position and muscle activation during walking with chronic ankle instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018;38:155-61.
84. SUDA EY, AMORIM CF, DE CAMARGO NEVES SACCO I. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009;19(2):84-93.
85. HOCH MC, MCKEON PO. The effectiveness of mobilization with movement at improving dorsiflexion after ankle sprain. *Journal of Sports Rehabilitation*. 2010;19:226-32.
86. TERRIER R, DEGACHE F, FOURCHET F, GOJANOVIC B, FORESTIER N. Assessment of evertor weakness in patients with chronic ankle instability : functional

- versus isokinetic testing. *Clinical Biomechanics*. 2017;41:54-9.
87. EDOUARD P, CHATARD JC, FOURCHET F, COLLADO H, DEGACHE F, LECLAIR A, et al. Invertor and evertor strength in track and field with functional ankle instability. *Isokinetics and Exercise Science*. 2011;19(2):91-6.
  88. FOURCHET F. Isocinétisme et cheville : bilans, rééducation et prévention en traumatologie. *Movement and Sports Sciences*. 2013;85:65-76.
  89. DONAHUE M, SIMON J, DOCHERTY C. Reliability and validity of a new questionnaire created to establish the presence of functional ankle instability : the IdFAI. *Athletic training and sports health care*. 2012;
  90. MCKEON PO, WIKSTROM EA. The effect of sensory-targeted ankle rehabilitation strategies on single-leg centre of pressure elements in those with chronic ankle instability : a randomized clinical trial. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2019;22:288-93.
  91. HERTEL J, OLMSTED-KRAMER LC. Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. *Gait Posture*. janv 2007;25(1):33-9.
  92. MOISAN G, DESCARREAUX M, CANTIN V. Effect of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running : a systematic review. *Gait & Posture*. 2017;52:381-99.
  93. NUNES GS, DE NORONHA M, WAGECK B, BONETTI SCIREA J, HAUPENTHAL A, MICHAELSEN SM. Movement adjustments in preparation for single-leg jumps in individuals with fonctionnal ankle instability. *Human Movement Science*. 2016;49:301-7.
  94. SHIRAVI Z, SHADMEHR A, MOGHADAM ST, MOGHADAM BA. Comparison of dynamic postural stability scores between athletes with and without chronic ankle instability during lateral jump landing. *Muscles, ligaments and tendons Journal*. 2017;7:119-24.
  95. KOBAYASHI T, SAKA M, SUZUKI E, YAMAZAKI N. In vivo kinematics of the talocrural and subtalar joints during weightbearing ankle rotation in chronic ankle instability. *Foot and Ankle Specialist*. déc 2013;20(10).
  96. LION A, GOKELER A, GAUCHARD. Posture et équilibration humaine. PAILLARD T. DE BOECK; 2016. 201-211 p. (Sport et contrôle postural chez l'adulte).

