



HAL
open science

Étude isocinétique des inverseurs et des éverseurs du pied dans l'instabilité chronique de la cheville

Antoine Lorient

► **To cite this version:**

Antoine Lorient. Étude isocinétique des inverseurs et des éverseurs du pied dans l'instabilité chronique de la cheville. Médecine humaine et pathologie. 2018. dumas-02084076

HAL Id: dumas-02084076

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02084076>

Submitted on 29 Mar 2019

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

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

**UNIVERSITÉ DE PICARDIE JULES VERNE
FACULTÉ DE MEDECINE d'AMIENS**

ANNÉE 2018

n°2018-95

**ÉTUDE ISOCINÉTIQUE DES INVERSEURS ET DES
ÉVERSEURS DU PIED DANS L'INSTABILITÉ
CHRONIQUE DE LA CHEVILLE.**

THÈSE POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE (DIPLÔME D'ÉTAT)

Spécialités MÉDECINE GÉNÉRALE

MÉDECINE DU SPORT

PRÉSENTÉE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT

LE 14 SEPTEMBRE 2018

PAR

MONSIEUR ANTOINE LORiot

Président du jury : Monsieur le Professeur Pierre-Louis DOUTRELLOT

Membres du Jury : Monsieur le Professeur Patrice FARDELLONE

Monsieur le Professeur Éric HAVET

Monsieur le Professeur Richard GOURON

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur François PERLA

REMERCIEMENTS

À mon président de Jury,

Monsieur le Professeur Pierre-Louis DOUTRELLOT

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

(Médecine physique et de Réadaptation)

Responsable du Centre d'activité MPR Orthopédique

Pôle « Autonomie »

Vous me faites l'honneur de présider cette thèse.

Vous m'avez accompagné et soutenu dans mon souhait de m'orienter vers la médecine du sport. Je vous remercie pour vos précieux conseils, votre bienveillance et votre sagacité.

Veillez trouver ici le témoignage de ma profonde estime.

A mon jury,

Monsieur le Professeur Patrice FARDELLONNE

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

(Rhumatologie)

Chef du service de Rhumatologie

Pôle « Autonomie »

Vous me faites l'honneur de siéger parmi les membres de ce jury.

Recevez à cette occasion mes sincères remerciements.

À mon jury,

Monsieur le Professeur Éric HAVET

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

Anatomie

Assesseur du Premier Cycle

Vous me faites l'honneur de participer à ce jury de thèse.

Recevez ici le témoignage de ma profonde gratitude.

À mon jury,

Monsieur le Professeur Richard GOURON

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

(Chirurgie infantile)

Vous avez accepté avec spontanéité de juger ce travail.

Recevez ici le témoignage de ma profonde gratitude.

À mon Directeur de thèse,

Monsieur le Docteur François PERLA

Médecin du sport

Je te remercie pour ta disponibilité et ta gentillesse tout au long de ces années. Tu as su me conseiller judicieusement dès le début vers la médecine du sport. Je te suis très reconnaissant pour ta patience et aussi pour le temps que tu as pu me consacrer en tant que maître de stage pour le DESC.

À Maman, toujours à l'écoute de ses fils, un exemple pour nous d'amour et de travail. J'ai un très bon caractère (je ne sais pas d'où ça vient !?) mais sois convaincue de mon amour et de mon admiration (Maman c'est la meilleure !)

À Mamie, qui veille sur nous.

À Hugo, mon « tchio canard », tu ne peux t'imaginer le bonheur que j'ai éprouvé un matin d'Août 1996.

À Margaux, ma « Bambinette » ! Ton amour et ton soutien me sont essentiels.

À mes Tatas Chantal et Marie-Claire, toujours disponibles et bienveillantes.

À mes CouZ, Matthew, Pascalou, Fannou, Ririe, ainsi que leurs petites tribus ! Tant de souvenir partagés !

À Fleurette et Antoine, avec qui je partage le « tchio canard ».

À Selim, le prince de l'huile d'Olive ! Ta science du rangement et du déguisement sont des qualités rares.

À Jean-Baptiste, dit « Slobodan ». Les espagnols, c'est vraiment les rois des matchs amicaux !

À Benjamin, grand fan de Christian Bale ! Ta fidélité et ta gentillesse n'ont pas d'égal dans le milieu des coiffeurs-visagistes.

À Nono, marionnettiste émérite. MBT !

Au gang de la machine à café, Huss', Rémous, Michou... et nos après-midis productives à la B.U.

À Valentin, dit Migouelle, ta maîtrise du car-wash est gravée dans nos mémoires

À Gauthier, dit le Gay, pilote officielle de l'Audi spatiale. Double des Lamborhinis à ses heures perdues.

À Kevin, « ch'Kek », toujours la banane et le sourire. Glory Glory Man United !

À Mélanie, dit « Mélodou » ou « la Mobylette »

À Marie, correctrice hors-pair.

Au touquettois Juju et Ben, Blaaaas, Franjo... les amis d'eul côté !

Aux amis amiénois, Jag, Piépierre, Keumar, La Chopine, Eddy#01, La femme à barbe, Brenda...

Aux CARDON et aux INGELAERE, famille au Top !

Aux Boyz du hockey, Amiens, Compiègne... vous êtes tous dans mon livre à moué.

Aux Médecins et équipes soignantes qui m'ont aidé et transmis leur savoir, Dr POPPE, les Drs CAUDIN ET SOMON (dit la doublette du scotère), Dr DJEBBAR, Dr BIELLMAN, Dr CARON, Dr GUGGENHEIM, Dr RUELLE (le colonel), Dr BAES (le shérif d'Auxi), les équipes de Calvé, de Corbie et de Saint-Gobain....

À tous mes co-internes et co-externes avec qui je suis allé au mastic

À Gringo, O'Malley et Olga...

À Tous ceux que j'ai pu oublier et qui compte pour moi....

“Mobilité et stabilité ne sont pas antinomiques : un cycliste n'est stable sur sa bicyclette qu'en avançant.”

Jacques CHIRAC

REMERCIEMENTS	3
LEXIQUE :	12
I. INTRODUCTION :	13
II. DÉFINITIONS ET DONNÉES DE LA LITTÉRATURE :	14
A. LA CHEVILLE INSTABLE :	14
1. Bases anatomiques et fonctionnelles de la cheville :	14
2. Stabilisation de la cheville :	22
3. L'instabilité chronique de cheville (<i>Chronic Ankle Instability</i>)	25
B. ÉVALUATION MUSCULAIRE ISOCINÉTIQUE :	29
1. Historique et principes de base de l'isocinétisme :	29
2. Isocinétisme et évaluation des muscles inverseurs et éverseurs du pied dans l'instabilité chronique de cheville :	33
C. OBJECTIF :	38
III. MATÉRIEL ET MÉTHODE :	39
A. TYPE D'ÉTUDE :	39
B. POPULATION ÉTUDIÉE ET PÉRIODE D'INCLUSION :	39
C. RECUEIL DES DONNÉES :	39
1. Critères d'inclusion :	39
2. Critères d'exclusion :	40
3. Critère de jugement principal :	41
4. Critères de jugement secondaires :	41
5. Procédure expérimentale :	42
D. ANALYSE DES DONNÉES :	47
1. SAISIE DES DONNÉES :	47
2. ANALYSE STATISTIQUE :	47
IV. RESULTATS :	49
A. NOMBRE DE SUJETS INCLUS :	49
B. CARACTÉRISTIQUES DE LA POPULATION :	50
1. Données anthropométriques et techniques :	50
2. Données cliniques :	51
3. Correspondants :	51
C. ANALYSE STATISTIQUE :	53
1. Moment de force maximum relatif (NPT) :	53
2. Puissance relative au pic de couple (NPP) :	56
3. Ratios :	59
4. Influence du sexe :	65
5. Synthèse des résultats :	65
V. DISCUSSION	66
A. MÉTHODOLOGIE	66
B. PRINCIPAUX RÉSULTATS	69
VI. CONCLUSION	72
VII. BIBLIOGRAPHIE	74
VIII. ANNEXES	77

LEXIQUE :

CAI : *Chronic Ankle Instability*, instabilité chronique de cheville

FAI : *Functional Ankle Instability*, instabilité fonctionnelle de cheville

ECC : *Eccentric*, excentrique

CON : *Concentric*, concentrique

LLE : Ligament latéral externe

CAIT: *Cumberland Ankle Instability Tool*

AII: *Ankle Instability Instrument*

IdFAI: *Identification of Functional Ankle Instability*

Ev : éverseurs

Inv : inverseurs

PT : *Peak Torque*, moment de force maximum

NPT: *Normalized Peak Torque*, moment de force maximum relatif

PP : *Peak Power*, puissance au pic de couple

NPP : *Normalized Peak Power*, puissance relative au pic de couple

APA : Activité Physique Adaptée

EVA : Échelle visuelle analogique

N : Nombre de sujets

NMiss : Nombre de données manquantes

95_LCLM : Limite Inférieure de l'intervalle de confiance à 95%

95_UCLM Limite Supérieure de l'intervalle de confiance à 95%

Mean : Moyenne

Median : Médiane

StdErr : Erreur Standard

Min : Valeur Minimale

Max : Valeur Maximale

N / F : Fréquence

% : Pourcentage

P : p-value

L_S: Variable cheville Lésée / Saine

* p-value T-test en apparié

** p-value test de Wilcoxon.

I. INTRODUCTION :

Les blessures de la cheville représenteraient 34% de la traumatologie rencontrée lors de la pratique sportive dont 77% seraient des entorses de cheville ⁽¹⁾. Par ailleurs, l'instabilité chronique de cheville compliquerait jusqu'à 33% des entorses latérales de cheville ⁽²⁾. Selon Thacker ⁽³⁾ le principal facteur de risque de subir une entorse de cheville serait un antécédent d'entorse de cheville. En effet, 3 ans après une entorse de cheville jusqu'à 34% des sujets rapportent avoir au moins été victime d'une récurrence d'entorse de cheville ⁽²⁾.

Depuis les travaux de Freeman en 1965 ^(4,5), la conception de l'instabilité chronique de cheville a évolué vers un phénomène multifactoriel ^(6,7). Parmi ces différents facteurs, le rôle stabilisateur des muscles de l'inversion et de l'éversion de pied a fait l'objet de plusieurs hypothèses. Le développement et la démocratisation des dynamomètres isocinétiques depuis les années 1970 a permis de fournir un moyen fiable et reproductible d'évaluer la force musculaire de ces stabilisateurs de la cheville. Cependant, les données de la littérature relatives à l'évaluation musculaire isocinétique des éverseurs et des inverseurs dans l'instabilité chronique de cheville sont équivoques.

Le but de ce travail était d'évaluer comparativement les performances musculaires isocinétiques des inverseurs et des éverseurs entre les chevilles saines et instables de patients adressés en consultation d'évaluation pluridisciplinaire pour instabilité chronique de cheville.

II. DÉFINITIONS ET DONNÉES DE LA LITTÉRATURE :

A. LA CHEVILLE INSTABLE :

1. Bases anatomiques et fonctionnelles de la cheville :

a) Articulation de la cheville et complexe articulaire du pied :

D'un point de vue descriptif, l'articulation de la cheville, stricto sensu, est l'articulation talo-crurale. Farabeuf la décrivait comme la reine du complexe articulaire de l'arrière-pied ⁽⁸⁾. Mais, d'un point de vue fonctionnel, l'articulation de la cheville, reliant la jambe au pied, fait partie d'un complexe articulaire alliant stabilité et mobilité. Ce complexe articulaire permet l'orientation de la voûte plantaire dans les trois plans de l'espace tout en étant confronté à des contraintes mécaniques importantes, et ce de façon aussi bien statique que dynamique.

Cet ensemble regroupe les articulations talo-crurale, talo-calcanéenne et l'articulation transverse du tarse, ces articulations ayant des axes de rotation différents.

L'articulation talo-crurale est le siège des mouvements de flexion-extension du pied et elle est classiquement décrite comme une articulation à un seul degré de liberté. L'axe de flexion-extension passe par les deux malléoles et autorise les mouvements dans le plan sagittal (*Figure 1*).

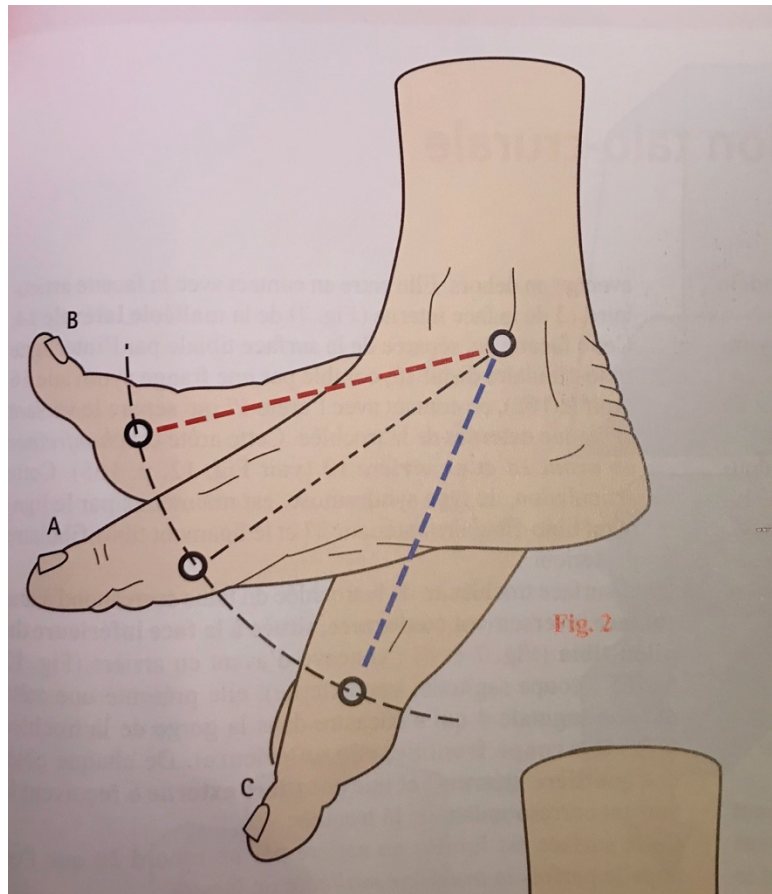


Figure 1 : Flexion-Extension de la cheville selon Kapandji⁽⁸⁾

L'articulation talo-calcanéenne quant à elle, ou plutôt les articulations talo-calcanéennes (talo-calcanéenne postérieure, talo-calcanéenne antérieure) partagent avec l'articulation transverse du tarse (Talo-Naviculaire et Calcanéo-Cuboïdienne) un axe de rotation unique, l'axe de Henke qui représente la synthèse de leurs axes respectifs (*Figure 2*). Selon Kapandji ⁽⁸⁾ elles peuvent être considérées globalement comme une seule articulation à un degré de liberté.

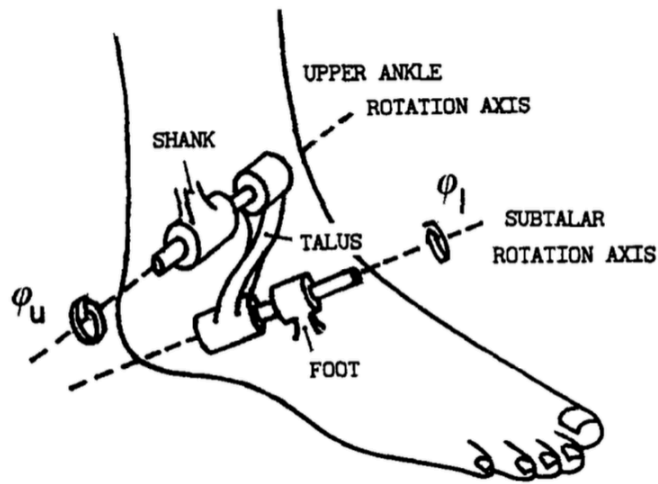


Figure 2 : Modèle biomécanique de la cheville selon Dul et Johnson ⁽⁹⁾

L'articulation talo-calcanéenne et l'articulation transverse du tarse autorisent les mouvements d'abduction et d'adduction du pied dans le plan horizontal selon l'axe vertical de la jambe mais aussi les mouvements de pronation et de supination du pied dans le plan frontal selon l'axe longitudinal du pied (Figure 3).