## **Annexes**

---

Annexe I. Anatomie

Annexe II. Entorse de la cheville

Annexe III. Instabilité chronique de la cheville

Annexe IV. Contrôle postural

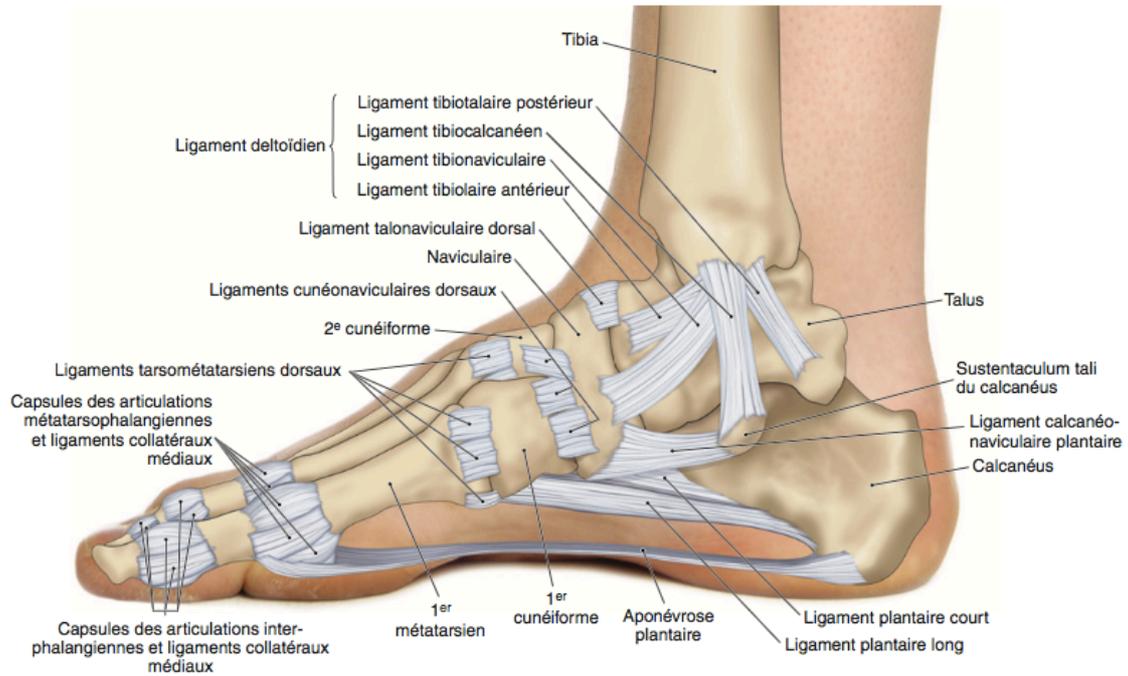
Annexe V. Myolux Medik Evolution®

Annexe VI. Echelles FAAM et FMM-Sport

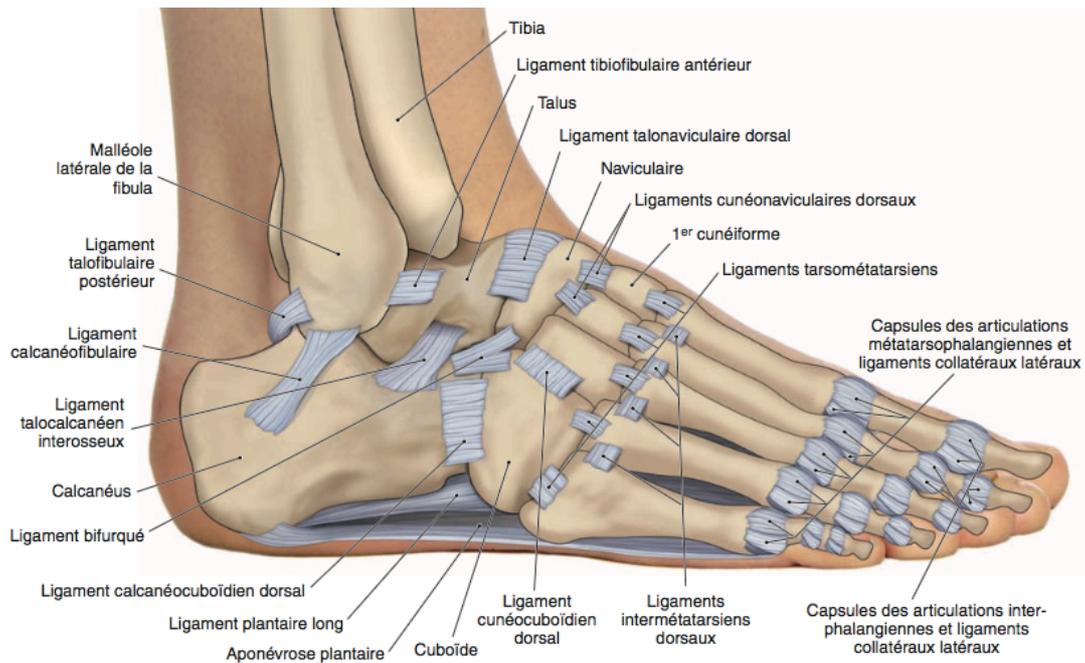
Annexe VII. Programme de réadaptation

## Annexe I. Anatomie

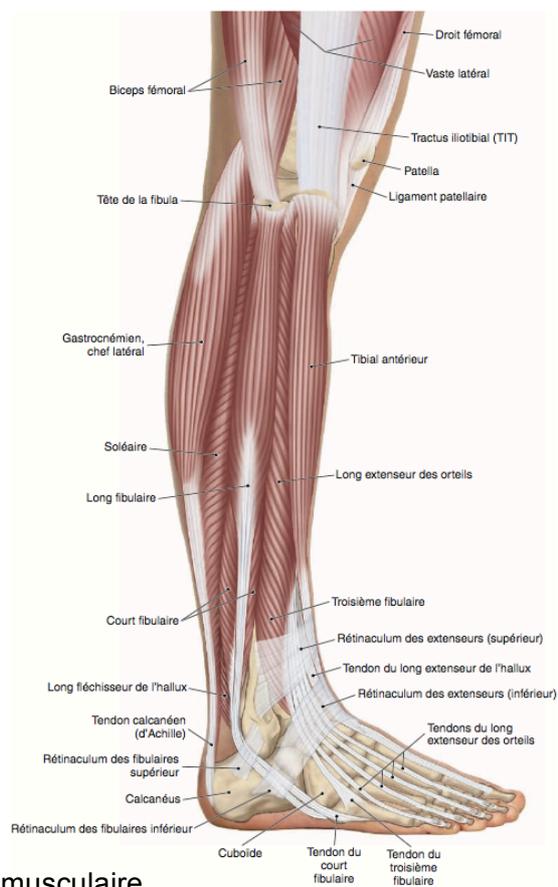
Bibliographie : *MUSCOLINO J.E., ESTRADE J-L., GOURIET A., Manuel de palpation osseuse et musculaire, Editions Masson, 2010.*



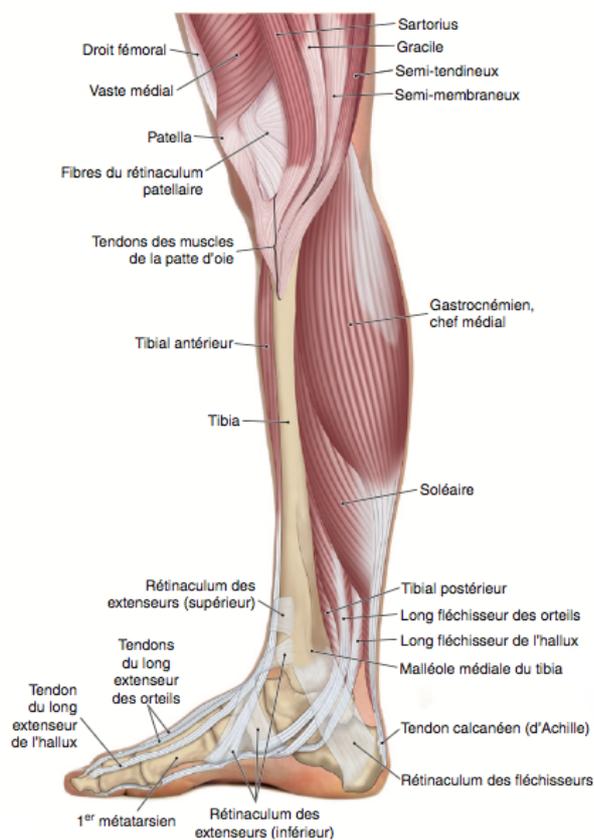
Annexe I.a : Vue médiale du système ligamentaire.



Annexe I.b : Vue latérale du système ligamentaire.

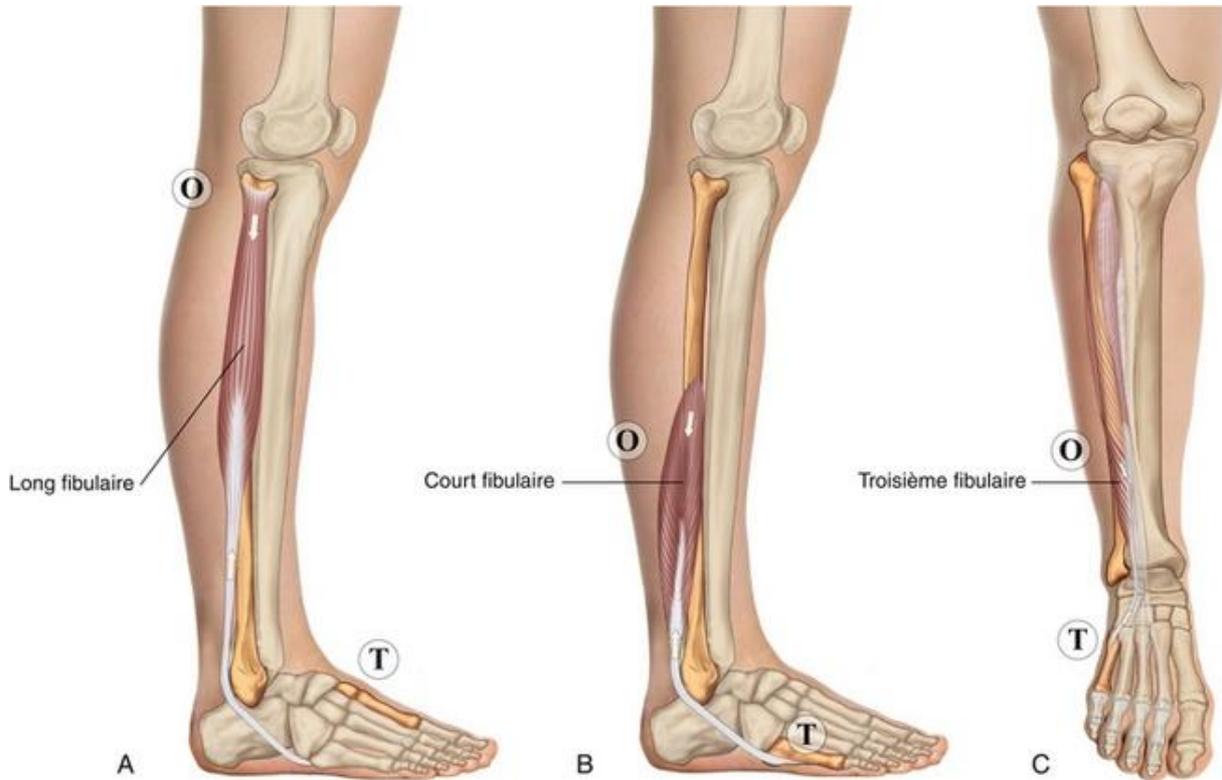


Annexe I.c : Vue latérale du système musculaire.

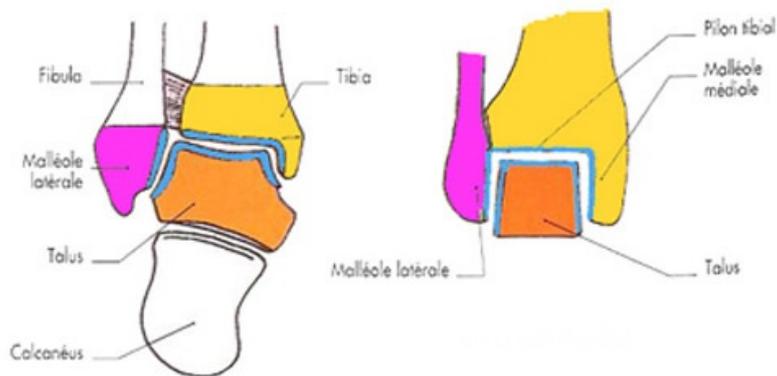


Annexe I.d : Vue médiale du système musculaire.

Bibliographie : extrait du site *clemedicine.com* ; chapitre 11, muscles de la jambe et du pied. Visitée le 02 mars 2019.

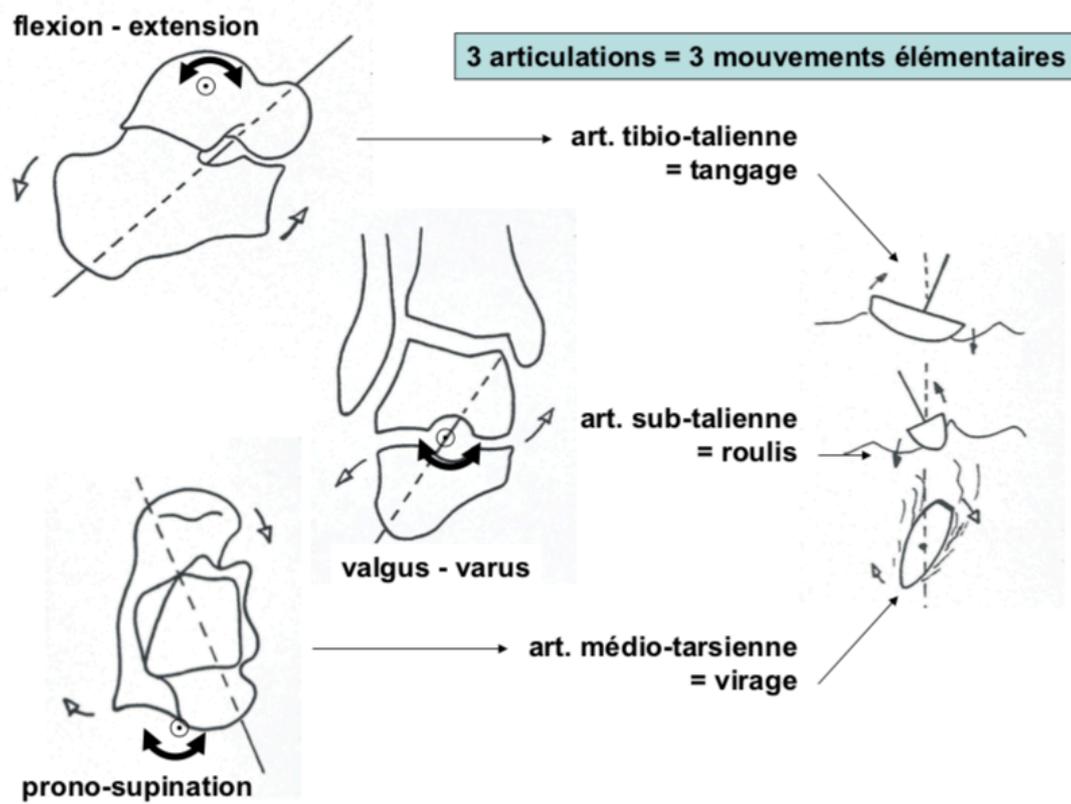


Annexe I.e : A. Vue latérale du muscle long fibulaire. B. Vue latérale du muscle court fibulaire. C. Vue antérieure du muscle 3<sup>ème</sup> fibulaire. O, origine ; T, terminaison.



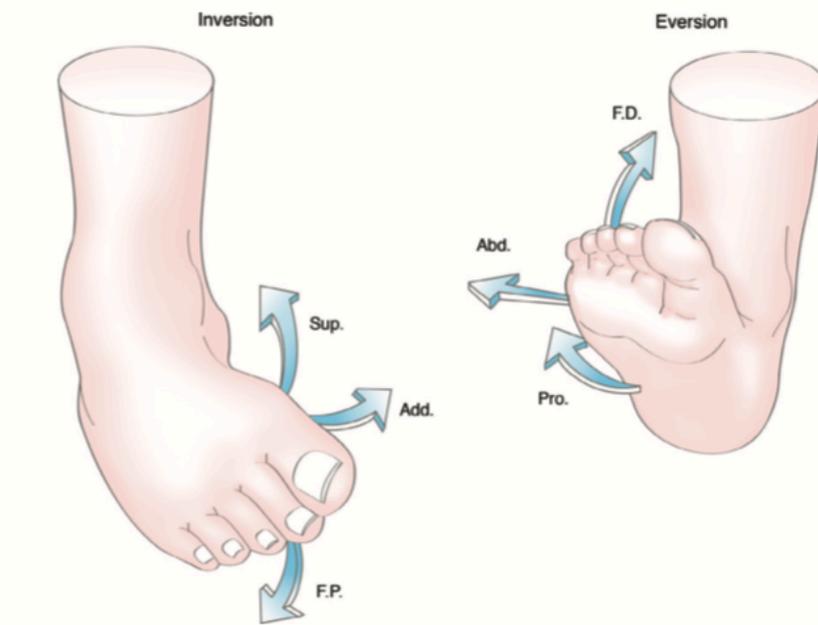
Annexe I.f : Le complexe mortaise (tibia et fibula) et tenon (talus) en coupe frontale.

Bibliographie : PALOMBI O., Chapitre 16 : ensemble fonctionnel tibio-talaire, UE5 – Anatomie du membre inférieur, Université Joseph Fourier de Grenoble, 2011-2012.

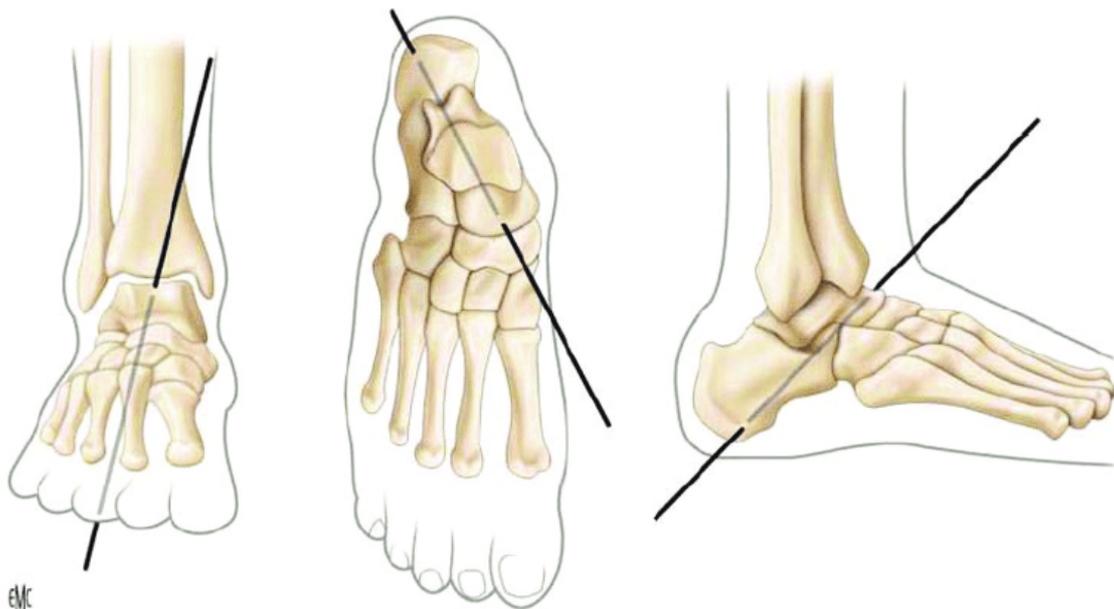


Annexe I.g : Mouvements de tangage, de roulis et de virage.