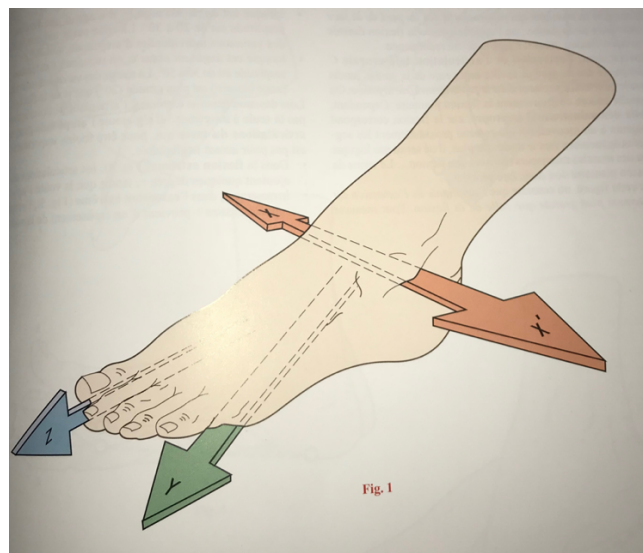


Figure 3 : Axes des mouvements du complexe articulaire de l'arrière-pied selon Kapandji ⁽⁸⁾

L'adduction du pied est réalisée lorsque la pointe du pied est rapprochée vers le plan de symétrie du corps, à l'inverse de l'abduction où la pointe du pied s'en éloigne. La pronosupination du pied, par analogie avec le membre supérieur, permet l'orientation de la voûte plantaire vers le dedans (supination) ou vers le dehors (pronation).

b) Mouvements d'inversion et d'éversion du pied :

Les caractéristiques des articulations précédemment décrites conditionnent la réalisation de mouvements spécifiques. En effet, la transmission des mouvements à travers le complexe articulaire de l'arrière-pied est réalisée via deux axes de rotations successifs et non perpendiculaires (l'axe de rotation de l'articulation talo-crurale et l'axe global de Henke). Kapandji a proposé la notion de « *cadran hétérocinétique* » de l'arrière-pied ⁽⁸⁾ afin d'illustrer la résultante biomécanique de la mise en jeu conjointe des différentes articulations du complexe (*Figure 4*).

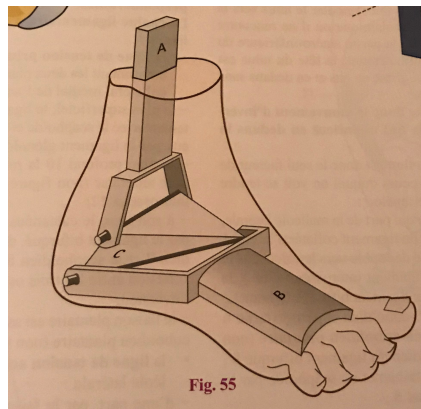


Figure 4 : Cadran Hétérocinétique de l'arrière-pied selon Kapandji ⁽⁸⁾

Ainsi, à travers ces axes de rotation successifs deux types de mouvements peuvent être réalisés :

- L'**Inversion** : Porter la plante du pied vers le dedans et réaliser une flexion plantaire.
- L'**Éversion** : Porter la plante du pied vers le dehors et réaliser une flexion dorsale.

La dénomination de flexion plantaire et de flexion dorsale n'est cependant pas rigoureuse. La flexion rapproche usuellement un segment de membre de façon proximale vers le tronc. Ainsi, la flexion dorsale représente alors la flexion de l'articulation talo-crurale et la flexion plantaire son extension. Par commodité, nous utilisons cependant ces dénominations dans le présent travail.

c) Les muscles Inverseurs et Éverseurs du pied :

Les muscles impliqués dans l'inversion et l'éversion du pied ont des modes d'action parfois antagonistes lorsqu'ils sont considérés seuls (notamment pour la flexion plantaire et la flexion dorsale). Cependant leur travail synergique aboutit aux mouvements complexes que sont l'inversion et l'éversion.

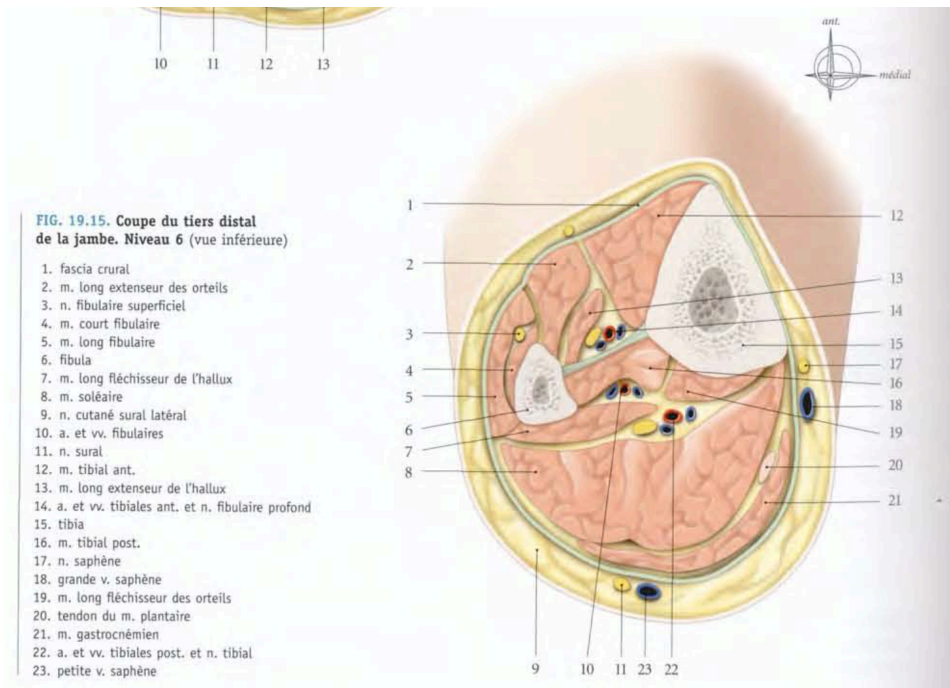


Figure 5 : Coupe horizontale 1/3 distal de la jambe selon Kamina (10)

(1) Muscles Inverseurs du pied :

(a) *Muscle tibial postérieur* :

C'est le principal muscle de l'inversion. Son insertion proximale se fait à la fois sur la Fibula et le Tibia ainsi que sur la membrane interosseuse crurale. Son insertion distale est elle aussi multiple : tubercule du naviculaire, face plantaire des trois cunéiformes et du cuboïde et sur

les métatarsiens 2, 3 et 4. C'est un muscle adducteur et supinateur du pied, mais aussi un fléchisseur plantaire accessoire. En outre, c'est un muscle stabilisateur de l'articulation talo-naviculaire. Lors d'une flexion plantaire, il permet ainsi de stabiliser cette articulation lors de la contraction du puissant triceps sural ⁽¹¹⁾, assurant une rigidité suffisante à l'avant pied pour transmettre la poussée. Enfin, du fait de son insertion proximale sur les deux os du squelette jambier il permet le serrage de la « pince bimalléolaire » encore appelée « mortaise » tibio-fibulaire.

(b) *Muscle long fléchisseur de l'hallux :*

C'est aussi un muscle de la loge profonde postérieure de la jambe. Il s'insère sur les 2/3 distaux de la face dorsale de la Fibula et se termine sur la face plantaire de la phalange distale de l'hallux. Il possède une action d'adduction et de supination du pied ainsi que le rôle de fléchisseur plantaire accessoire.

(c) *Muscle tibial antérieur :*

Muscle de la loge antérieure de la jambe, il partage son insertion proximale entre la membrane interosseuse, le fascia crural et la partie latérale de la tubérosité tibiale antérieure. Son insertion distale s'étale sur la face médiale du cunéiforme médiale et la face dorsale de la base du premier métatarsien. Sa contraction entraîne une flexion dorsale du pied accompagnée d'une supination et d'une adduction du pied. Selon Kamina ⁽¹⁰⁾, il participe à l'inversion.

(d) *Autres muscles ayant une participation accessoire :*

Les muscles long fléchisseur des orteils et long extenseur de l'hallux participent de façon minime au mouvement d'Inversion ⁽⁸⁾.

(2) Muscles Éverseurs du pied :

(a) *Muscle court fibulaire :*

Il appartient à la loge latérale de la jambe et s'insère sur la face latérale de la Fibula, sur sa moitié distale. Son tendon se termine sur la tubérosité de la base du 5^{ème} Métatarsien. Il participe à l'abduction et à la pronation du pied mais a aussi un rôle de fléchisseur plantaire.

(b) *Muscle long fibulaire :*

Appartenant aussi à la loge latérale de la jambe, il naît de 3 chefs s'insérant sur :

- La face latérale de la tête fibulaire et sur le condyle latéral du tibia.
- Les 2/3 antéro-supérieurs de la face latérale de la Fibula et sur la partie antérieure du septum intermusculaire crural antérieur.
- Les 2/3 postéro-supérieurs de la face latérale de la Fibula et sur le septum intermusculaire crural postérieur.

Le muscle long fibulaire se termine sous la voûte plantaire sur la tubérosité du premier métatarsien ainsi que sur l'os cunéiforme médial. En ce qui concerne son rôle dans l'éversion, il est abducteur et pronateur. Toutefois, il possède aussi une action de fléchisseur plantaire accessoire et il rapproche les métatarsiens entre eux lors de la flexion plantaire en synergie avec le triceps sural.

(c) *Muscle troisième fibulaire :*

Muscle inconstant, il fait partie de la loge antérieure de la jambe. Il s'insère conjointement sur la face médiale de l'extrémité distale de la Fibula et sur la membrane interosseuse. Il se

termine sur la face dorsale de la base du 5^{ème} métatarsien. C'est un muscle éverseur accessoire et fléchisseur dorsal accessoire.

(d) *Muscle long extenseur des orteils :*

Il s'insère sur le Tibia (condyle latérale), la Fibula (2/3 supérieurs de la face médiale), la membrane interosseuse, le septum intermusculaire antérieur et le fascia crural. Son tendon principal se subdivise en 4 tendons qui se terminent chacun en 3 languettes, médiane et latérales, sur les faces dorsales de la phalange intermédiaire et de la phalange distale respectivement.

Son action principale est comme son nom l'indique, l'extension des orteils. Il participe accessoirement à l'éversion du pied conjointement avec les 3 muscles fibulaires.

2. Stabilisation de la cheville :

a) Généralités :

La stabilisation de ce complexe articulaire évoluant dans les 3 plans de l'espace peut être démembrée en plusieurs facteurs : Facteurs ostéo-cartilagineux, ligamentaires, musculo-tendineux, proprioceptifs et posturaux.

L'orientation des surfaces articulaires ainsi que les morphotypes osseux sont un premier facteur passif de stabilisation, certains morphotypes étant plus favorables que d'autres à la stabilité de l'ensemble ⁽¹²⁾. Autre facteur passif de stabilisation, le système capsuloligamentaire de la cheville est suppléé par les ligaments de l'articulation Tibio-

Fibulaire inférieure jouant un rôle fondamental dans le maintien de la mortaise Tibio-Fibulaire.

En ce qui concerne les stabilisateurs actifs, les muscles sont pour la plupart poly-articulaires et leurs actions sont à considérer tant en chaîne cinétique (ouverte ou fermée) qu'en mode de contraction (concentrique ou excentrique).

Enfin, les organes tendineux de Golgi, les récepteurs articulaires de Ruffini, les fuseaux neuromusculaires et les mécanorécepteurs cutanés plantaires sont à l'origine des afférences proprioceptives permettant le contrôle dynamique des muscles.

b) Rôle des inverseurs et des éverseurs dans la stabilisation de la cheville :

Plusieurs hypothèses ont été formulées pour tenter d'expliquer le rôle des stabilisateurs dynamiques que sont les Inverseurs et les Éverseurs.

En chaîne cinétique ouverte, les muscles Éverseurs agiraient en mode concentrique en ramenant la plante du pied vers l'horizontale, luttant ainsi contre une inversion rapide, premier pourvoyeur d'entorse latérale de cheville ⁽¹¹⁾.

Considérant les stabilisateurs dynamiques agissant en chaîne cinétique fermée, les muscles inverseurs lutteraient par une contraction excentrique contre le déplacement du centre de gravité latéralement par rapport à l'aplomb du pied au sol ⁽¹³⁾. (*Figure 6*)

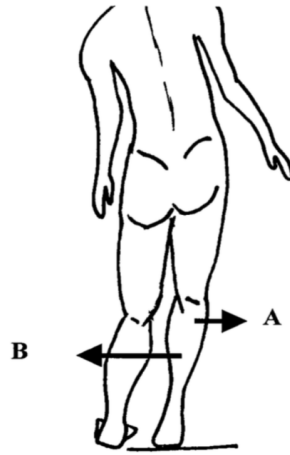


FIGURE 1—When the body's center of mass is displaced laterally over a fixed foot, the shank also moves laterally over the foot (closed chain eversion) (A). The invertors acting eccentrically can act to control lateral movement of the shank (B) and limit the amount of closed chain eversion.

Figure 6 : Action des inverseurs lors du déplacement du centre de gravité du sujet selon Munn ⁽¹³⁾

Aussi, Tropp et al ⁽¹⁴⁾ ont suggéré que si la cheville est inversée avant la pose du talon, un levier d'inversion est créé à travers l'articulation sous-talienne, entraînant un varus si les muscles péroniers ne le contrent pas, le résultat final pouvant aboutir à une entorse de la cheville. De la même façon, Bernier et al ⁽¹⁵⁾ ont souligné que si la cheville fonctionnellement instable frappe le talon en position inversée, les pronateurs de la cheville sont sollicités pour stabiliser la cheville à chaque pas.

3. L'instabilité chronique de cheville (Chronic Ankle Instability).

a) Une notion complexe :

La stabilité du complexe articulaire de la cheville est le fruit de la synthèse harmonieuse des mécanismes cités précédemment. Toutefois, cet équilibre peut être perturbé lorsqu'un ou plusieurs des mécanismes stabilisateurs font défaut. Historiquement, une première conception dichotomique a été proposée par Freeman en 1965 ⁽⁵⁾, décrivant deux situations pouvant expliquer l'instabilité chronique de cheville ("*giving way of the foot*" selon Freeman) : l'instabilité fonctionnelle et l'instabilité mécanique.

Plus récemment, un paradigme plus exhaustif décrit par Hertel ⁽⁶⁾ en 2002 (*Figure 7*) recense les déficiences mécaniques et fonctionnelles susceptibles d'être impliquées dans la genèse de l'instabilité chronique de cheville. D'un côté sont proposées les déficiences mécaniques (*Mechanical Insufficiencies*): laxité pathologique (*Pathologic Laxity*), limitations arthrocinétiques (*Arthro-kinematic Restrictions*), modifications dégénératives (*Degenerative Changes*) et inflammation synoviale (*Synovial Change*). Et d'autre part, les insuffisances fonctionnelles (*Functional Insufficiencies*) sont proposées : troubles proprioceptifs (*Impaired Proprioception*), déficiences du contrôle neuromusculaire (*Impaired Neuromuscular Control*), déficits de force musculaire (*Strength Deficits*) et troubles du contrôle postural (*Impaired Postural Control*).