Bibliographie : *TOURNE Y., MABIT C, La cheville instable : de l'entorse récente à l'instabilité chronique, Elsevier Masson, 2015.*



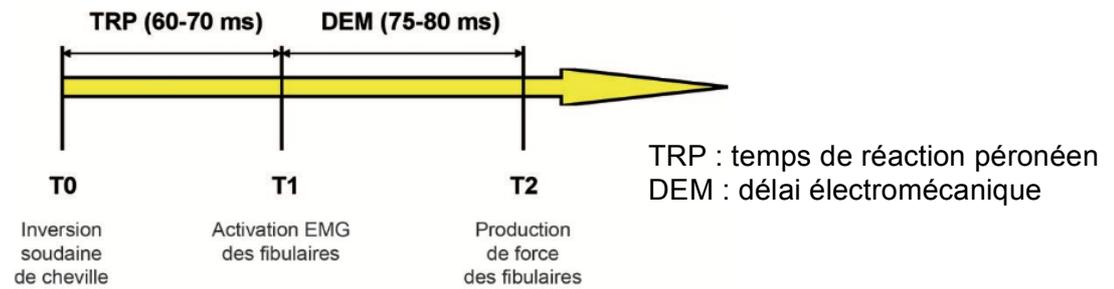
Annexe I.h : Mouvements combinés de la cheville.



Annexe I.i : Axe de Henke.

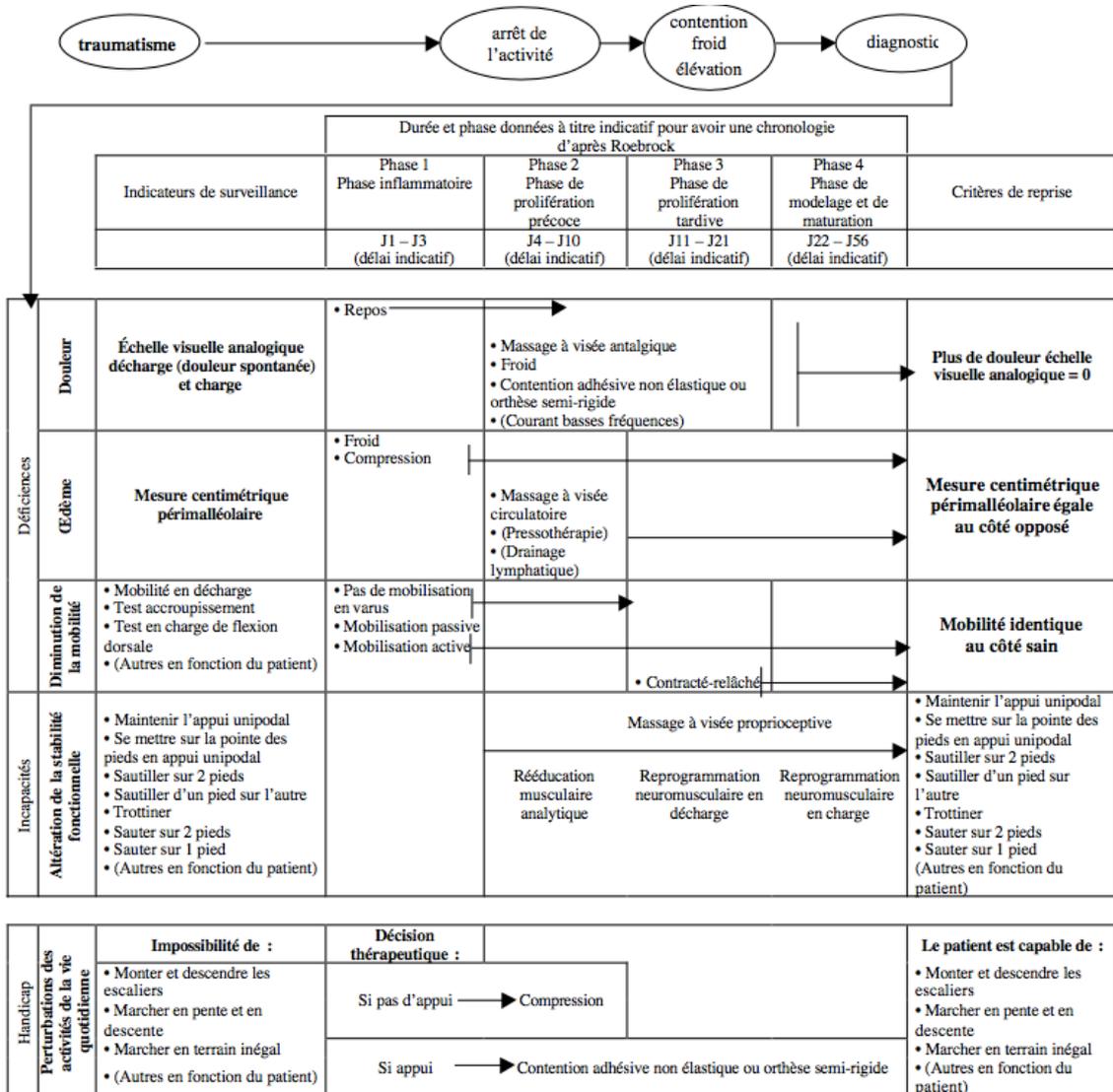
## Annexe II. Entorse de la cheville

---



Annexe II.a : Schématisation de la temporalité des évènements qui surviennent entre une déstabilisation soudaine de cheville en inversion et la production de force des éverseurs de cheville. (28)

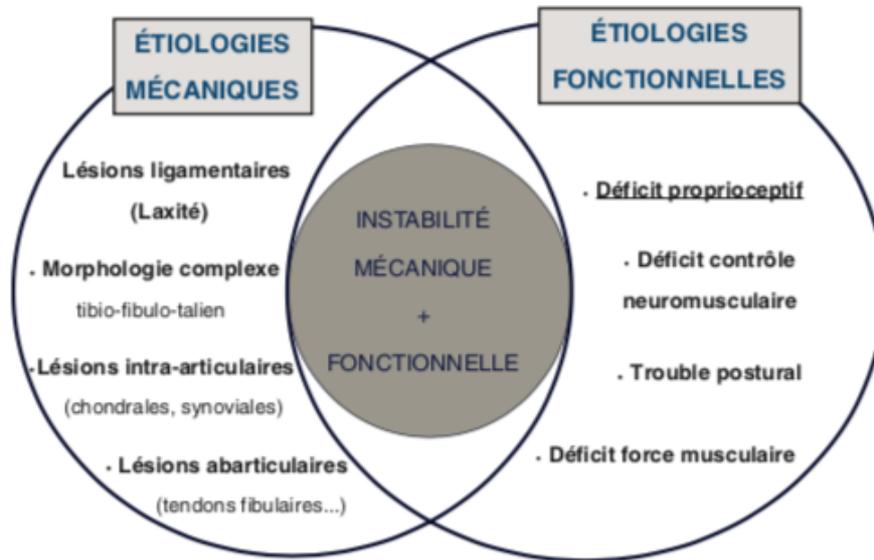
D'après les recommandations pour les pratiques de soin, Rééducation de l'entorse externe de cheville, HAS (janvier 2000).



Annexe II.b : Chronologie de la rééducation

### Annexe III. Instabilité chronique de la cheville

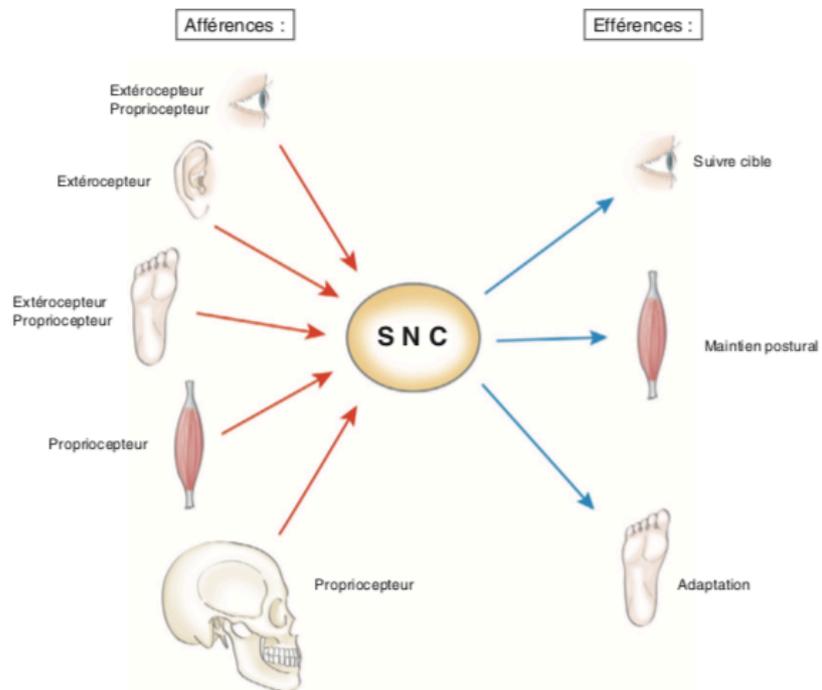
Bibliographie : *TOURNE Y., MABIT C., La cheville instable : de l'entorse récente à l'instabilité chronique, Elsevier Masson, 2015.*



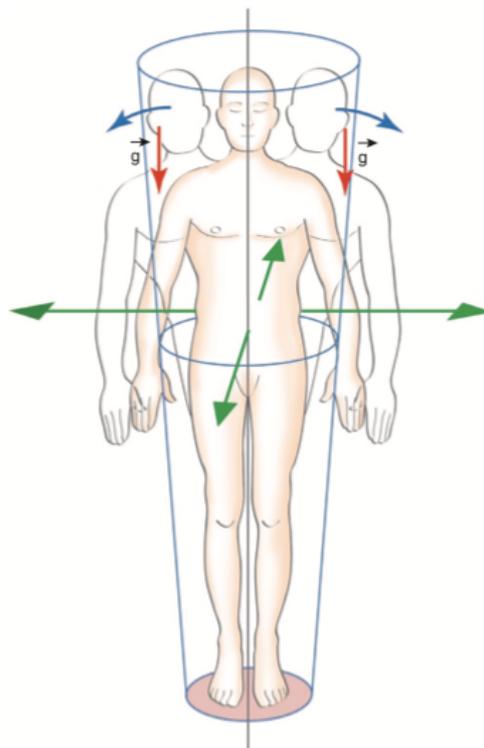
Annexe III : Modèle traduit de l'instabilité chronique de cheville selon J. Hertel (2002).

## Annexe IV. Contrôle postural

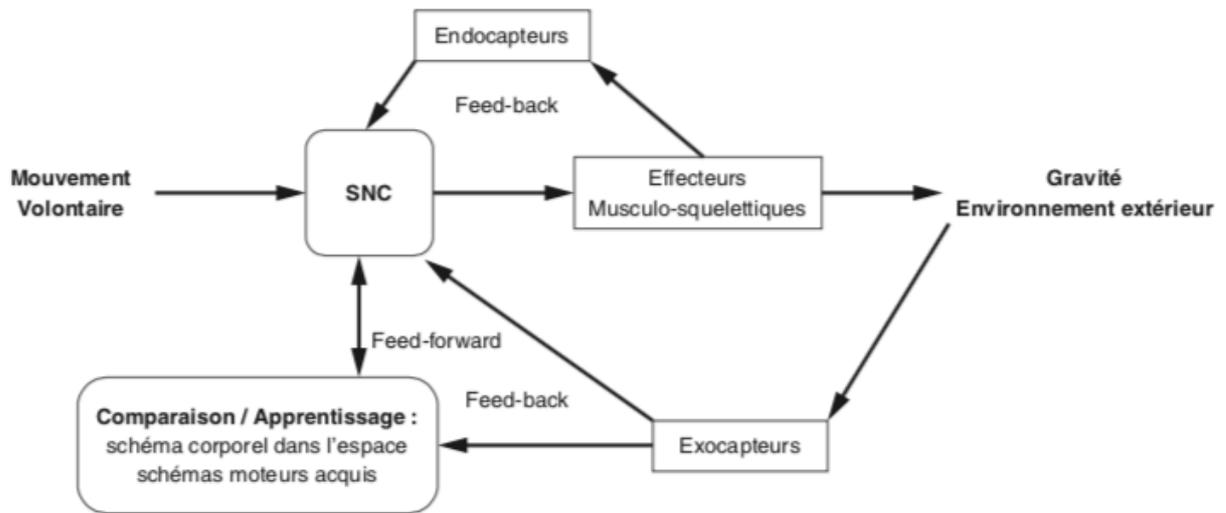
Bibliographie : TOURNE Y., MABIT C., *La cheville instable : de l'entorse récente à l'instabilité chronique*, Elsevier Masson, 2015.



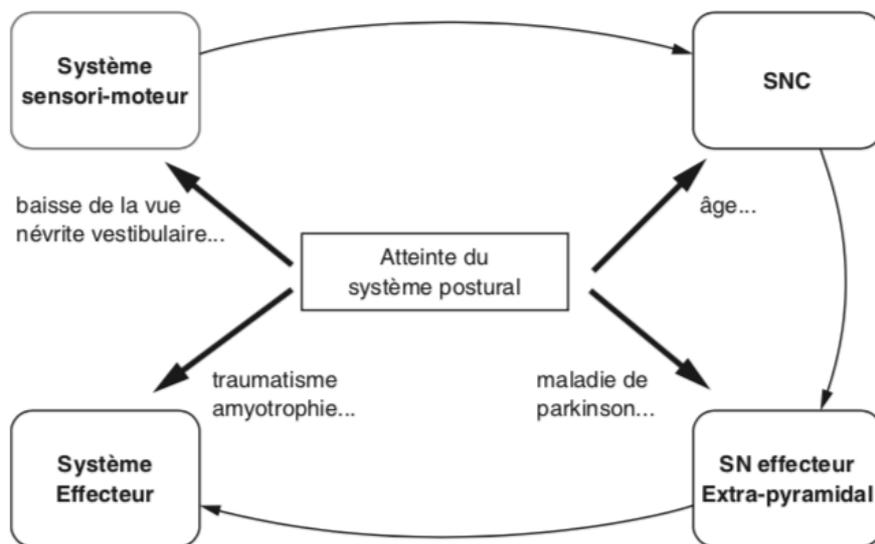
Annexe IV.a : L'organisation de la posture.



Annexe IV.b : Le modèle du pendule inversé.



Annexe IV.c : La régulation posturale.



Annexe IV.d : L'atteinte du système postural.

## Annexe V. Myolux Medik Evolution®

D'après le site myolux.com.



Annexe V.a : Chausson Myolux Medik Evolution®.

Bibliographie : FORESTIER N., TOSCHI P., *The effects of an ankle destabilization device on muscular activity while walking*, *Int J Sports Med*, 2005.