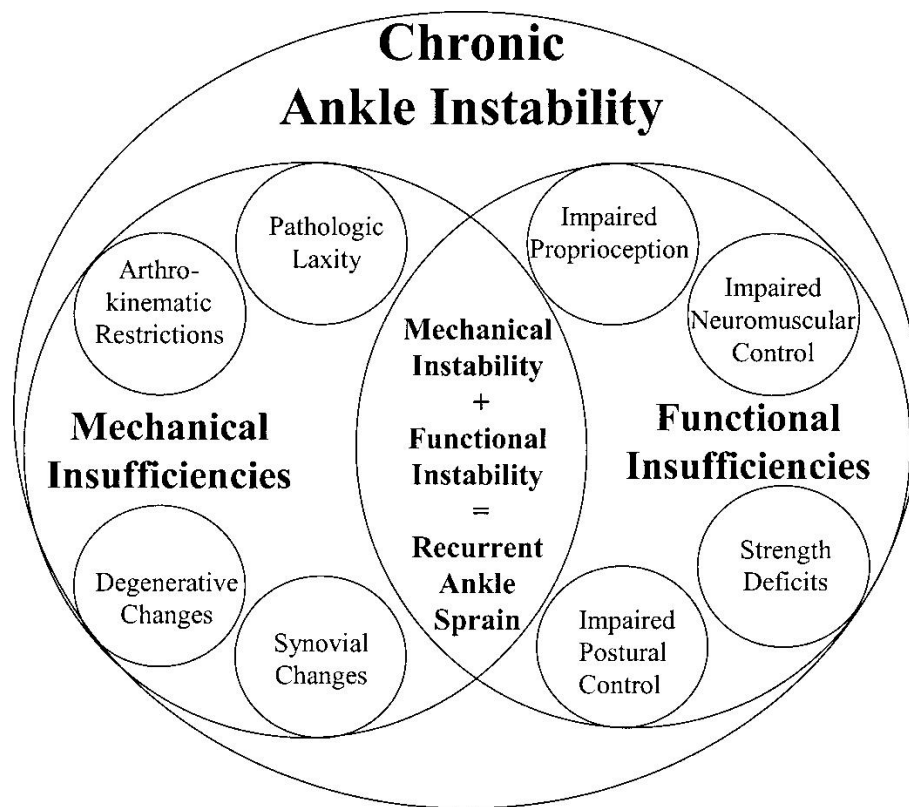


Figure 7 : Paradigme des déficiences mécaniques et fonctionnelles contribuant à l'instabilité chronique de cheville selon Hertel⁽⁶⁾

Le résultat de la somme de ces différentes déficiences réalise les conditions d'apparition d'entorses récurrentes selon Hertel⁽⁶⁾. Ces deux derniers modèles ont pour aboutissement l'explication de la récurrence des entorses latérales de cheville. Cependant, une autre approche a été avancée par Hiller⁽⁷⁾ afin de compléter le modèle de Hertel, avec pour postulat la recherche de sous-groupes homogènes au sein de la population hétérogène concernée par l'instabilité chronique de cheville. Ainsi, selon le modèle de Hiller, trois groupes sont proposés, pouvant être indépendants ou se conjuguer entre eux : Groupe Instabilité Mécanique

(*Mechanical Instability*), Groupe Instabilité Perçue (*Perceived Instability*) et Groupe Entorse Récurrente (*Recurrent Sprain*). Cette évolution du modèle de Hertel propose ainsi sept sous-groupes, présentés ci-dessous. (*Figure 8*)

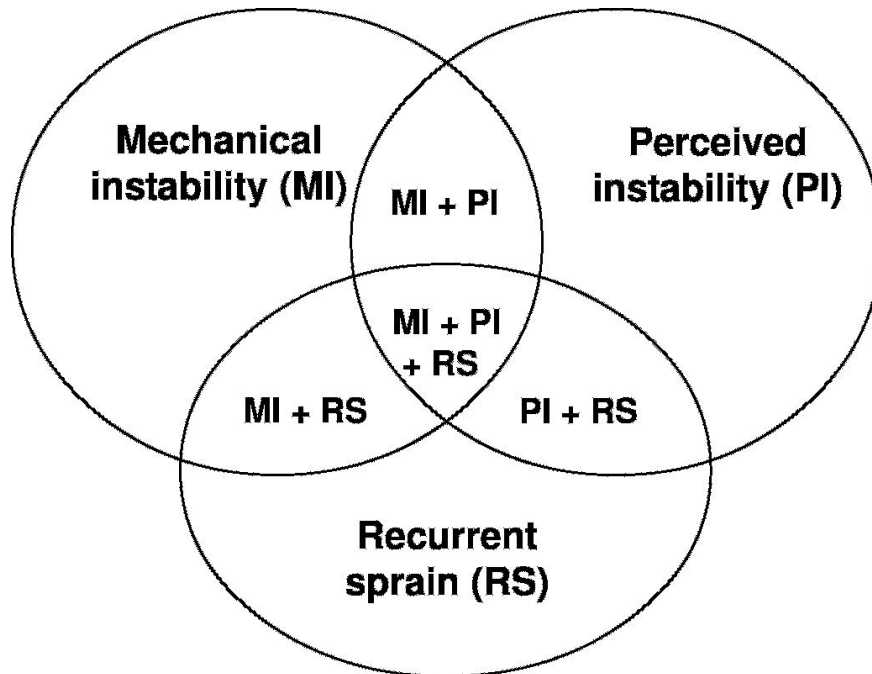


Figure 8 : Évolution du modèle de Hertel proposé par Hiller (7)

L'évolution des modèles de représentation de l'instabilité chronique de cheville souligne le besoin d'optimiser l'identification des sous-populations afin d'affiner les procédures diagnostiques et les traitements proposés.

b) Particularités cliniques de l'instabilité chronique de cheville :

La symptomatologie rapportée par les patients est dominée par la sensation d'instabilité de la cheville qui a tendance à "lâcher" selon les patients ("*Give way*" de Freeman ⁽⁵⁾). Cette sensation pouvant traduire une instabilité objectivable ou au contraire un phénomène purement subjectif, entraîne un sentiment d'insécurité quant à la cheville atteinte. Douleur, œdème, sensation de blocage et/ou d'accrochage, peuvent également être rapportés.

Cependant, l'instabilité chronique de cheville n'implique pas obligatoirement la récurrence d'entorses du complexe ligamentaire latéral. Les paradigmes cités précédemment (Freeman, Hertel, Hiller) présentent la récurrence d'entorse latérale soit comme le résultat de la présence concomitante d'instabilités mécanique et fonctionnelle, soit comme un symptôme à part entière.

Les facteurs passifs de stabilité, composante ostéocartilagineuse et capsuloligamentaire, peuvent être recherchés à l'examen clinique : recherche d'un varus, testing ligamentaire antéro-postérieur et transversal, mobilités articulaires etc...

Ce bilan physique peut être complété par des examens paracliniques simples (radiographies standards/ échographie) ou plus élaborés (radiographie de stress à la recherche d'un bâillement astragalien ou *talar tilt*, arthroscanner, IRM) en fonction de l'avancement du bilan lésionnel par le clinicien.

De plus, des questionnaires d'évaluation standardisés sont disponibles afin de quantifier l'instabilité de cheville dont souffre le sujet : *Cumberland Ankle Instability Tool* (CAIT) ⁽¹⁶⁾, *Ankle Instability Instrument* (AII) ⁽¹⁷⁾, *Identification of Functional Ankle Instability* (IdFAI) ⁽¹⁸⁾.

B. ÉVALUATION MUSCULAIRE ISOCINÉTIQUE :

1. Historique et principes de base de l'isocinétisme :

a) Concepts de base de l'isocinétisme :

En 1967 Hislop et Perrine ⁽¹⁹⁾ ont décrit pour la première fois le concept d'isocinétisme. Étymologiquement, « *isos* » et « *kinetos* », en grec, peuvent se traduire en « mouvement égal ». Ce néologisme traduisant une des caractéristiques de leurs dispositifs expérimentaux : **la vitesse constante**. Hislop et Perrine ont d'abord développé des dispositifs à visée de renforcement musculaire, puis, afin de répondre à un appel d'offre de la NASA ⁽²⁰⁾, ces derniers ont développé un dispositif destiné à l'évaluation musculaire : le dynamomètre isocinétique.

Outre la vitesse constante, programmable par l'évaluateur, la deuxième caractéristique fondamentale des dynamomètres isocinétiques est **l'asservissement de la résistance** : l'adaptation de la résistance opposée est égale en tout point de l'amplitude du mouvement à la force développée par le sujet.

Ainsi le dynamomètre permet de mesurer la force d'un muscle/groupe musculaire d'un sujet à une vitesse angulaire prédéfinie autour de l'axe de rotation du dynamomètre pour une gamme d'amplitude déterminée. Plus précisément, les paramètres mesurés sont des moments de force (ou couple de force) dont l'unité est le Newton-mètre (N.m).

L'aboutissement de l'action d'un muscle est de produire une force. Le muscle peut ainsi se raccourcir (action concentrique), s'allonger lorsqu'il est soumis à une force extérieure (action excentrique) en produisant une résistance à cette dernière, ou maintenir une longueur

constante (action isométrique). L'évaluation musculaire isocinétique permet d'évaluer de façon dynamique le couple développé par le muscle en mode concentrique ([CON]) et excentrique ([ECC]).

Le dynamomètre isocinétique peut aussi être utilisé en rééducation et l'entraînement du sportif car il permet de travailler en pourcentage de force maximale grâce à un système de bio-feedback.

L'évaluation musculaire isocinétique permet une mesure objective, fiable, quantitative, qualitative et reproductible de la force musculaire. Elle est considérée comme le *gold standard* de l'évaluation de la force musculaire.

b) Contre-indications à la réalisation d'une évaluation musculaire isocinétique :

La réalisation d'un test musculaire isocinétique implique la production d'un effort musculaire maximal. Ainsi, les contre-indications absolues à la réalisation de ce genre d'évaluation sont celles d'un effort maximal : pathologie cardiovasculaire non équilibrée (Hypertension artérielle, insuffisance cardiaque, angor), néoplasie concernant le membre analysé, fracture non consolidée. Les contre-indications répertoriées par l'ANAES ⁽²¹⁾ sont exposées dans la *Figure 9*.

Tableau 23. Contre-indications relatives et absolues.

Relatives	Absolues
<ul style="list-style-type: none">- Douleur invalidante- Hydarthrose importante ou récidivante- Lésion ligamentaire récente- Epilepsie- Lésion cutanée- Incontinence urinaire d'effort *- Eventration *- Grossesse	<ul style="list-style-type: none">- Processus pathologique évolutif- Fracture non consolidée- Pathologie cardio-vasculaire non équilibrée (angor, HTA) contre-indiquant tout effort

* pour les tests sur le tronc uniquement

Figure 9 : Contre-indications à l'Isocinétisme selon l'ANAES ⁽²¹⁾

c) Paramétrages, installation sur le dynamomètre :

L'installation sur le dynamomètre est réalisée en fonction de l'articulation jouxtant les muscles étudiés et selon les données du constructeur. Plusieurs dynamomètres sont disponibles sur le marché et la procédure d'installation pour l'évaluation d'un groupe musculaire peut varier.

L'opérateur peut donc choisir la vitesse angulaire, le mode de contraction ([CON], [ECC]) et l'amplitude articulaire.

Il peut également choisir d'intégrer la notion de correction de gravité. Le facteur gravitationnel peut moduler le mouvement isocinétique (favoriser ou contrarier) dans le plan vertical ⁽²²⁾. L'option « correction de gravité », absente des premiers dynamomètres, peut être sélectionnée sur les dynamomètres actuels.

d) Paramètres mesurés

(1) Moment de force maximum :

C'est le paramètre le plus utilisé. Il représente la « force » maximale du sujet. Il est encore appelé « pic de couple » ou « *Peak Torque* » chez les Anglo-Saxons. Son unité de mesure est le Newton-mètre (N.m) et il peut être normalisé selon le poids, c'est le moment de force maximum relatif (ou pic de couple relatif ou *Normalized Peak Torque*).

(2) Ratio agoniste/antagoniste :

Il correspond au ratio entre le moment de force maximum des agonistes et celui des muscles antagonistes. Ce ratio représente un intérêt particulier dans l'appréciation de la stabilité d'une articulation. Il permet d'apprécier l'équilibre musculaire (ou le déséquilibre) des moyens d'unions actifs stabilisateurs d'une articulation pour une même vitesse et un même mode de contraction.

(3) Ratios fonctionnels :

Ces ratios s'obtiennent en divisant le moment de force maximum de l'agoniste en mode concentrique ([CON]) par celui de l'antagoniste en mode excentrique ([ECC]) ou inversement ($\text{Agoniste} \cdot [\text{ECC}] / \text{Antagoniste} [\text{CON}]$). Ces ratios sont considérés comme plus en adéquation avec la réalité fonctionnelle de l'articulation ⁽²³⁾.

Ces ratios ont été proposés en premier lieu pour le genou ⁽²⁴⁾ dans le but d'évaluer plus finement la stabilisation dynamique réalisée par les muscles ischio-jambiers en excentrique [ECC].

(4) Puissance :

La puissance (Watts) reflète la vitesse à laquelle un travail (Joules) est fourni. Ce paramètre renseigne la quantité de travail produite par unité de temps. La puissance peut être renseignée par le dynamomètre sous forme de puissance moyenne ou de puissance au pic de couple (moment de force maximum).

(5) Autres paramètres :

Les dynamomètres isocinétiques récents permettent d'analyser de nombreux autres paramètres tels que le Travail total, les ratios Excentrique/Concentrique, l'angle de survenue du moment de force maximum ou le temps de développement de la force maximum. Nous ne développerons pas ces paramètres dans ce présent travail.

2. Isocinétisme et évaluation des muscles inverseurs et éverseurs du pied dans l'instabilité chronique de cheville :

a) Généralités :

A l'instar des autres articulations, la réalisation d'une évaluation musculaire isocinétique sur les muscles du complexe articulaire de la cheville requière une installation et un paramétrage particulier. En ce qui concerne l'étude des muscles inverseurs et éverseurs, de nombreuses publications sont disponibles dans la littérature avec des dynamomètres différents (avec installation différentes également) et des procédures expérimentales distinctes (Mode [CON] et/ou [ECC], Vitesses angulaires). De plus, les critères d'inclusion des études traitant de

l'instabilité chronique de cheville sont nombreux et variés (Delahunt et *al.* ⁽²⁵⁾ en dénombrent plus de 90).

Dans cette optique, en 2014 l'*International Ankle Consortium* ⁽²⁶⁾ a proposé des critères d'inclusion et d'exclusion standardisés relatif à l'étude de l'instabilité chronique de cheville. (Annexes 1 et 2)

b) Moment de force maximum :

Les résultats retrouvés dans la littérature ne concernent pas tous le moment de force maximum (*Peak Torque*) au sens strict, mais parfois la moyenne du moment de force maximum sur toute ou partie des répétitions réalisées (*Mean Peak Torque*). Il n'y a pas de norme comparative disponible dans la littérature et la comparaison sain-lésé pour un même sujet (*side-to-side*) fait office de gold standard pour certains ^(27,28). Cependant ce type de comparaison se base sur l'hypothèse d'une symétrie des performances articulaires, hypothèse par exemple difficilement soutenable pour des sportifs asymétriques (Tennis, javelot...) et supposant l'unilatéralité de l'atteinte. D'autres auteurs argumentent que les mécanismes à l'origine de l'instabilité sur le membre atteint pourraient impacter les résultats sur le membre controlatéral ⁽²⁹⁾ (via une inhibition musculaire arthrogénique ⁽³⁰⁾), ces derniers préférant les comparaisons inter-sujets. Aussi, quelques études ont couplé les deux modes de comparaison ^(15, 31, 32).

Les résultats présentés dans les prochains paragraphes sont disponibles dans les tableaux synoptiques en annexes 3, 4 et 5. Les critères d'inclusion des études concernées sont quant à eux présentés aux annexes 6, 7 et 8.

Tropp ⁽³³⁾ fut le premier à retrouver en 1986 un déficit des muscles Éverseurs en mode concentrique [CON] chez des patients adressés en consultation orthopédique pour instabilité de cheville. Depuis, les résultats sont équivoques, que ce soit pour les comparaisons bilatérales (intra-sujet), mixtes (intra et inter-sujet) ou inter-sujets. De nombreuses études rapportent l'absence de déficit significatif du moment de force maximum des Éverseurs pour les chevilles instables ^(13, 23, 29, 31, 34-40, 42). En revanche d'autres publications retrouvent des résultats cohérents avec ceux de Tropp ^(28, 32, 40).

Toujours pour les muscles éverseurs mais au mode excentrique [ECC], les résultats de certaines études retrouvent un déficit significatif de ces muscles pour les chevilles instables ^(23, 28, 29, 40, 41), et a contrario, ce déficit n'est pas retrouvé dans d'autres études ^(13, 15, 37, 39, 42).

Du côté des muscles inverseurs, pour le mode concentrique [CON], les résultats de plusieurs études évoquent un déficit significatif ^(28, 32, 36, 37) du moment de force maximum des chevilles instables, déficit qui n'est pas retrouvé dans d'autres publications ^(13, 23, 29, 31, 34, 35, 38, 40-42).

En ce qui concerne le mode excentrique [ECC] pour les muscles Inverseurs, un déficit significatif du pic de couple est retrouvé pour certains travaux ^(13, 28, 29, 32, 41) alors que d'autre ne retrouvent pas de différence significative entre les chevilles instables et les chevilles saines (ou contrôles) ^(15, 23, 37, 39, 40).

L'étude de la bibliographie concernant le moment de force maximum des inverseurs et des éverseurs aux différents modes et vitesses retrouve des résultats hétérogènes. Ceux-ci peuvent être en partie expliqués par des différences méthodologiques : type de population étudiée, critères d'inclusion, vitesses angulaires, dynamomètres, variable analysée (moment de force maximum, moyenne du moment de force maximum, moment de force maximum relatif). À ce titre, les travaux de Cho ⁽³²⁾ et de Sierra-Guzmán ⁽⁴²⁾ sont intéressants : ils partagent les mêmes critères d'inclusion (Selon *l'International Ankle Consortium* ⁽²⁶⁾), la même variable analysée (Moment de force maximum relatif) mais révèlent des résultats discordants. Cependant, la population étudiée n'est pas la même (Sportive vs Indifférenciée) et le dynamomètre ainsi que son installation sont différents.

c) Ratios Agonistes/Antagonistes :

Le ratio du moment de force maximum des Éverseurs par celui des Inverseurs a fait l'objet d'études aux résultats contradictoires (*Annexe 9*) : ce quotient pourrait refléter un déséquilibre musculaire chez les patients atteints de *CAI* ⁽³²⁾. Toutefois, d'autres résultats ne retrouvent pas de différence significative entre les chevilles instables et les chevilles saines pour ce paramètre ^(31, 34, 40). Tous ces précédents résultats concernaient les ratios en mode concentrique [CON], L'étude de Willems ⁽⁴⁰⁾, quant à elle, s'est attelée à explorer ce ratio E/I pour le pic de couple en mode excentrique [ECC], sans retrouver de différence significative. Par ailleurs, Abdelaziem en 2014 ⁽⁴³⁾ a mis en évidence une diminution significative du ratio E/I en mode excentrique [ECC] chez les sujets souffrant d'instabilité chronique.

Pour le mode concentrique [CON], ce ratio s'établirait de 0,63 à 0,92 ⁽⁴⁴⁾. De plus, Baumhauer a décrit dans une étude prospective une incidence d'entorse en inversion plus élevée chez les sujets ayant un ratio E/I >1 ⁽⁴⁵⁾.

D'autre part, selon Leslie ⁽⁴⁶⁾, le ratio E/I diminue avec l'augmentation de la vitesse angulaire.

(Figure 10)

Eversion/inversion peak torque ratios (eversion/inversion × 100)

	30°/sec		120°/sec	
	Dominant	Nondominant	Dominant	Nondominant
	%		%	
0° PF	79	82	62	65
20° PF	89	74	73	62

Figure 10 : Diminution du rapport E/I avec l'augmentation de la vitesse selon Leslie ⁽⁴⁶⁾

d) Ratios Fonctionnels :

Peu de données sont disponibles pour ces ratios (Annexe 10). David et al. ⁽²⁹⁾ retrouvent une différence significative pour les chevilles instables par rapport aux chevilles lésées avec respectivement une augmentation du ratio $Ev^*[CON]/Inv^*[ECC]$ et une diminution du ratio $Ev^*[ECC]/Inv^*[CON]$.

e) Puissance au pic de couple :

Nous ne disposons pas de données bibliographiques concernant la puissance au pic de couple (*Peak Power*) chez les patients souffrant d'instabilité chronique de cheville.

En revanche, Pourkazemi ⁽⁴⁷⁾ rapporte dans une étude prospective que l'augmentation de la puissance au pic serait un facteur prédictif d'une récurrence d'entorse latérale de cheville.

C. OBJECTIF :

L'objectif de ce présent travail était d'évaluer comparativement les performances musculaires isocinétiques des inverseurs et des éverseurs du pied sur dynamomètre isocinétique chez des patients adressés en consultation pluridisciplinaire pour instabilité chronique de cheville au Centre Hospitalier de Corbie.

III. MATÉRIEL ET MÉTHODE :

A. TYPE D'ÉTUDE :

Le présent travail est une étude rétrospective comparative.

B. POPULATION ÉTUDIÉE ET PÉRIODE D'INCLUSION :

La population étudiée concerne les patients adressés à la consultation d'évaluation pluridisciplinaire pour instabilité chronique de cheville au Centre de Rééducation Fonctionnelle (CRF) de Corbie dans la Somme du premier Janvier 2014 au premier Mars 2018.

C. RECUEIL DES DONNÉES :

1. Critères d'inclusion :

- Patient pris en charge en évaluation pluridisciplinaire au Centre de Rééducation Fonctionnelle (CRF) de Corbie pour instabilité chronique de cheville.
- Patients souffrant d'une instabilité unilatérale.
- Patients capables de comprendre les instructions et les explications relatives à la réalisation d'une évaluation musculaire isocinétique.
- Patients ayant réalisé l'évaluation musculaire isocinétique des chevilles.
- Patients dont le dernier épisode d'entorse date de plus de 3 mois ⁽²⁶⁾.

2. Critères d'exclusion :

- Patient(s) présentant des antécédents contre-indiquant la réalisation d'une évaluation musculaire isocinétique ⁽²¹⁾ :
 - Processus pathologique évolutif.
 - Fracture non consolidée.
 - Pathologie cardiovasculaire non équilibrée contre-indiquant l'effort.
- Patient(s) présentant un déficit neurologique du ou des membres inférieurs.
- Patient(s) présentant un des critères d'exclusion proposés par la dernière conférence de consensus de 2014 ⁽²⁶⁾ :
 - Antécédent de chirurgie de l'appareil locomoteur des membres inférieur (os, structures articulaires, nerfs).
 - Antécédent de fracture nécessitant un réalignement des structures osseuses d'un/des membres inférieurs.
 - Blessure de moins de 3 mois concernant les autres articulations des membres inférieurs, impactant l'intégrité de l'articulation ainsi que sa fonction, résultat d'au moins un jour d'arrêt d'activité physique.
- Patient(s) dont le questionnaire d'évaluation clinique n'a pas été retrouvé (Cf. annexe 11).

- Patient(s) ayant bénéficié d'une prescription de prise en charge rééducative de la cheville à l'issue de l'évaluation pluridisciplinaire et ayant réalisé l'évaluation isocinétique des chevilles après cette dernière.
- Patient(s) ayant réalisé toute ou partie de l'épreuve isocinétique avec l'aide d'une compensation balistique fournie par le dynamomètre.
- Patient(s) dont la dernière entorse de cheville date de moins de 3 mois au moment de l'évaluation.

3. Critère de jugement principal :

Le critère de jugement principal était la valeur des moments de force maximum relatifs (*Normalized Peak Torque*, Nm/kg) des muscles inverseurs et éverseurs obtenus lors de l'évaluation musculaire isocinétique des chevilles saines et des chevilles lésées en mode concentrique à 30°/s et 120°/s.

4. Critères de jugement secondaires :

- Moment de force maximum relatif (*Normalized Peak Torque*, Nm/kg) en inversion et en éversion pour le mode excentrique lorsque ce dernier était réalisable.
- Puissance relative au moment de force maximum (*Normalized Peak Power*, Watts/kg) obtenue pour les inverseurs et les éverseurs aux différentes vitesses et modes.
- Ratios Éverseurs/Inverseurs (E/I) obtenu pour les chevilles en mode concentrique à 30°/s et 120°/s.

- Ratios fonctionnels des moments de force maximum des muscles éverseurs en mode concentrique sur les inverseurs en mode excentrique ($Ev*[CON]/Inv*[ECC]$) ; Inversement, ratios des moments de force maximum des muscles éverseurs en mode excentrique sur les inverseurs en mode concentrique ($Ev*[ECC]/Inv*[CON]$), obtenus pour les chevilles lorsque le mode excentrique était réalisable.

5. Procédure expérimentale :

a) Consultation d'évaluation pluridisciplinaire :

Le Centre de Rééducation Fonctionnelle de Corbie propose, entre autres, une consultation d'évaluation pluridisciplinaire destinée aux patients souffrant d'instabilité chronique de cheville. Tout médecin participant au parcours de soin du patient peut l'orienter vers cette consultation (Médecin de Médecine Physique et de Réadaptation, Rhumatologue, Chirurgien orthopédique, Médecin généraliste...).

Cette consultation est assurée par un seul médecin. Après une évaluation clinique réalisée par celui-ci (cette dernière est consignée dans un formulaire depuis Janvier 2014, Cf. annexe 11), les kinésithérapeutes du centre réalisent une évaluation proprioceptive à l'aide de plusieurs tests fonctionnels ainsi qu'une évaluation stabilométrique. Enfin, après ces tests, une évaluation arthrokinétique et une évaluation musculaire isocinétique des inverseurs et des éverseurs des chevilles sont réalisées par les enseignants d'activité physique adaptée ("A.P.A"). La synthèse de ces examens est ensuite restituée au patient par le médecin. Par ailleurs, le recueil des mensurations et constantes des sujets ainsi qu'un électrocardiogramme sont réalisés à l'admission par l'équipe soignante.

b) Formulaire d'évaluation clinique et questionnaire :

Les données de l'examen clinique ont été recueillies dans un formulaire standardisé (Annexe 11). Les données anthropométriques, les antécédents du patient ainsi que les résultats de l'examen physique y étaient consignés.

Une grille d'auto-évaluation selon De Bie à remplir par le patient y était adossée (Annexe 12).

c) Déroulement des épreuves isocinétiques :

(1) Échauffement :

Avant de réaliser l'évaluation musculaire isocinétique, les patients doivent réaliser un échauffement articulaire, musculaire et cardio-respiratoire sur tapis ou sur ergo-cycle.

(2) Le dynamomètre :

Le dynamomètre utilisé pour les évaluations isocinétiques au Centre de Rééducation Fonctionnelle de Corbie est le CON-TREX® MJ (MEDIMEX, Sainte-Foy-lès-Lyon, France). Ce dernier enregistre les moments de force instantanés à des vitesses angulaires constantes et prédéfinies. Les données brutes sont ensuite analysées par le logiciel HUMAN KINETICS®. Un test de reproductibilité de l'évaluation musculaire isocinétique de la cheville sur ce dispositif est en cours à l'heure de l'écriture de ce présent travail.

(3) Installation sur le dynamomètre (*Fig. 11*) :

Les patients ont été installés sur le dynamomètre selon les recommandations du constructeur :

- Position demi-assise.
- Genou de la cheville testée fléchi à 45° ; L'axe de la jambe parallèle au sol.
- Tiers distal de la cuisse immobilisé à l'aide d'un stabilisateur muni de bandes auto-agrippantes.
- Le dynamomètre est aligné à l'axe de rotation d'inversion/éversion : Axe passant à travers le calcaneus, oblique du haut vers le bas, d'avant en arrière et de dedans en dehors.
- Le pied du patient est installé dans l'adaptateur de cheville prévu par le constructeur, lui aussi muni de bandes auto-agrippantes.
- Lors de l'évaluation isocinétique, le patient pouvait se stabiliser en fléchissant son genou controlatéral, son pied prenant appui sur la plateforme. L'utilisation des poignées latérales était autorisée. Enfin, le test était réalisé en chaussettes.



Figure 11 : Exemple de l'installation sur le dynamomètre.

(4) Familiarisation avec le dynamomètre :

Afin d'assurer une bonne compréhension des principes de la vitesse constante et de l'asservissement de la résistance du dynamomètre, une phase explicative de familiarisation est réalisée par les enseignants d'activité physique adaptée. Les patients peuvent ainsi réaliser un essai de plusieurs répétitions pour chaque mode et vitesse, avant de réaliser l'évaluation maximale de la force musculaire isocinétique des muscles inverseurs et éverseurs de leurs chevilles.

(5) Procédure d'évaluation isocinétique :

Après l'échauffement précité, la calibration et le test arthrokinétique, l'évaluation musculaire isocinétique débutait. Elle était supervisée par les enseignants en activité adaptée (A.P.A) et se déroulait de la façon suivante :

- Cheville indemne testée en premier.
- Une série de 10 répétitions de contractions maximales en inversion/éversion pour le mode concentrique [CON] à 120°/s.
- Une série de 3 répétitions de contractions maximales en inversion/éversion pour le mode concentrique [CON] à 30°/s.
- Lorsque cela était possible, une série de 3 répétitions de contractions maximales en inversion/éversion pour le mode excentrique [ECC] à 30°/s était réalisée.
- Les patients bénéficiaient d'encouragement de la part des enseignants d'activité physique adaptée.

L'évaluateur avait la possibilité de faire recommencer une série si les consignes n'étaient pas comprises et/ou respectées. L'évaluation recueillant le meilleur moment de force maximum était alors gardée.

d) Recueil des données des tests isocinétiques :

Les données brutes issues de l'analyse des moments de force ont été recueillies par le logiciel HUMAN KINETICS®. Ce logiciel a permis d'extraire un rapport d'analyse pour chaque mode et chaque vitesse, pour chaque patient. Ces rapports exhaustifs d'analyse sous forme de fichier “.exp” ont été convertis sous forme de feuilles de calcul au format “.xls” du logiciel EXCEL®. Une macro EXCEL (Cf. Annexe 13) a été créée pour extraire des volumineux

rapports, les données recherchées (Moment de force maximum et Puissance au pic).

D. ANALYSE DES DONNÉES :

1. SAISIE DES DONNÉES :

Les résultats des formulaires ainsi que des grilles d'auto-évaluation ont été recueillies dans une feuille de calcul du logiciel EXCEL®, qui a servi de support de recueil. De la même façon, les résultats des évaluations musculaires isocinétiques ont été compilés dans cette feuille de calcul EXCEL.

2. ANALYSE STATISTIQUE :

Les analyses statistiques ont été réalisées grâce au logiciel SAS 9.2 et plus.

Des comparaisons 2 à 2 de la cheville lésée versus saine ont été réalisées, dans un premier temps, pour le critère de jugement principal (moment de force maximum relatif ou *Normalized Peak Torque*), et chacun des critères secondaires (Puissance relative au pic de couple, Ratios E/I et Ratios Fonctionnels) pour chacun des facteurs étudiés (Muscle et Mode).

Les comparaisons 2 à 2 ont été faites avec le Test de Student pour données appariées. La normalité des données a été vérifiée avec le test de Shapiro-Wilk.