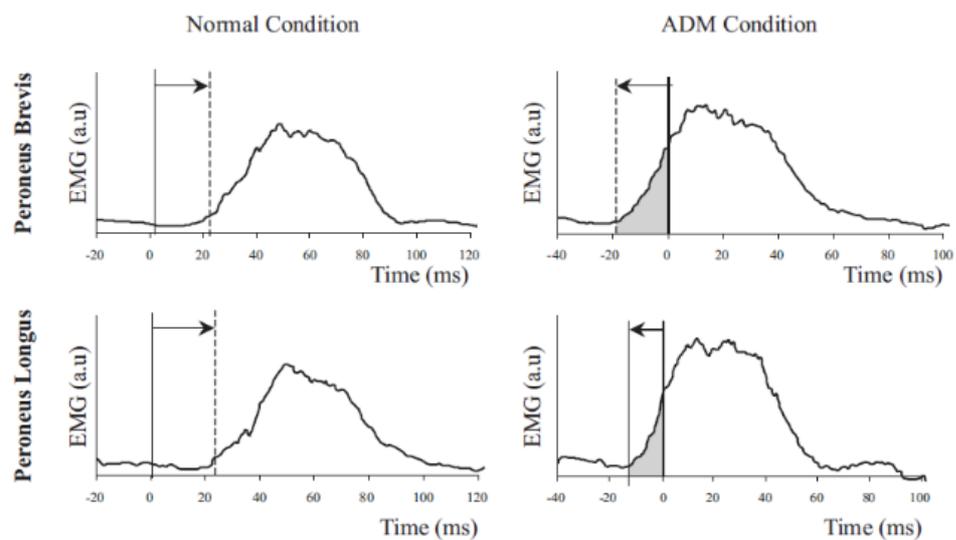


Fig. 4 Illustration of two typical peroneal EMG profiles for one subjects (52). Vertical solid lines represent foot contact while vertical dashed line represent EMG onset. With destabilization device, EMG onset occurred before heel-strike.

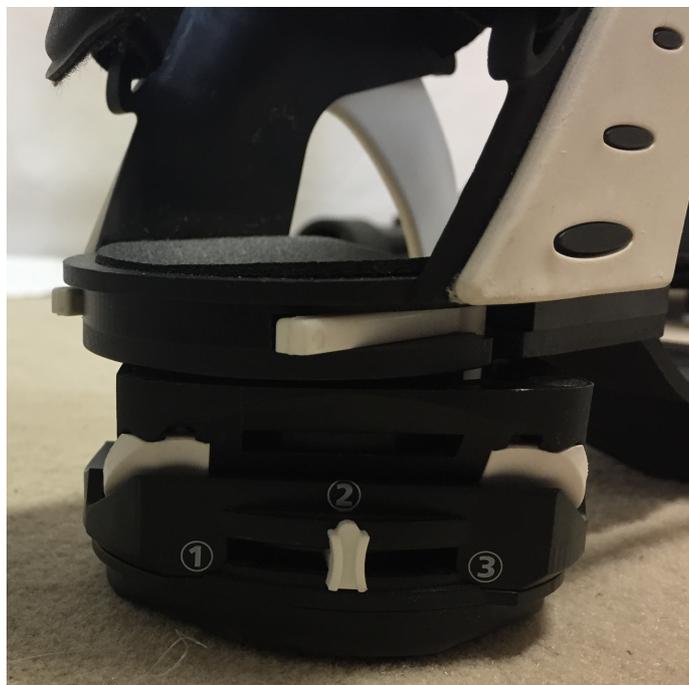
Annexe V.b : EMG comparatifs de contractions des fibulaires, avec et sans port du dispositif Myolux®.

---

Photographies personnelles.



Annexe V.c : Chausson Myolux Medik Evolution®.



Annexe V.d : Chausson Myolux Medik Evolution®.

Position 1 = inversion : 15°, éversion : 15°

Position 2 = inversion : 7°, éversion : 7°

Position 3 = inversion : 30°, éversion : 5°

## Annexe VI. Echelles FAAM et FAAM-Sport

---

### Evaluation de la capacité fonctionnelle du pied et de la cheville

Répondez à **chaque question** en cochant **la réponse** qui décrit le mieux votre condition dans la dernière semaine.

Si l'activité en question est limitée par autre chose que votre cheville, cochez «Non Applicable » (N/A).

#### Activités de la vie quotidienne

	Pas du tout difficile	Légèreme nt difficile	Moyennemen t difficile	Très difficile	Impossibl e	N/A
Se tenir debout	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher sans chaussure	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher en montée	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher en descente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Monter des escaliers	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Descendre des escaliers	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher sur un terrain irrégulier	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Franchir un trottoir	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
S'accroupir	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Se dresser sur la pointe des pieds	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Commencer à marcher	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher 5 min ou moins	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher environ 10 min	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher 15 min ou plus	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

### Activités de la vie quotidienne (2)

Par rapport à l'état fonctionnel de votre cheville, quel niveau de difficulté avez-vous pour faire :

	Pas du tout difficile	Légèreme nt difficile	Moyennemen t difficile	Très difficile	Impossibl e	N/A
L'entretien de la maison	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Vos activités de la vie quotidienne	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Vos soins personnels	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Les tâches physiques légères à modérées (se tenir debout, marcher...)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Les tâches physiques intenses (port de charges...)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Vos activités de loisir	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Comment évalueriez-vous votre niveau fonctionnel actuel dans vos activités quotidiennes de 0 à 100 ; 100 étant votre niveau avant votre pathologie du pied et de la cheville et 0 étant un niveau d'incapacité totale à effectuer vos activités quotidiennes habituelles.

\_\_\_ %

## Sports

Par rapport à l'état fonctionnel de votre cheville, quel niveau de difficulté avez-vous pour faire :

	Pas du tout difficile	Légèreme nt difficile	Moyennemen t difficile	Très difficile	Impossibl e	N/A
De la course à pied	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Des sauts	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Des réceptions au sol	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
De départs ou arrêts rapides	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Des changements de direction ou des mouvements latéraux	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Vos activités, sans modifier votre technique	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Vos sports, aussi longtemps que vous voulez	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Comment évalueriez-vous votre niveau fonctionnel actuel dans vos sports et activités physiques de 0 à 100 ; 100 étant votre niveau avant votre pathologie du pied et de la cheville et 0 étant un niveau d'incapacité totale à effectuer vos activités sportives habituelles.

\_\_\_ \_\_\_ %

Dans l'ensemble, comment évalueriez-vous votre état fonctionnel actuel ?

Normal       Presque normal       Anormal       Très anormal

## Annexe VII. Programme de réadaptation

Séance n°	CONTENU DES SEANCES
1	<p><b>ECHAUFFEMENT</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Réveil articulaire : cheville, genou, hanche.</li> <li>▪ Gamme : trotter, talon-fesse, monter de genoux, pas chassés, marche pointes de pieds et sur les talons.</li> <li>▪ 10 squats.</li> </ul> <p><b>EXERCICES</b></p> <p><u>Proprioception repositionnement *</u>  L'articulateur en position 3 et la pelote d'avant-pied en position instable.  Assis, l'avant-pied décollé du sol et l'arrière-pied sur un support d'environ 2,5 cm.  20 répétitions pour chaque condition.  Positionner la bille orange dans la zone verte en restant immobile 1 s pour valider la position puis retrouver la position initiale avec la cheville lésée avec les yeux ouverts.  Debout, refaire l'exercice.</p> <p><u>Proprioception dissociation *</u>  L'articulateur en position 1 et la pelote en position stable.  20 répétitions pour chaque condition.  Sur 2 pieds, déplacer votre cheville lésée autour de l'articulateur et en maintenant la pelote d'avant-pied au sol. Faire des allers-retours avec la bille orange entre les cibles vertes, sans que la bille ne passe sous la barre grise.  Augmenter en difficulté : facile → normal → difficile.  Sur 1 pied, avec un appui à proximité.  Augmenter en difficulté : facile → normal → difficile.</p> <p><u>Proprioception fonctionnelle *</u>  L'articulateur en position 1 et la pelote en position stable.  20 secondes pour chaque condition.</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Sur 2 pieds, se stabiliser sur l'articulateur et la pelote en conservant le genou tendu et en cherchant à maintenir la bille orange dans la zone verte avec les yeux fermés.</li> <li>2. Augmenter en difficulté : facile → normal → difficile.</li> <li>3. Sur 1 pied, avec un appui à proximité.</li> <li>4. Augmenter en difficulté : facile → normal → difficile.</li> </ol> <p><u>Renforcement excentrique *</u>  L'articulateur en position 3 et la pelote en position instable.  20 répétitions pour chaque condition.</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Genou tendu, l'avant-pied décollé du sol et l'articulateur sur un support d'environ 2,5 cm. Partir de la position haute et arriver à la position basse avec un déplacement de la bille orange le plus lent et fluide possible (pas d'à-coups). La bille ne doit pas passer sous le seuil de vitesse toléré.</li> <li>2. Augmenter en difficulté : facile → normal → difficile.</li> </ol>