Pour analyser et estimer l'effet des différents facteurs : Muscle, Mode et Statut et leurs interactions sur les paramètres étudiés (Moment de force maximum relatif et puissance relative au pic de couple) une analyse ANOVA 2x2x2 pour mesures répétées a été réalisée

avec 3 facteurs à 2 modalités chacun : Cheville (Lésée/Saine) ; Muscle (Inverseur/Éverseur) et Mode (CON120 /CON30).

L'ajustement d'un modèle mixte (facteurs fixes et sujet en facteur aléatoire) a été appliqué aux données. La validation et la vérification du modèle ont été effectuées, notamment par l'examen de la normalité des résidus du modèle d'ANOVA.

Les valeurs comparatives de la cheville lésée versus saine ont pu être estimées et calculées par le modèle en prenant en compte les interactions des différents facteurs. Les résultats des interactions estimées par le modèle ayant un effet significatif sont sélectionnés pour être estimés séparément par une étude de « contrast » ou « estimate » de la procédure MIXED de SAS.

Dans le cas des mesures en mode excentrique ainsi que pour les Ratios E/I et fonctionnels, une analyse ANOVA pour mesures répétées à 2 facteurs (Cheville Lésée/Saine et Muscle Inverseur/ Éverseur) a été appliquée avec un ajustement d'un modèle Mixte (facteurs fixes et sujet en facteur aléatoire). La normalité des résidus a été vérifiée par le test de Shapiro-Wilk.

Afin d'étudier l'effet du sexe sur les différents critères d'étude (*NPT*, *NPP*, Ratios) des comparaisons par un Test de Student pour données indépendantes ont été réalisées pour chaque facteur enregistré.

Le seuil de significativité Alpha a été fixé à 0,05%.

IV. RESULTATS :

A. NOMBRE DE SUJETS INCLUS :

Sur la période étudiée, du premier Janvier 2014 au premier Mars 2018, 63 patients ont été adressés à la consultation d'évaluation pluridisciplinaire pour instabilité chronique de cheville.

Au total, 19 sujets ont été inclus dans l'étude (*Tableau 1*). Les 2 critères d'exclusion les plus fréquemment rencontrés étaient l'absence de questionnaire et l'instabilité bilatérale (*Figure 12*).

	(n)	(%)
Sujets inclus	19	30.2
Sujets exclus	44	69.8
Total sujets adressés	63	100

Tableau 1 : Nombre de sujets inclus dans l'étude

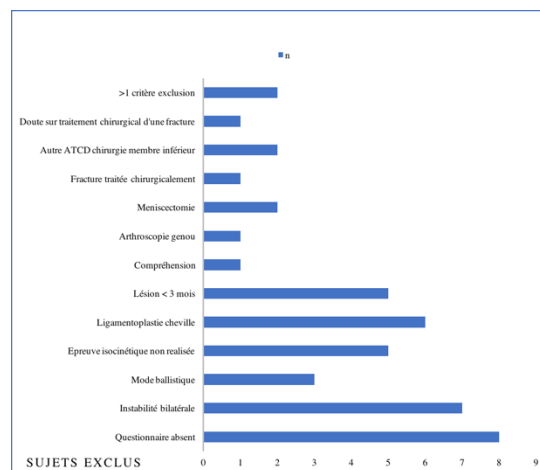


Figure 12 : Motifs d'exclusion

B. CARACTÉRISTIQUES DE LA POPULATION :

1. Données anthropométriques et techniques :

Les données citées dans le prochain paragraphe sont disponibles dans le *Tableau 2*. L'âge moyen des sujets inclus était de 28 ans et l'indice de masse corporelle moyen (*IMC*) était de près de 26 kg/m². Les sujets féminins étaient les plus représentés. La moyenne du nombre total d'entorses déclarées était de 5 avec un maximum à 15 antécédents d'entorses latérales de cheville. La moitié des sujets inclus a déclaré avoir subi une entorse latérale de cheville au cours de la dernière année écoulée et l'écart moyen entre la dernière entorse et l'évaluation isocinétique était d'un peu plus de 10 mois. Parmi les 19 sujets inclus, la cheville droite était instable pour 10 sujets, la gauche pour 9 sujets. En ce qui concerne les antécédents de la cheville controlatérale, 42% des sujets inclus ont déclaré avoir subi au moins une entorse latérale de cheville sur le membre controlatéral.

Paramètres d'âge, taille, poids et d'indice de masse corporelle de l'échantillon					Sexe des sujets inclus		
	Âge	Taille (m)	Poids (kg)	IMC (kg/m ²)		(n)	(%)
Moyen	28	1,73	77,05	25,89	Femme	12	63,2
Médian	25	1,69	73	24	Homme	7	36,8
Minimum	15	1,63	60	21	Total	19	100
Maximum	50	1,99	105	37,2			
IMC: Indice de masse corporelle							
Antécédents d'entorse					Latéralité de la cheville instable		
	(n) total	(n) année écoulée	Ecart depuis dernière entorse (mois)			(n)	(%)
Moyen	5	1,6	10,2		Gauche	9	47,4
Median	4	1	5		Droite	10	52,6
Minimum	1	0	3		Total	19	100
Maximum	15	10	61				
Statut de la cheville controlatérale							
				n	%		
	Pas d'antécédent d'entorse controlatérale			11	57,9		
	Antécédent entorse controlatérale			8	42,1		
	total			19	100		

Tableau 2 : Données anthropométriques et techniques de l'échantillon

2. Données cliniques :

Les données citées dans le prochain paragraphe sont disponibles dans le *Tableau 3*. L'évaluation manuelle de la force musculaire était de 5/5 pour tous les sujets et tous les muscles testés sauf pour un seul sujet pour lequel la force des éverseurs a été cotée à 4/5.

Le score moyen pour le questionnaire de De Bie était de 60,2 points. Sur le versant de la douleur, le score moyen sur l'échelle visuelle analogique (EVA) était de 2/10 pour les 19 sujets. Chez les sujets n'ayant pas réalisé le mode excentrique (8 sujets), le score moyen de l'EVA était de près de 3/10. Enfin, le score moyen de l'EVA était de 1,4/10 chez les sujets ayant réalisé les modes excentrique et concentrique (11 sujets).

Evaluation manuelle de la force musculaire					Questionnaire de De Bie (/100)	
	Fléchisseurs	Extenseurs	Inverseurs	Everseurs	De BIE	
Moyen	5	5	5	4,9	Moyen	60,2
Median	5	5	5	5	Médian	55,5
Minimum	5	5	5	4	Minimum	28
Maximum	5	5	5	5	Maximum	95
(2 évaluations manquantes)					(3 questionnaires manquants)	
Douleur pour l'échantillon		Douleur pour le groupe [CON]		Douleur pour le groupe [CON] + [ECC]		
	EVA		EVA		EVA	
Moyenne	2	Moyenne	2,9	Moyenne	1,4	
Médiane	0	Médiane	3	Médiane	0	
Minimum	0	Minimum	0	Minimum	0	
Maximum	8	Maximum	8	Maximum	6	

Tableau 3 : Données cliniques de l'échantillon

3. Correspondants :

Le médecin traitant était l'unique correspondant du médecin en charge de la consultation pluridisciplinaire dans plus de 42% des cas (*Tableau 4* et *Figure 13*).

Correspondants		
	n	%
Médecin traitant uniquement	8	42,1
Médecin traitant et Chirurgien	10	52,6
Chirurgien uniquement	1	5,3
TOTAL	19	100

Tableau 4 : Qualité des correspondants

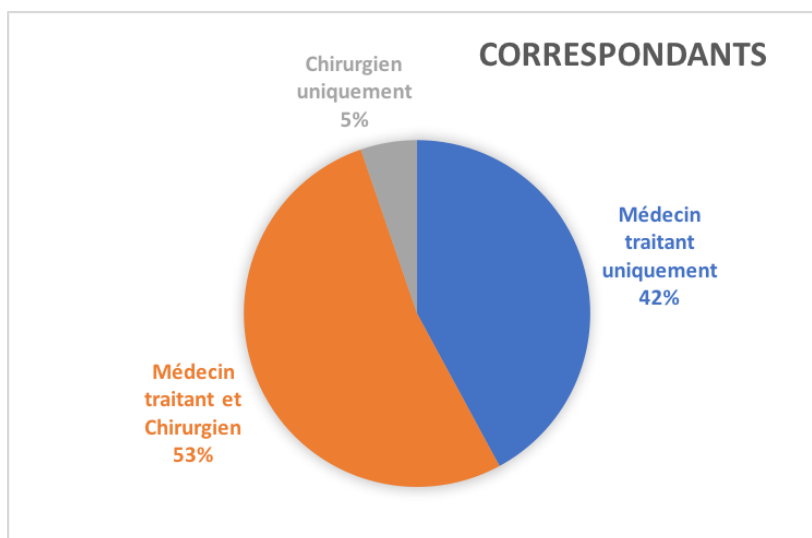


Figure 13 : Qualité des correspondants

C. ANALYSE STATISTIQUE :

1. Moment de force maximum relatif (NPT) :

a) Concentrique :

L'analyse comparative 2 à 2 retrouve un déficit significatif ($p=0,0333$) du moment de force maximum relatif des éverseurs en mode concentrique à 120°/s (Tableau 5). Tous les sujets inclus dans l'analyse ont réalisé le mode concentrique à 120°/s et 30°/s.

Mode	Muscle		Cheville		Différence	p-value
			LÉSÉE	SAINE	LÉSÉE - SAIN	
CON120	EVE	N	19	19	19	0.0333*
		NMiss	0	0	0	
		95_LCLM	0.21	0.24	-0.07	
		Mean	0.24	0.28	-0.04	
		95_UCLM	0.28	0.32	-0.00	
		Median	0.23	0.26	-0.03	
		StdErr	0.02	0.02	0.02	
		Min	0.11	0.16	-0.24	
	Max	0.36	0.48	0.06		
	INV	N	19	19	19	0.6940*
		NMiss	0	0	0	
		95_LCLM	0.25	0.26	-0.06	
		Mean	0.30	0.31	-0.01	
		95_UCLM	0.34	0.35	0.04	
Median		0.29	0.31	-0.02		
StdErr		0.02	0.02	0.02		
Max		0.53	0.49	0.25		
CON30	EVE	N	19	19	19	0.5725*
		NMiss	0	0	0	
		95_LCLM	0.28	0.30	-0.07	
		Mean	0.33	0.34	-0.01	
		95_UCLM	0.37	0.38	0.04	
		Median	0.33	0.32	0.00	
		StdErr	0.02	0.02	0.03	
		Min	0.18	0.18	-0.27	
	Max	0.56	0.48	0.14		
	INV	N	19	19	19	0.8783*
		NMiss	0	0	0	
		95_LCLM	0.31	0.31	-0.05	
		Mean	0.36	0.36	-0.00	
		95_UCLM	0.41	0.41	0.04	
Median		0.36	0.35	-0.02		
StdErr		0.02	0.02	0.02		
Max		0.19	0.16	-0.20		
Max	0.62	0.59	0.18			

Tableau 5 : Analyse descriptive et comparative 2x2 du NPT (Nm/kg) pour le mode [CON]

Les résultats de l'analyse ANOVA 2x2x2 pour le moment de force maximum relatif en mode concentrique (*Tableau 6*) retrouvent un effet significatif global du facteur Muscle ($p=0,0305$) et du facteur Mode ($p<0,001$).

Les données n'ont pas permis de montrer une différence significative entre les valeurs du moment de force maximum relatif en mode concentrique à 30°/s et 120°/s de la cheville lésée versus saine globalement, ni en fonction des différents facteurs étudiés Mode et Muscle ($p=0,7648$).

Tests des effets fixes de type 3				
Effet	DDL Num.	DDL den.	Valeur F	Pr > F
Statut (S/L)	1	144	1.21	0.2731
Muscle	1	144	4.77	0.0305
MODE	1	144	18.75	<.0001
Statut*Muscle	1	144	0.45	0.5045
Statut*MODE	1	144	0.25	0.6163
Muscle *MODE	1	144	0.18	0.6724
Statut*Muscle*MODE	1	144	0.09	0.7648

Tableau 6 : Table des effets fixes de l'analyse ANOVA 2x2x2 réalisée pour le NPT (Nm/kg) en mode [CON]

b) Excentrique :

Les résultats des comparaisons 2 à 2 ne retrouvent pas de différence significative du moment de force maximum relatif des muscles inverseurs et éverseurs en mode excentrique entre la cheville lésée et la cheville saine (*Tableau 7*). Onze sujets ont pu réaliser l'évaluation en mode excentrique.

Mode	Muscle		Cheville		Différence	p-value
			Lésée	Saine	Lésée -saine	
ECC30	EVE	N	11	11	11	0.2792*
		NMiss	8	8	8	
		95_LCLM	0.21	0.24	-0.06	
		Mean	0.28	0.30	-0.02	
		95_UCLM	0.36	0.36	0.02	
		Median	0.28	0.30	-0.03	
		StdErr	0.03	0.03	0.02	
		Min	0.14	0.14	-0.11	
		Max	0.50	0.45	0.09	
	INV	N	11	11	11	0.4478**
		NMiss	8	8	8	
		95_LCLM	0.26	0.25	-0.03	
		Mean	0.35	0.34	0.01	
		95_UCLM	0.44	0.42	0.06	
		Median	0.37	0.36	0.02	
		StdErr	0.04	0.04	0.02	
		Min	0.18	0.12	-0.13	
		Max	0.59	0.51	0.07	

Tableau 7 : Analyse descriptive et comparative 2x2 du NPT (Nm/kg) pour le mode [ECC]

Les résultats de l'analyse de variance pour le moment de force maximum relatif en mode excentrique retrouvent un effet global du facteur Muscle ($p=0,0093$). (Tableau 8)

Aussi, aucune différence significative n'est retrouvée entre les chevilles saines et lésées, ni globalement ($p=0,8730$), ni en fonction des muscles inverseurs et éverseurs ($p=0,3236$) pour le moment de force maximum relatif en mode excentrique.

Tests des effets fixes de type 3				
Effet	DDL Num.	DLL den.	Valeur F	Pr > F
Statut (S/L)	1	20	0.03	0.8730
Muscle	1	20	8.29	0.0093
Statut*Muscle	1	20	1.02	0.3236

Tableau 8 : Table des effets fixes de l'analyse ANOVA 2x2 réalisée pour le NPT (Nm/kg) en mode [ECC]

2. Puissance relative au pic de couple (*NPP*) :

a) Concentrique :

La moyenne de la puissance relative au pic de couple pour les éverseurs en mode concentrique à 120°/s était inférieure pour les chevilles lésées par rapport aux chevilles saines (*Tableau 9*). Cependant, cette différence n'était pas significative ($p=0,0913$).

L'analyse comparative 2 à 2 n'a pas permis de mettre en évidence de différence significative entre la cheville saine et la cheville lésée pour aucun des facteurs étudiés.

Mode	Muscle	Cheville			Différence	p-value
		Lésée	Saine	Lésée -saine		
CON120	EVE	N	19	19	19	0.0913*
		NMiss	0	0	0	
		95_LCLM	0.40	0.43	-0.07	
		Mean	0.45	0.48	-0.03	
		95_UCLM	0.51	0.54	0.01	
		Median	0.45	0.47	-0.03	
		StdErr	0.03	0.02	0.02	
		Min	0.23	0.30	-0.19	
	Max	0.67	0.67	0.11		
	INV	N	19	19	19	0.9616*
		NMiss	0	0	0	
		95_LCLM	0.47	0.48	-0.09	
		Mean	0.56	0.56	0.00	
		95_UCLM	0.65	0.63	0.09	
Median		0.55	0.57	-0.01		
StdErr		0.04	0.04	0.04		
Min		0.24	0.27	-0.39		
Max	1.00	0.82	0.48			
CON30	EVE	N	19	19	19	0.8098*
		NMiss	0	0	0	
		95_LCLM	0.14	0.15	-0.03	
		Mean	0.16	0.17	-0.00	
		95_UCLM	0.19	0.19	0.02	
		Median	0.17	0.16	-0.00	
		StdErr	0.01	0.01	0.01	
		Min	0.09	0.09	-0.14	
	Max	0.25	0.25	0.12		
	INV	N	19	19	19	0.5959*
		NMiss	0	0	0	
		95_LCLM	0.15	0.16	-0.03	
		Mean	0.18	0.18	-0.01	
		95_UCLM	0.20	0.21	0.02	
Median		0.17	0.18	-0.01		
StdErr		0.01	0.01	0.01		
Min		0.09	0.08	-0.11		
Max	0.32	0.31	0.09			

Tableau 9 : Analyse descriptive et comparative 2x2 du NPP (W/kg) pour le mode [CON]

Les résultats de l'analyse de variance à 3 facteurs pour la puissance relative au pic de couple en mode concentrique retrouvent un effet significatif du facteur Muscle ($p=0,0037$) et du facteur Mode ($p<0,001$) (Tableau 10).

Un effet significatif de l'interaction Muscle*MODE a été retrouvé ($p=0,0297$).

Cependant, les résultats n'ont pas montré une différence significative entre les chevilles lésées et saines en prenant en compte l'interaction Muscle*Mode ($p=0,5755$).

Tests des effets fixes de type 3				
Effet	DDL Num.	DLL den.	Valeur F	Pr > F
Statut (S/L)	1	144	0.35	0.5524
Muscle	1	144	8.72	0.0037
MODE	1	144	377.78	<.0001
Statut*Muscle	1	144	0.21	0.6514
Statut*MODE	1	144	0.09	0.7644
Muscle*MODE	1	144	4.82	0.0297
Statut*Muscle*MODE	1	144	0.32	0.5755

Tableau 10 : Table des effets fixes de l'ANOVA 2x2x2 réalisée pour le NPP (W/kg) en mode [CON]

b) Excentrique :

L'analyse comparative 2 à 2 pour la puissance relative au pic de couple ne retrouve pas de différence significative pour les muscles inverseurs et éverseurs au mode excentrique entre les chevilles saines et les chevilles lésées. (Tableau 11)

Mode	Muscle	Cheville			Différence Lésée - Saine	p-value
		Lésée	Saine			
ECC30	EVE	N	11	11	11	0.2993*
		NMiss	8	8	8	
		95_LCLM	0.11	0.13	-0.03	
		Mean	0.15	0.16	-0.01	
		95_UCLM	0.19	0.19	0.01	
		Median	0.15	0.16	-0.02	
		StdErr	0.02	0.01	0.01	
		Min	0.07	0.07	-0.06	
		Max	0.26	0.23	0.05	
		INV	N	11	11	
	NMiss		8	8	8	
	95_LCLM		0.14	0.13	-0.01	
	Mean		0.18	0.18	0.01	
	95_UCLM		0.23	0.22	0.03	
	Median		0.20	0.19	0.01	
	StdErr		0.02	0.02	0.01	
	Min		0.09	0.06	-0.07	
	Max		0.29	0.27	0.04	

Tableau 11 : Analyse descriptive et comparative 2x2 du NPP pour le mode [ECC]

Un effet significatif du facteur muscle ($p=0,0098$) est retrouvé lors de l'analyse de variance à 2 facteurs pour la puissance relative au pic de couple en mode excentrique. Aucune différence significative n'est retrouvée entre les chevilles saines et lésées ni globalement ($p=0,8618$) ni en fonction des muscles testés ($p=0,3598$) pour la puissance relative au pic de couple en mode excentrique. (Tableau 12)

Tests des effets fixes de type 3				
Effet	DDL Num.	DLL den.	Valeur F	Pr > F
Statut (S/L)	1	20	0.03	0.8618
Muscle	1	20	8.15	0.0098
Statut*Muscle	1	20	0.88	0.3598

Tableau 12 : Table des effets fixes de l'ANOVA 2x2 réalisée pour le NPP en mode [ECC]

3. Ratios :

a) Ratio E/I pour le moment de force maximum (PT) :

(1) Mode concentrique :

Aucune différence significative n'est retrouvée entre les chevilles saines et lésées pour le ratio Éverseur/Inverseur calculé à partir du moment de force maximum (PT) au mode concentrique à 30°/s et 120°/s. (Tableau 13)

Mode		Cheville		Différence	p-value
		Lésée	Saine	Lésée - Saine	
CON120	N	19	19	19	0.1604**
	NMiss	0	0	0	
	95_LCLM	0.74	0.84	-0.23	
	Mean	0.87	0.96	-0.09	
	95_UCLM	1.00	1.09	0.04	
	Median	0.88	0.94	-0.06	
	StdErr	0.06	0.06	0.06	
	Min	0.35	0.66	-0.83	
	Max	1.47	1.60	0.33	
CON30	N	19	19	19	0.5960*
	NMiss	0	0	0	
	95_LCLM	0.82	0.87	-0.16	
	Mean	0.96	0.99	-0.03	
	95_UCLM	1.09	1.10	0.09	
	Median	0.92	0.99	-0.03	
	StdErr	0.06	0.05	0.06	
	Min	0.31	0.52	-0.52	
	Max	1.45	1.29	0.51	

Tableau 13 : Analyse descriptive et comparative 2x2 des ratios E/I pour le PT en mode [CON]

L'analyse de variance 2x2 du ratio E/I pour le moment de force maximum en mode concentrique ne retrouve pas de différence significative globale (P=0,0566) ou en fonction des muscles testés (p=0,3380). (Tableau 14)

Tests des effets fixes de type 3				
Effet	DDL Num.	DLL den.	Valeur F	Pr > F
Statut	1	36	3.88	0.0566
Mode	1	36	2.93	0.0956
Statut*Mode	1	36	0.94	0.3380

Tableau 14 : Table des effets fixes de l'ANOVA 2x2 réalisée pour les ratios E/I du PT en mode [CON]

Cependant la valeur-p (« *p-value* ») de la différence globale étant proche du seuil de significativité, un calcul des valeurs estimées a été réalisé selon le modèle ANOVA. Ce dernier a mis en évidence une différence significative entre les chevilles saines et lésées pour le ratio E/I du moment de force maximum au mode concentrique à 120°/s. Ce ratio est significativement inférieur pour la cheville instable. (Tableau 15 ; Figure 14)

Valeurs estimées								
Libellé	Estimation	Erreur type	DDL	Valeur du test t	Pr > t	Alpha	Inférieur	Supérieur
LESÉE vs SAIN	0.06274	0.03185	36	1.97	0.0566	0.05	-0.00185	0.1273
Mode LESÉE vs SAIN	0.05450	0.03185	36	1.71	0.0956	0.05	-0.01008	0.1191
LESÉE vs SAIN pour CON120	0.09366	0.04504	36	2.08	0.0447	0.05	0.002326	0.1850
LESÉE vs SAIN pour CON30	0.03181	0.04504	36	0.71	0.4845	0.05	-0.05953	0.1232

Tableau 15 : Valeurs estimées par le modèle ANOVA 2x2 pour les ratios E/I du PT en mode [CON]

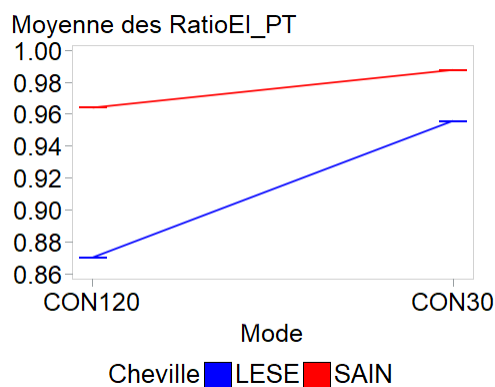


Figure 14 : Moyennes estimées par le modèle ANOVA pour le ratio E/I du moment de force maximum (PT)

(2) Mode excentrique :

Concernant l'analyse comparative du ratio E/I pour le moment de force maximum en mode excentrique, la différence entre la cheville lésée et la cheville saine n'était pas significative ($p=0,1463$). (Tableau 16)

Mode		Cheville		Différence	p-value
		Lésée	Saine	Lésée - Saine	
ECC 30	N	11	11	11	0.1463*
	NMiss	8	8	8	
	95 LCLM	0.65	0.79	-0.35	
	Mean	0.83	0.97	-0.14	
	95 UCLM	1.00	1.15	0.06	
	Median	0.78	0.90	-0.10	
	StdErr	0.08	0.08	0.09	
	Min	0.54	0.65	-0.79	
	Max	1.52	1.57	0.35	

Tableau 16 : Analyse descriptive et comparative du ratio E/I pour le PT en mode [ECC]

b) Ratio E/I pour la puissance au pic (PP) :

(1) Mode concentrique :

L'analyse comparative 2x2 n'a pas permis de mettre en évidence de différence significative pour le ratio E/I calculé à partir de la puissance au pic de couple entre les chevilles saines et lésées pour le mode concentrique ($p=0,3109$ pour $120^\circ/s$ et $p=0,7559$ pour $30^\circ/s$). (Tableau 17)

Mode		Cheville		Différence	p-value
		Lésée	Saine	Lésée vs Saine	
CON120	N	19	19	19	0.3109*
	NMiss	0	0	0	
	95_LCLM	0.72	0.78	-0.23	
	Mean	0.87	0.95	-0.08	
	95_UCLM	1.03	1.12	0.08	
	Median	0.81	0.79	-0.05	
	StdErr	0.07	0.08	0.07	
	Min	0.35	0.37	-0.87	
	Max	1.49	1.80	0.47	
CON30	N	19	19	19	0.7559*
	NMiss	0	0	0	
	95_LCLM	0.85	0.84	-0.15	
	Mean	1.00	0.97	0.03	
	95_UCLM	1.15	1.11	0.21	
	Median	0.92	0.90	0.03	
	StdErr	0.07	0.06	0.09	
	Min	0.29	0.33	-0.55	
	Max	1.46	1.38	1.05	

Tableau 17 : Analyse descriptive et comparative 2x2 du ratio E/I pour le PP en mode [CON]

L'analyse de variance 2x2 pour le ratio E/I de la puissance au pic en mode concentrique n'a pas retrouvé de différence significative globale ($p=0,7322$) ni en fonction de la vitesse en mode concentrique ($p=0,4789$). (Tableau 18)

Tests des effets fixes de type 3				
Effet	DDL Num.	DLL den.	Valeur F	Pr > F
Statut (S/L)	1	72	0.12	0.7322
Mode	1	72	1.06	0.3058
Statut*Mode	1	72	0.51	0.4789

Tableau 18 : Tables des effets fixes de l'ANOVA 2x2 réalisée pour le ratio E/I du PP en mode [CON]

(2) Mode excentrique :

La différence entre les chevilles saines et les chevilles lésées n'est pas significative pour le ratio E/I de la puissance au pic de couple au mode excentrique ($p=0,1640$). (Tableau 19)

Mode		Cheville		Différence	p-value
		Lésée	Saine	Lésée - Saine	
ECC 30	N	11	11	11	0.1640*
	NMiss	8	8	8	
	95_LCLM	0.65	0.79	-0.36	
	Mean	0.83	0.97	-0.14	
	95_UCLM	1.00	1.16	0.07	
	Median	0.78	0.88	-0.12	
	StdErr	0.08	0.08	0.10	
	Min	0.54	0.65	-0.84	
	Max	1.52	1.61	0.36	

Tableau 19 : Analyse descriptive et comparative du ratio E/I pour le PP en mode [ECC]

c) Ratios Fonctionnels :

(1) Ratio $Ev*[CON]/Inv*[ECC]$:

(a) Pour le moment de force maximum :

Le ratio mixte du moment de force maximum de l'éverseur en mode concentrique sur celui de l'inverseur en mode excentrique pour la cheville lésée était de 0,99 en moyenne. Ce ratio était inférieur pour la cheville lésée par rapport à la cheville saine (1,11 en moyenne) mais cette différence n'était pas significative ($p=0,1752$). (Tableau 20)

		Lésée	Saine	Différence	p-value
		Lésée	Sain	Lésée - Sain	
$Ev*[CON]/Inv*[ECC]$	N	11	11	11	0.1752*
	NMiss	8	8	8	
	95_LCLM	0.79	0.89	-0.30	
	Mean	0.99	1.11	-0.12	
	95_UCLM	1.19	1.32	0.06	
	Median	0.96	0.95	-0.20	
	StdErr	0.09	0.10	0.08	
	Min	0.62	0.85	-0.58	
	Max	1.66	1.86	0.29	

Tableau 20 : Analyse descriptive et comparative du ratio $Ev*[CON]/Inv*[ECC]$ pour le PT

(b) Pour la puissance au pic :

Le ratio $Ev^*[CON]/Inv^*[ECC]$ calculé pour la puissance au pic de couple était inférieur en moyenne pour la cheville lésée mais cette différence n'était pas significative ($p=0,1654$).

(Tableau 21)

Ev*[CON]/Inv*[ECC] PP		Lésée	Saine	Différence Lésée - Sain	p-value
	N	11	11	11	
	NMiss	8	8	8	
	95_LCLM	0.78	0.84	-0.29	
	Mean	0.94	1.06	-0.12	
	95_UCLM	1.11	1.28	0.06	
	Median	0.96	0.95	-0.07	
	StdErr	0.07	0.10	0.08	
	Min	0.63	0.69	-0.63	
	Max	1.49	1.80	0.18	

Tableau 21 : Analyse descriptive et comparative du ratio $Ev^*[CON]/Inv^*[ECC]$ pour le PP

(2) Ratio $Ev^*[ECC]/Inv^*[CON]$

(a) Pour le moment de force maximum :

Aucune différence significative n'a été retrouvée entre le ratio $Ev^*[ECC]/Inv^*[CON]$ du moment de force maximum de la cheville saine par rapport à celui de la cheville lésée ($p=0,4961$). (Tableau 22)

Ev*[ECC]/Inv*[CON] PT		Lésée	Saine	Différence Lésée - Sain	p-value
	N	11	11	11	
	NMiss	8	8	8	
	95_LCLM	0.70	0.77	-0.18	
	Mean	0.85	0.89	-0.04	
	95_UCLM	1.01	1.02	0.09	
	Median	0.83	0.95	-0.11	
	StdErr	0.07	0.06	0.06	
	Min	0.38	0.56	-0.28	
	Max	1.18	1.17	0.29	

Tableau 22 : Analyse descriptive et comparative du ratio $Ev^*[ECC]/Inv^*[CON]$ pour le PT

(b) Pour la puissance au pic :

L'analyse comparative entre la cheville saine et lésée du ratio $Ev^*[ECC]/Inv^*[CON]$ calculé pour la puissance au pic de couple n'a pas retrouvé de différence significative ($p=0,6868$).

(Tableau 23)

Ev*[ECC]/Inv*[CON] PP		Lésée	Saine	Différence Lésée - Sain	p-value
	N	11	11	11	
	NMiss	8	8	8	
	95_LCLM	0.77	0.80	-0.15	
	Mean	0.91	0.93	-0.02	
	95_UCLM	1.05	1.07	0.10	
	Median	0.89	0.97	-0.00	
	StdErr	0.06	0.06	0.06	
	Min	0.58	0.58	-0.27	
	Max	1.24	1.18	0.28	

Tableau 23 : Analyse descriptive et comparative du ratio $Ev^*[ECC]/Inv^*[CON]$ pour le PP

4. Influence du sexe :

Aucune différence significative n'a été retrouvée entre les hommes et les femmes pour le moment de force maximum relatif et la puissance relative au pic de couple des inverseurs et des éverseurs aux différents modes et vitesses mesurés.

5. Synthèse des résultats :

L'étude comparative 2 à 2 a retrouvé un déficit significatif du moment de force maximum relatif des éverseurs en mode concentrique à 120°/s.

Le calcul des valeurs estimées de l'ANOVA a permis de retrouver un ratio E/ significativement inférieur pour la cheville instable I (PT, 120°/s [CON]).