	<p><u>Renforcement concentrique *</u> L'articulateur en position 3 et la pelote en position instable. 60 secondes pour chaque condition.</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Genou tendu, avec l'avant-pied décollé du sol et l'articulateur sur un support d'environ 2,5 cm. Partir de la position basse et arriver en position haute de manière à faire passer la bille orange au-delà du seuil de validation. La bille orange doit passer au-delà du seuil de vitesse toléré.</li> <li>2. Augmenter en difficulté : facile → normal → difficile.</li> </ol> <p><u>Renforcement fonctionnel *</u> L'articulateur en position 3 et la pelote en position instable. 20 secondes pour chaque condition.</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Genou tendu, l'avant-pied décollé du sol et l'articulateur sur un support d'environ 2,5 cm. Faire en sorte que la bille orange reste toujours dans la zone verte aléatoire qui défile.</li> <li>2. Augmenter en difficulté : facile → normal → difficile.</li> </ol>
<p><b>2</b></p>	<p><b>ECHAUFFEMENT</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Réveil articulaire : cheville, genou, hanche.</li> <li>▪ Gamme : trotter, talon-fesse, monter de genoux, pas chassés, marche pointes de pieds et sur les talons.</li> <li>▪ 10 fentes.</li> </ul> <p><b>EXERCICES</b></p> <p><u>Renforcement musculaire</u> L'articulateur en position 3 et avec la pelote d'avant-pied en position instable. Patient debout sur le pied lésé : hanche, genou et cheville alignés, en appui contre un support n'autorisant pas la préhension (mur). Le genou est verrouillé en extension. 2 séries de 10 répétitions pour chaque condition.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ En appui sur le talon, le pied verrouillé en éversion, la pelote d'avant-pied décollé du sol, mobiliser l'arrière-pied pour aller mettre en contact la partie biseautée de la pelote avec le sol. Contrôler le mouvement à vitesse lente.</li> <li>▪ Refaire le même exercice avec les yeux fermés.</li> <li>▪ Refaire le même exercice sans la pelote d'avant pied puis les yeux fermés.</li> </ul> <p><u>Proprioception repositionnement *</u> L'articulateur en position 3 et la pelote d'avant-pied en position instable. Assis, l'avant-pied décollé du sol et l'arrière-pied sur un support d'environ 2,5 cm. 20 répétitions pour chaque condition. Positionner la bille orange dans la zone verte en restant immobile 1 s pour valider la position puis retrouver la position initiale avec la cheville lésée avec les yeux fermés. Debout sur les 2 pieds, refaire l'exercice.</p>

	<p><u>Proprioception dissociation *</u>  L'articulateur en position 1 et la pelote en position stable.  20 répétitions pour chaque condition.  Sur 1 pied, avec un appui à proximité, déplacer votre cheville lésée autour de l'articulateur et en maintenant la pelote d'avant-pied au sol. Faire des allers-retours avec la bille orange entre les cibles vertes, sans que la bille ne passe sous la barre grise.  Augmenter en difficulté : facile → normal → difficile.</p>
<p><b>3</b></p>	<p><b>ECHAUFFEMENT</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Réveil articulaire : cheville, genou, hanche.</li> <li>▪ Gamme : trotter, talon-fesse, monter de genoux, pas chassés, marche pointes de pieds et sur les talons.</li> <li>▪ 10 squats sautés.</li> </ul> <p><b>EXERCICES</b></p> <p><u>Proprioception cheville</u>  Patient debout sur le pied lésé ; hanche, genou et cheville alignés, en appui contre un support n'autorisant pas la préhension (mur). Le genou est verrouillé en extension. Le patient explore la mobilité de l'arrière-pied sans venir en contact avec les butées. Pelote d'avant-pied en position stable.  3 répétitions de 10 secondes pour chaque condition.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Position 1.</li> <li>▪ Position 3.</li> <li>▪ Refaire dans le même ordre avec les yeux fermés.</li> <li>▪ Refaire dans le même ordre avec la pelote d'avant-pied en position instable puis les yeux fermés.</li> </ul> <p><u>Renforcement excentrique *</u>  L'articulateur en position 3 et la pelote en position instable.  20 répétitions pour chaque condition.</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Sur 1 pied, avec un appui à proximité, genou tendu, l'avant-pied décollé du sol et l'articulateur sur un support d'environ 2,5 cm. Partir de la position haute et arriver à la position basse avec un déplacement de la bille orange le plus lent et fluide possible (pas d'à-coups). La bille ne doit pas passer sous le seuil de vitesse toléré.</li> <li>2. Augmenter en difficulté : facile → normal → difficile.</li> </ol> <p><u>Renforcement concentrique *</u>  L'articulateur en position 3 et la pelote en position instable.  60 secondes pour chaque condition.</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Sur 1 pied, avec un appui à proximité, genou tendu, avec l'avant-pied décollé du sol et l'articulateur sur un support d'environ 2,5 cm. Partir de la position basse et arriver en position haute de manière à faire passer la bille orange au-delà du seuil de validation. La bille orange doit passer au-delà du seuil de vitesse toléré.</li> <li>2. Augmenter en difficulté : facile → normal → difficile.</li> </ol>

<p style="text-align: center;"><b>4</b></p>	<p><b>ECHAUFFEMENT</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Réveil articulaire : cheville, genou, hanche.</li> <li>▪ Gamme : trotter, talon-fesse, monter de genoux, pas chassés, marche pointes de pieds et sur les talons.</li> <li>▪ 10 squats.</li> </ul> <p><b>EXERCICES</b></p> <p><u>Proprioception</u> Pelote d'avant-pied en position stable. 2 séries de 10 répétitions pour chaque condition.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ En position 1, sur les 2 pieds, faire rebondir le ballon, lancer avec les 2 bras, lancer avec 1 bras.</li> <li>▪ Refaire dans le même ordre avec l'articulateur en position 3.</li> <li>▪ Refaire dans le même ordre avec la pelote en position instable, position 1 puis position 3.</li> </ul> <p><u>Proprioception fonctionnelle *</u> L'articulateur en position 1 et la pelote en position stable. 2 séries de 20 secondes pour chaque condition.</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Sur 1 pied, avec un appui à proximité, se stabiliser sur l'articulateur et la pelote en conservant le genou tendu et en cherchant à maintenir la bille orange dans la zone verte avec les yeux fermés.</li> <li>2. Augmenter en difficulté : facile → normal → difficile.</li> </ol> <p><u>Renforcement fonctionnel *</u> L'articulateur en position 3 et la pelote en position instable. 2 séries de 20 secondes pour chaque condition.</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Sur 1 pied, avec un appui à proximité, genou tendu, l'avant-pied décollé du sol et l'articulateur sur un support d'environ 2,5 cm. Faire en sorte que la bille orange reste toujours dans la zone verte aléatoire qui défile.</li> <li>2. Augmenter en difficulté : facile → normal → difficile.</li> </ol>
<p style="text-align: center;"><b>5</b></p>	<p><b>ECHAUFFEMENT</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Réveil articulaire : cheville, genou, hanche.</li> <li>▪ Gamme : trotter, talon-fesse, monter de genoux, pas chassés, marche pointes de pieds et sur les talons.</li> <li>▪ 10 fentes.</li> </ul> <p><b>EXERCICES</b></p> <p><u>Locomotion</u> L'articulateur en position 2 et la pelote en position instable. 2 séries de 10 répétitions pour chaque condition.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Attaquer le sol avec le talon, sans reposer l'avant-pied, l'avant-pied du pied controlatéral reste en contact avec le sol. Revenir à la position initiale. Faire du côté lésé et sain.</li> <li>▪ Refaire l'attaque talon et y ajouter la mise en charge de l'avant-pied, l'avant pied du pied controlatéral reste en contact avec le sol. Revenir à la position initiale. Faire du côté lésé et sain.</li> </ul>

	<p>2 allers-retours pour chaque condition.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Faire marcher normalement.</li> <li>▪ Faire marcher rapidement.</li> </ul> <p><u>Renforcement excentrique *</u> L'articulateur en position 3 et la pelote en position instable. 2 séries de 20 répétitions.</p> <p>1. Sur 1 pied, avec un appui à proximité, genou tendu, l'avant-pied décollé du sol et l'articulateur sur un support d'environ 2,5 cm. Partir de la position haute et arriver à la position basse avec un déplacement de la bille orange le plus lent et fluide possible (pas d'à-coups). La bille ne doit pas passer sous le seuil de vitesse toléré.</p> <p>2. Difficulté : difficile.</p> <p><u>Proprioception</u> Pelote d'avant-pied en position stable. 2 séries de 10 répétitions pour chaque condition.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ En position 1, sur 1 pied, faire tourner la tête à droite et à gauche puis en haut et en bas.</li> <li>▪ Refaire dans le même ordre avec l'articulateur en position 3.</li> <li>▪ Refaire dans le même ordre avec la pelote en position instable, position 1 puis position 3.</li> <li>▪ Recommencer en faisant rebondir le ballon, lancer avec les 2 bras puis avec 1 bras.</li> </ul>
<p><b>6</b></p>	<p><b>ECHAUFFEMENT</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Réveil articulaire : cheville, genou, hanche.</li> <li>▪ Gamme : trotter, talon-fesse, monter de genoux, pas chassés, marche pointes de pieds et sur les talons.</li> <li>▪ 10 squats sautés.</li> </ul> <p><b>EXERCICES</b></p> <p><u>Locomotion</u> L'articulateur en position 2 et la pelote en position instable. 2 allers-retours pour chaque condition.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Marcher.</li> <li>▪ Marcher en arrière.</li> <li>▪ Raccourcir le pas.</li> <li>▪ Allonger les pas.</li> <li>▪ Pas chassés.</li> <li>▪ Franchir un obstacle.</li> <li>▪ Faire marcher le patient avec l'ajout d'une double tâche : tourner la tête à droite et à gauche, en haut et en bas, faire rebondir un ballon, réception-lancer un ballon à 2 bras puis 1 bras.</li> </ul>

	<p><u>Renforcement concentrique *</u>  L'articulateur en position 3 et la pelote en position instable.  2 séries de 60 secondes.</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Sur 1 pied, avec un appui à proximité, genou tendu, avec l'avant-pied décollé du sol et l'articulateur sur un support d'environ 2,5 cm. Partir de la position basse et arriver en position haute de manière à faire passer la bille orange au-delà du seuil de validation. La bille orange doit passer au-delà du seuil de vitesse toléré.</li> <li>2. Difficulté : difficile.</li> </ol> <p><u>Proprioception dissociation *</u>  L'articulateur en position 1 et la pelote en position stable.  2 séries de 20 répétitions.  Sur 1 pied, avec un appui à proximité, déplacer votre cheville lésée autour de l'articulateur et en maintenant la pelote d'avant-pied au sol. Faire des allers-retours avec la bille orange entre les cibles vertes, sans que la bille ne passe sous la barre grise.  Difficulté : difficile.</p>
--	---

*\* Exercices effectués à grâce au logiciel sur la tablette. (voir les vidéos sur Youtube : chaîne Myolux-rééducation des chevilles instables → exercices Myolux Medik Evolution)*

## L'intérêt du dispositif Myolux® lors d'un déficit de contrôle postural chez le sujet atteint d'instabilité chronique de cheville.

---

**Introduction :** Le dispositif Myolux Medik Evolution® est un chausson reproduisant spécifiquement la physiologie sous-talienne. Il permet de réaliser des exercices se rapprochant du mécanisme lésionnel.

**Objectif :** Déterminer l'efficacité d'un programme de réadaptation avec Myolux® sur le contrôle postural chez des patients souffrant d'instabilité chronique de cheville (ICC).

**Méthode :** 9 sujets ICC (âge :  $21,78 \pm 1,72$  ans ; 4 femmes, 5 hommes) ont suivi un programme de réadaptation de 3 semaines, 2 séances par semaine. Des données posturographiques pré-programme et post-programme ont été mesurées sur une plateforme de force (vitesse moyenne du centre de pression (CP), surface d'oscillation du CP, amplitudes d'oscillation antéro-postérieure et médio-latérale du CP). Les échelles d'auto-évaluation FAAM et FAAM-Sport ont été remplies dans les mêmes modalités.

**Résultats :** Le programme de réadaptation a permis une réduction de la surface ( $p = 0,027$ ) et de l'amplitude AP ( $p = 0,027$ ) du CP lors de la position bipodale avec les yeux ouverts. Ainsi, que du côté atteint, une diminution de la surface ( $p = 0,047$ ) et de l'amplitude AP ( $p = 0,009$ ) avec les yeux fermés. Il a également montré son efficacité pour une augmentation des scores aux échelles évaluant l'impact de l'ICC sur les activités de la vie quotidienne et sportive.

**Conclusion :** Nos résultats suggèrent, après un programme de réadaptation avec Myolux Medik Evolution®, une amélioration du déficit du contrôle postural et de la qualité de vie. Cette étude constitue un premier pas vers une évaluation de la prise en charge adaptée et efficace des ICC.

---

Mots-clés : cheville, contrôle postural, instabilité chronique de la cheville, rééducation, Myolux, centre de pression

## The benefits of the Myolux® device during a postural control deficit in the subject affected from chronic ankle instability.

---

**Introduction :** The Myolux Medik Evolution® device is a shoe that specifically reproduces subtalar physiology. It allows you to perform exercises that are close to the injury mechanism.

**Purpose :** To assess the effectiveness of a rehabilitation program with Myolux® on postural control in patient with chronic ankle instability (CAI).

**Method :** 9 CAI subjects (age :  $21,78 \pm 1,72$  years ; 4 women, 5 men) received a 3 week rehabilitation program, 2 sessions per week. Pre-program and post-program stabilometric data were measured thanks to a force platform (mean center of pressure (COP), COP area, medio-lateral and antero-posterior range). Self-assessment scales FAAM and FAAM-Sport were completed in the same way.

**Results :** The rehabilitation program reduced the surface area ( $p = 0,027$ ) and AP range ( $p = 0,027$ ) during the bipodal position with eyes open. Thus, on the affected side, a decreased in surface area ( $p = 0,047$ ) and AP range ( $p = 0,009$ ) with eyes closed. It has also shown its effectiveness in increasing scores at scales assessing the impact of CAI on activities of daily living and sport.

**Conclusion :** Our results suggest, after an rehabilitation program with Myolux Medik Evolution®, an improvement in the deficit of postural control and quality of life. This study is a first step towards an evaluation of the appropriate and effective care of CAI.

---

Keywords : ankle, postural control, chronic ankle instability, rehabilitation, Myolux, center of pressure