L'analyse de variance pour la puissance relative au pic de couple a mis en évidence une interaction significative des facteurs Mode et Muscle.

V. DISCUSSION

A. MÉTHODOLOGIE

La nature rétrospective de notre étude est un premier facteur limitant de l'interprétation des résultats obtenus. De plus, un biais de sélection lié aux critères d'inclusion peut être aussi avancé. En effet, les patients inclus dans notre étude étaient adressés à une consultation pluridisciplinaire spécialisée pour l'instabilité de cheville ce qui pourrait laisser supposer une atteinte plus grave et/ou plus avancée des participants. Cette réflexion a déjà été avancée auparavant au sujet des premiers travaux isocinétiques de Tropp^(33, 35). Aussi, le degré de participation à des activités physiques et sportives n'était pas documenté.

Le questionnaire de De Bie a été utilisé pour qualifier l'instabilité de cheville des sujets lors de la consultation pluridisciplinaire. Il est à remarquer que ce questionnaire a été développé comme un outil diagnostique pour permettre de prédire la sévérité des entorses latérales de cheville⁽⁴⁸⁾. L'utilisation de nouveaux questionnaires standardisés et dédiés à l'instabilité chronique de cheville semble préférable à l'avenir (CAIT⁽¹⁶⁾, AII⁽¹⁷⁾, IdFAI⁽¹⁸⁾).

Aussi, les patients déclarant souffrir d'instabilité chronique de cheville bilatérale étaient exclus de notre étude. Cependant, la stabilité de la cheville controlatérale n'a pas été quantifiée par un questionnaire standardisé (CAIT, AII, IdFAI par exemple...) et 42% des sujets inclus ont déclaré avoir au moins un antécédent d'entorse latérale de cheville.

L'exclusion des patients ne pouvant pas réaliser l'épreuve isocinétique ou n'ayant pas pu la mener à son terme tend aussi à nuancer les résultats de cette étude. En effet, les motifs de la

non-réalisation des épreuves isocinétiques n'ont pas été documentés mais il peut être raisonnable d'avancer la douleur comme premier obstacle au déroulement des épreuves. De cette façon les sujets les plus douloureux ont peut-être été exclus de l'étude.

La définition d'entorse de cheville n'étant pas explicitée dans le questionnaire, les résultats concernant les antécédents d'entorse de cheville dans la population seront donc à tempérer. De plus, le caractère médial ou latéral de l'entorse n'était pas précisé. Cependant, par abus de langage cet antécédent concerne les entorses latérales de cheville.

Nous avons choisi comme critère de jugement principal le moment de force maximal et non sa valeur moyenne. En effet, il a été démontré que les 2 premières valeurs d'une série de 5 répétitions sur dynamomètre isocinétique étaient significativement inférieures aux autres ⁽⁴⁹⁾. Nous avons choisi de rapporter le moment de force maximum ainsi que la puissance au pic de couple par le poids des sujets afin de faciliter les comparaisons inter-sujet et homme-femme.

Nous ne disposions pas dans la littérature de données quant à la reproductibilité des épreuves musculaires isocinétiques sur le dynamomètre CON-TREX ®, cependant une étude de reproductibilité quant à l'évaluation des inverseurs et des éverseurs est en cours dans notre centre à l'heure actuelle. Ainsi, nous avons choisi les vitesses angulaires de 30°/s et 120°/s en mode concentrique ([CON]), ces vitesses permettant une reproductibilité satisfaisante pour les autres dynamomètres ^(50,51). Toutefois, la vitesse la plus rapide utilisée (120°/s) peut sembler faible comparée aux vitesses des mouvements physiologiques.

D'autre part, les épreuves isocinétiques n'ont pas été réalisées par le même évaluateur (jusqu'à 8 enseignants d'activité physique adaptés sur la période concernée), les explications ainsi que les encouragements ont pu être sensiblement différents. De la même façon,

l'évaluateur pouvait faire recommencer une série s'il le jugeait nécessaire réalisant ainsi un premier filtre subjectif et limitant l'interprétation de nos résultats à postériori.

Les sujets étaient installés sur le dynamomètre avec le genou fléchi à 45°. Cette position a été choisie par les évaluateurs en raison de sa meilleure reproductibilité ⁽⁴⁴⁾ (sur les autres dynamomètres) bien que la participation des muscles ischio-jambiers aux résultats enregistrés ne puissent être écartée ⁽⁵²⁾.

Nous n'avons pas intégré la dominance du pied dans notre analyse. D'une part certaines données étaient manquantes, et d'autre part, les sujets ne savaient pas toujours quel était leur pied dominant. De plus, la dominance n'interviendrait pas dans l'évaluation des performances musculaires isocinétiques ^(46, 53).

Les comparaisons réalisées lors de notre analyse statistique étaient uniquement intra-sujet. D'autres auteurs supportent l'idée que les mécanismes à l'œuvre dans l'instabilité chronique de cheville pourraient affecter la musculature de la cheville controlatérale et privilégient ainsi les comparaisons inter-sujets ⁽²⁹⁾.

B. PRINCIPAUX RÉSULTATS

L'analyse comparative 2 à 2 a retrouvé un déficit significatif du moment de force maximum relatif des éverseurs à 120°/s en mode concentrique. Ce résultat est cohérent avec ceux de Tropp ⁽³³⁾, d'autant plus qu'ils concernent aussi une population adressée en consultation spécialisée (consultation d'orthopédie). Cependant, l'analyse de variance n'a pas retrouvé d'interaction significative entre les 3 facteurs statut (sain/lésé), muscle (inverseur/éverseur) et mode ([CON] 120°/s et 30°/s) pour les résultats des moments de force maximum relatifs. Cette discordance est en partie liée à la nature des 2 méthodes statistiques utilisées, l'une comparant les blocs 2 à 2 (T-test), l'autre recherchant les interactions possibles des facteurs pouvant avoir un effet sur le critère de jugement étudié (ANOVA 2x2x2). D'autre part, Arnold et al. ⁽⁵⁴⁾ ont retrouvé lors d'une méta-analyse un déficit faible mais significatif des éverseurs en mode concentrique, déficit qui nécessiterait pour être mis en évidence avec un seuil alpha de 0,05 et une puissance de 80%, un nombre de sujets de 313 individus par groupe, soit 626 sujets. De plus, en extrapolant leurs résultats, Arnold et al. ⁽⁵⁴⁾ ont suggéré une différence de 1,26 Nm entre les chevilles saines et les chevilles instables, cette faible différence existerait mais nécessiterait des études de grande puissance afin d'être mise en évidence. Les auteurs font toutefois relativiser ce faible écart en le rapportant au bras de levier des muscles fibulaires lors de l'éversion (21 à 22 mm) ⁽⁵⁵⁾.

Par ailleurs, notre analyse statistique ne retrouve pas de différence significative ni d'effet significatif pour le moment de force maximum entre la cheville instable et la cheville saine pour les muscles inverseurs en concentrique et en excentrique ainsi que pour les muscles éverseurs en excentrique.

Il nous paraissait judicieux dans notre étude d'examiner en plus du moment de force, la quantité de travail produite par unité de temps. Ainsi, l'étude de la puissance relative au pic de couple n'a pas permis de retrouver de différence significative ou d'effet d'interaction significatif entre les chevilles saines et instables pour les muscles inverseurs et éverseurs aux différents modes. Nous n'avons pas trouvé de données à confronter à ces résultats dans la littérature. En outre, l'analyse de variance a mis en évidence une interaction significative des facteurs Mode et Muscles. Cette interaction retrouvée pour la puissance relative au pic de couple, plus proche de la physiologie musculaire et notamment la relation force-vitesse, n'a pas été mise en évidence pour le moment de force maximum relatif.

À l'instar de Willems ⁽⁴⁰⁾ nous ne retrouvons pas de différence significative entre les chevilles saines et lésées pour le ratio E/I calculé avec le moment de force maximum pour les modes excentrique et concentrique. Toutefois, l'analyse de variance retrouve une différence significative entre les chevilles saines et lésées à 120°/s pour le mode concentrique grâce au calcul des valeurs estimées. Comme pour l'étude du moment de force maximum, un résultat pouvant sembler discordant apparaît entre les deux méthodes statistiques. Cependant, aucun effet significatif n'a été retrouvé pour l'interaction Mode*Muscle sur la valeur du ratio E/I entre les chevilles saines et instables quel que soit le muscle et le mode étudié.

L'analyse comparative des ratios fonctionnels n'a pas retrouvé de différence significative entre les chevilles saines et lésées en accord avec les publications de Munn ⁽¹³⁾ et Yildiz ⁽²³⁾

pour le ratio $Ev^*[ECC]/Inv^*[CON]$. Nous ne retrouvons pas de déficit significatif de ce ratio rapporté par David ⁽²⁹⁾.

Les résultats de nos analyses comparatives confrontés à ceux de la littérature peuvent être globalement cohérents ou en désaccord. De ce constat, nous formulons l'hypothèse qu'au-delà des différences méthodologiques des études disponibles dans la littérature, plusieurs déficits et déséquilibres musculaires des inverseurs et des éverseurs peuvent participer à l'instabilité chronique de cheville, avec une explication biomécanique rationnelle expliquant leur(s) participation(s). Cette hypothèse appuierait cependant le besoin d'une évaluation musculaire isocinétique personnalisée en vue d'établir un programme rééducatif incluant un renforcement musculaire sur mesure. Ce renforcement musculaire spécifique pourrait avoir un effet positif sur la proprioception et sur les résultats aux tests fonctionnels (hop tests) ⁽³⁷⁾.

Enfin, les résultats de notre analyse, leurs concordances ainsi que leurs discordances avec ceux déjà publiés dans la littérature, appellent à la réalisation d'étude(s) prospective(s), de grande puissance avec un nombre de sujets suffisant, utilisant une méthodologie standardisée et reproductible afin d'identifier plus précisément la participation complexe des déficits musculaires des inverseurs et des éverseurs du pied dans l'instabilité chronique de cheville.

VI. CONCLUSION

L'instabilité chronique de cheville est une complication fréquente de la première cause de blessure chez les sportifs, l'entorse latérale de cheville. Sa conceptualisation a évolué au cours des cinquante dernières années et les premières publications de Freeman.

De nombreux mécanismes peuvent expliquer l'instabilité de cheville, et parmi eux, le déficit musculaire des inverseurs et/ou des éverseurs fait l'objet de résultats contradictoires dans la littérature.

Le but de cette étude était d'évaluer comparativement les performances musculaires des inverseurs et des éverseurs du pied sur dynamomètre isocinétique entre la cheville instable et la cheville saine chez des patients adressés en consultation pluridisciplinaire pour instabilité chronique de cheville.

Du premier Janvier 2014 au premier Mars 2018, 63 patients ont été adressés en consultation pluridisciplinaire pour instabilité chronique de cheville. Les critères d'inclusion et d'exclusion de cette étude ont été inspirés des dernières recommandations de l'*International Ankle Consortium* ⁽²⁶⁾. Au total, les évaluations musculaires isocinétiques de 19 sujets ont fait l'objet de l'analyse. Les 19 sujets ont réalisé une évaluation musculaire isocinétique des inverseurs et des éverseurs en mode concentrique à 30°/s et 120°/s. Seulement 11 de ces sujets ont réalisé l'évaluation en mode excentrique à 30°/s. Le critère de jugement principal de cette étude était la valeur du moment de force maximum relatif pour les muscles inverseurs et éverseurs à 30°/s et 120°/s au mode concentrique mesuré pour les chevilles instables et saines.

Un déficit significatif du moment de force maximum relatif des muscles éverseurs en mode concentrique à la vitesse de 120°/s a été retrouvé pour les chevilles instables par rapport aux chevilles saines. En revanche aucun effet d'interaction significatif des facteurs Mode et Muscle n'a été retrouvé entre les chevilles saines et instables. L'analyse de variance a permis de retrouver un déficit significatif du ratio E/I pour le moment de force maximum à la vitesse de 120°/s au mode concentrique des chevilles instables. Cependant, aucun effet d'interaction significatif global ou du facteur Mode n'a été retrouvé pour le ratio E/I.

Les limitations méthodologiques de cette étude ainsi que les résultats contradictoires retrouvés dans cette dernière et dans la littérature justifient la réalisation d'étude(s) prospective(s) de puissance suffisante afin de déterminer la participation complexe et vraisemblablement protéiforme des muscles inverseurs et éverseurs du pied dans l'instabilité chronique de cheville. Aussi, nous suggérons que la vraisemblable complexité des déficits musculaires des inverseurs et des éverseurs, et leurs possibles associations à l'œuvre dans instabilité chronique de cheville motivent la réalisation d'épreuves isocinétiques afin d'adapter le travail rééducatif en conséquence.

VII. BIBLIOGRAPHIE

- 1) Daniel Tik-Pui Fong et al., « A Systematic Review on Ankle Injury and Ankle Sprain in Sports », *Sports Medicine* 37, n° 1 (1 janvier 2007): 73-94, <https://doi.org/10.2165/00007256-200737010-00006>.
- 2) Rogier M. van Rijn et al., « What Is the Clinical Course of Acute Ankle Sprains? A Systematic Literature Review », *The American Journal of Medicine* 121, n° 4 (1 avril 2008): 324-331.e7, <https://doi.org/10.1016/j.amjmed.2007.11.018>.
- 3) Stephen B. Thacker et al., « The Prevention of Ankle Sprains in Sports », *The American Journal of Sports Medicine* 27, n° 6 (1 novembre 1999): 753-60, <https://doi.org/10.1177/03635465990270061201>.
- 4) M. a. R. Freeman, M. R. E. Dean, et I. W. F. Hanham, « The Etiology and Prevention of Functional Instability of the Foot », *Bone & Joint Journal* 47-B, n° 4 (1 novembre 1965): 678-85.
- 5) M. a. R. Freeman, « Instability of the Foot After Injuries to the Lateral Ligament of the Ankle », *Bone & Joint Journal* 47-B, n° 4 (1 novembre 1965): 669-77.
- 6) Jay Hertel, « Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability », *Journal of Athletic Training* 37, n° 4 (2002): 364-75.
- 7) Claire E. Hiller, Sharon L. Kilbreath, et Kathryn M. Refshauge, « Chronic Ankle Instability: Evolution of the Model », *Journal of Athletic Training* 46, n° 2 (2011): 133-41, <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.2.133>.
- 8) Adalbert-I. Kapandji et Thierry Judet, *Anatomie fonctionnelle : Tome 2 - Membre inférieur*, 6e édition (Paris: Maloine, 2009).
- 9) J. Dul et G. E. Johnson, « A Kinematic Model of the Human Ankle », *Journal of Biomedical Engineering* 7, n° 2 (avril 1985): 137-43.
- 10) Pierre Kamina et André Gouazé, *Anatomie clinique : Tome 1, Anatomie générale, membres*, 4e édition (Paris: Maloine, 2009).
- 11) Wilkerson, « Invertor Vs. Evertor Peak Torque and Power Deficiencies Associated With Lateral Ankle Ligament Injury », *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 26, n° 2 (1 août 1997): 78-86, <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.26.2.78>.
- 12) Yves Tourné et Christian Mabit, *La cheville instable: De l'entorse récente à l'instabilité chronique* (Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson, 2015).
- 13) Joanne Munn et al., « Eccentric Muscle Strength in Functional Ankle Instability », *Medicine & Science in Sports & Exercise* 35, n° 2 (février 2003): 245, <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000048724.74659.9F>.
- 14) Hans Tropp, Carl Asklung, et Jan Gillquist, « Prevention of Ankle Sprains », *The American Journal of Sports Medicine* 13, n° 4 (1 juillet 1985): 259-62, <https://doi.org/10.1177/036354658501300408>.
- 15) Julie N. Bernier, David H. Perrin, et Arie Rijke, « Effect of Unilateral Functional Instability of the Ankle on Postural Sway and Inversion and Eversion Strength », *Journal of Athletic Training* 32, n° 3 (1997): 226-32.
- 16) Claire E. Hiller et al., « The Cumberland Ankle Instability Tool: A Report of Validity and Reliability Testing », *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 87, n° 9 (1 septembre 2006): 1235-41, <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.05.022>.
- 17) Carrie L. Docherty et al., « Development and Reliability of the Ankle Instability Instrument », *Journal of Athletic Training (National Athletic Trainers' Association)* 41, n° 2 (avril 2006): 154-58.
- 18) Janet Simon, Matthew Donahue, et Carrie Docherty, « Development of the Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI) », *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society* 33 (1 septembre 2012): 755-63, <https://doi.org/10.3113/FAI.2012.0755>.
- 19) Helen J. Hislop et James Perrine, « The Isokinetic Concept of Exercise », *Physical Therapy* 47, n° 2 (1 février 1967): 114-17, <https://doi.org/10.1093/ptj/47.2.114>.
- 20) Pierre Lemire, « Historique et fondamentaux de la technologie isocinétique appliquée au mouvement humain », *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, n° 85 (2014): 7-14, <https://doi.org/10.1051/sm/2014004>.
- 21) « Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé (ANAES) », *Acta Endoscopica* 28, n° 2 (avril 1998): 151-55, <https://doi.org/10.1007/BF03019434>.

- 22) J. L. Croisier et J. M. Crielaard, « Méthodes d'exploration de la force musculaire: Une analyse critique », *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 42, n° 6 (1 juin 1999): 311-22, [https://doi.org/10.1016/S0168-6054\(99\)80069-5](https://doi.org/10.1016/S0168-6054(99)80069-5).
- 23) Yavuz Yıldız et al., « Peak and End Range Eccentric Evertor/Concentric Invertor Muscle Strength Ratios in Chronically Unstable Ankles: Comparison with Healthy Individuals », *Journal of Sports Science & Medicine* 2, n° 3 (1 septembre 2003): 70-76.
- 24) Per Aagaard et al., « A New Concept For Isokinetic Hamstring: Quadriceps Muscle Strength Ratio », *The American Journal of Sports Medicine* 26, n° 2 (1 mars 1998): 231-37, <https://doi.org/10.1177/03635465980260021201>.
- 25) Eamonn Delahunty et al., « Inclusion Criteria When Investigating Insufficiencies in Chronic Ankle Instability », *Medicine & Science in Sports & Exercise* 42, n° 11 (novembre 2010): 2106, <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181de7a8a>.
- 26) Phillip A. Gribble et al., « Selection Criteria for Patients with Chronic Ankle Instability in Controlled Research: A Position Statement of the International Ankle Consortium », *Br J Sports Med* 48, n° 13 (1 juillet 2014): 1014-18, <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093175>.
- 27) P. Kannus, « Isokinetic Evaluation of Muscular Performance », *International Journal of Sports Medicine* 15, n° S 1 (janvier 1994): S11-18, <https://doi.org/10.1055/s-2007-1021104>.
- 28) H. D. Hartsell et S. J. Spaulding, « Eccentric/Concentric Ratios at Selected Velocities for the Invertor and Evertor Muscles of the Chronically Unstable Ankle. », *British Journal of Sports Medicine* 33, n° 4 (1 août 1999): 255-58, <https://doi.org/10.1136/bjism.33.4.255>.
- 29) Pascal David et al., « Isokinetic testing of evertor and invertor muscles in patients with chronic ankle instability. », *Journal of Applied Biomechanics* 29, n° 6 (décembre 2013): 696-704.
- 30) J. Ty Hopkins et Christopher D. Ingersoll, « Arthrogenic Muscle Inhibition: A Limiting Factor in Joint Rehabilitation (Book) », *Journal of Sport Rehabilitation* 9, n° 2 (mai 2000): 135.
- 31) Tricia J. Hubbard et al., « Contributing Factors to Chronic Ankle Instability », *Foot & Ankle International* 28, n° 3 (1 mars 2007): 343-54, <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.0343>.
- 32) Byung-Ki Cho et al., « The peroneal strength deficits in patients with chronic ankle instability compared to ankle sprain copers and normal individuals », *Foot and Ankle Surgery*, 11 novembre 2017, <https://doi.org/10.1016/j.fas.2017.10.017>.
- 33) H. Tropp, « Pronator Muscle Weakness in Functional Instability of the Ankle Joint », *International Journal of Sports Medicine* 7, n° 5 (octobre 1986): 291-94, <https://doi.org/10.1055/s-2008-1025777>.
- 34) G. Lentell, L. L. Katzman, et M. R. Walters, « The Relationship between Muscle Function and Ankle Stability », *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 11, n° 12 (1990): 605-11.
- 35) Gary Lentell et al., « The Contributions of Proprioceptive Deficits, Muscle Function, and Anatomic Laxity to Functional Instability of the Ankle », *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 21, n° 4 (avril 1995): 206-15, <https://doi.org/10.2519/jospt.1995.21.4.206>.
- 36) Luke Ryan, « Mechanical stability, muscle strength and proprioception in the functionally unstable ankle », *Australian Journal of Physiotherapy* 40, n° 1 (1 janvier 1994): 41-47, [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60453-0](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60453-0).
- 37) Ufuk Sekir et al., « Effect of Isokinetic Training on Strength, Functionality and Proprioception in Athletes with Functional Ankle Instability », *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 15, n° 5 (1 mai 2007): 654-64, <https://doi.org/10.1007/s00167-006-0108-8>.
- 38) Cynthia M. McKnight et Charles W. Armstrong, « The Role of Ankle Strength in Functional Ankle Instability », *Journal of Sport Rehabilitation* 6, n° 1 (1 mai 1997): 21-29, <https://doi.org/10.1123/jsr.6.1.21>.
- 39) Thomas W. Kaminski, David H. Perrin, et Bruce M. Gansneder, « Eversion Strength Analysis of Uninjured and Functionally Unstable Ankles », *Journal of Athletic Training* 34, n° 3 (1999): 239-45.
- 40) Tine Willems et al., « Proprioception and Muscle Strength in Subjects With a History of Ankle Sprains and Chronic Instability », *Journal of Athletic Training* 37, n° 4 (2002): 487-93.
- 41) Amr Abdelaziem et Amira Draz, « Eccentric Peak Torque Analysis of Subjects Suffering from Chronic Ankle Instability », *Medicine Science | International Medical Journal* 2, n° 1 (2013): 489, <https://doi.org/10.5455/medscience.2013.02.8048>.

- 42) Rafael Sierra-Guzmán, Fernando Jiménez, et Javier Abián-Vicén, « Predictors of chronic ankle instability: Analysis of peroneal reaction time, dynamic balance and isokinetic strength », *Clinical Biomechanics* 54 (mai 2018): 28-33, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.03.001>.
- 43) Amr Almaz Abdel-aziem et Amira Hussin Draz, « Chronic Ankle Instability Alters Eccentric Eversion/Inversion and Dorsiflexion/Plantarflexion Ratio », *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* 27, n° 1 (2014): 47-53, <https://doi.org/10.3233/BMR-130418>.
- 44) Docteur Pascal EDOUARD et Francis Degache, *Guide d'isocinétisme* (S.I.: Elsevier Masson, 2016).
- 45) Judith F. Baumhauer et al., « A Prospective Study of Ankle Injury Risk Factors », *The American Journal of Sports Medicine* 23, n° 5 (1 septembre 1995): 564-70, <https://doi.org/10.1177/036354659502300508>.
- 46) M. Leslie, J. E. Zachazewski, et P. Browne, « Reliability of Isokinetic Torque Values for Ankle-Invertors and Evertors », *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 11, n° 12 (1990): 612-16.
- 47) Fereshteh Pourkazemi et al., « Predictors of recurrent sprains after an index lateral ankle sprain: a longitudinal study », *Physiotherapy*, 1 novembre 2017, <https://doi.org/10.1016/j.physio.2017.10.004>.
- 48) Rob Bie et al., « The Prognosis of Ankle Sprains », *International journal of sports medicine* 18 (1 juin 1997): 285-89, <https://doi.org/10.1055/s-2007-972635>.
- 49) J. Duncan MacDougall et al., *Physiological Testing of the High-Performance Athlete*, 2nd ed (Champaign, Ill. : Human Kinetics Books, 1991), <https://trove.nla.gov.au/work/5622597>.
- 50) Heidi Karnofel, Kinnith Wilkinson, et Gary Lentell, « Reliability of Isokinetic Muscle Testing at the Ankle », *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 11, n° 4 (octobre 1989): 150-54, <https://doi.org/10.2519/jospt.1989.11.4.150>.
- 51) Wei-Hsiu Lin et al., « Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults », *Journal of Science and Medicine in Sport* 12, n° 1 (1 janvier 2009): 42-49, <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.10.001>.
- 52) G. Lentell et al., « The Effect of Knee Position on Torque Output during Inversion and Eversion Movements at the Ankle », *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 10, n° 5 (1988): 177-83.
- 53) Wong, « Isokinetic Evaluation of the Ankle Invertors and Evertors », *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 5, n° 5 (1 mars 1984): 246-52, <https://doi.org/10.2519/jospt.1984.5.5.246>.
- 54) Brent L. Arnold et al., « Concentric Evertor Strength Differences and Functional Ankle Instability: A Meta-Analysis », *Journal of Athletic Training* 44, n° 6 (2009): 653-62, <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.6.653>.
- 55) Paul Klein, Stephan Mattys, et Marcel Rooze, « Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrural and subtalar joints during movement: An In vitro study », *Journal of Biomechanics* 29, n° 1 (1 janvier 1996): 21-30, [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00025-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00025-9).

VIII. ANNEXES

Box 1 Standard inclusion criteria endorsed, as a minimum, by the International Ankle Consortium for enrolling patients who fall within the heterogeneous condition of chronic ankle instability in controlled research.

Inclusion criteria

1. A history of at least one significant ankle sprain
 - ▶ The initial sprain must have occurred at least 12 months prior to the study enrolment
 - ▶ Was associated with inflammatory symptoms (pain, swelling, etc)
 - ▶ Created at least one interrupted day of desired physical activity

The most recent injury must have occurred more than 3 months prior to the study enrolment.

We endorse the *definition of an ankle sprain* as "An acute traumatic injury to the lateral ligament complex of the ankle joint as a result of excessive inversion of the rear foot or a combined plantar flexion and adduction of the foot. This usually results in some initial deficits of function and disability".²⁰

2. A history of the previously injured ankle joint 'giving way', and/or recurrent sprain and/or 'feelings of instability'.

We endorse the *definition of 'giving way* as "The regular occurrence of uncontrolled and unpredictable episodes of excessive inversion of the rear foot (usually experienced during initial contact during walking or running), which do not result in an acute lateral ankle sprain".²⁰

Specifically, participants should report at least 2 episodes of 'giving way' in the 6 months prior to the study enrolment.

We endorse the *definition of 'recurrent sprain'* as "Two or more sprains to the same ankle".²⁰

We endorse the definition of *feeling of ankle joint instability* as "The situation whereby during activities of daily living (ADL) and sporting activities the subject feels that the ankle joint is unstable and is usually associated with the fear of sustaining an acute ligament sprain".²⁰

Specifically, self-reported ankle instability should be confirmed with a validated ankle instability-specific questionnaire using the associated cut-off score. Currently recommended questionnaires:

- A. Ankle Instability Instrument (AII)⁴⁰: answer 'yes' to at least five yes/no questions (This should include question 1, plus four others)
 - B. Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)⁴¹: score of <24
 - C. Identification of functional ankle instability (IdFAI)³⁷: score of >11
3. A general self-reported foot and ankle function questionnaire is recommended to describe the level of disability of the cohort, but should only be an inclusion criterion if the level of self-reported function is important to the research question. Currently endorsed questionnaires:
 - A. Foot and Ankle Ability Measure (FAAM)⁴²: ADL scale <90%; Sport scale <80%
 - B. Foot and Ankle Outcome Score (FAOS)⁴³: score of <75% in three or more categories

Box 2 Standard exclusion criteria endorsed, as a minimum, by the International Ankle Consortium for enrolling patients who fall within the heterogeneous condition of chronic ankle instability in controlled research.

Exclusion criteria

1. A history of previous surgeries to the musculoskeletal structures (ie, bones, joint structures and nerves) in either lower extremity.

It is understood and accepted in clinical and research practice that surgery to repair insufficient joint structures is designed to restore structural integrity, but creates residual changes in the central and peripheral portions of the nervous system. Even with appropriate rehabilitation and follow-up management, there are concomitant neuromuscular and structural alterations after surgery that would confound the ability to isolate the effects of chronic ankle instability.

2. A history of a fracture in either lower extremity requiring realignment.

Similar to the first exclusion criterion, significant compromise to skeletal tissue will threaten the internal validity of the selection of study populations with isolated chronic ankle instability.

3. Acute injury to the musculoskeletal structures of other joints of the lower extremity in the previous 3 months, which impacted joint integrity and function (ie, sprains, fractures) resulting in at least 1 interrupted day of desired physical activity.

Annexes 1 et 2 : Critères d'inclusion et d'exclusion selon l'International Ankle Consortium

Etude	Population	Protocole	Dynamomètre	Résultat Peak Torque
Tropp et al. 1986 (33)	15 Unilateral FAI	<u>Muscles:</u> Everseurs <u>Mode:</u> [CON] 30°/s et 120°/s <u>Installation:</u> Etrier spécial ; Sujet assis ; Pied en décharge, plante du pied 42°/sol (axe sous talienne)	Cybox 2	<u>Variable analysée:</u> Moment de force maximum Déficit significatif des everseurs en mode [CON] à 30°/s et 120°/s pour les chevilles lésées.
Lentell et al. 1990 (34)	33 Unilateral FAI	<u>Muscles:</u> Inverseurs/Everseurs <u>Mode:</u> [CON] 30°/s <u>Installation:</u> Sujet demi-assis ; Genou fléchi 10° ; Flexion plantaire 10-15° ; Stabilisation manuelle du genou ; En chaussures	Cybox 2	<u>Variable analysée:</u> Moyenne du moment de force maximum Absence de différence significative
Lentell et al. 1995 (35)	42 Unilateral FAI	<u>Muscles:</u> Inverseurs/Everseurs <u>Mode:</u> [CON] 30, 90, 150 et 210°/s <u>Installation:</u> Idem Lentell 1990	Cybox 2 +	<u>Variable analysée:</u> Moyenne du moment de force maximum. Absence de différence significative pour les 4 vitesses étudiées
Ryan 1994 (36)	45 Unilateral FAI	<u>Muscles:</u> Inverseurs/Everseurs <u>Mode:</u> [CON] 30°/s <u>Installation:</u> Non spécifiée	Cybox 2	<u>Variable analysée:</u> Moyenne du moment de force maximum. Déficit significatif des Inverseurs pour les chevilles lésées Absence de différence significative pour les Everseurs.
Munn et al 2003 (13)	16 Unilateral FAI	<u>Muscles:</u> Inverseurs/Everseurs <u>Mode:</u> [CON] et [ECC] à 60°/s et 120°/s <u>Installation:</u> Demi-assis ; Genou fléchi 30° ; Flexion plantaire 20° ; Sans chaussures.	Biodex	<u>Variable analysée:</u> Moment de force maximum Déficit significatif des Inverseurs en mode [ECC] pour les chevilles lésées
Sekir et al, 2007 (37)	24 Unilateral FAI	<u>Muscles:</u> Inverseurs/Everseurs <u>Mode:</u> [CON] et [ECC] à 120°/s <u>Installation:</u> Allongé ; Genou fléchi 80-110° ; Jambe parallèle/sol ; Flexion plantaire 10-15° ; En chaussures	Cybox	<u>Variable analysée:</u> Moment de force maximum Déficit significatif des Inverseurs en mode [CON] pour les chevilles lésées

Annexe 3 : Comparaisons intra-sujet dans la littérature

Etude	Population	Protocole	Dynamomètre	Résultat Peak Torque
Bernier et al 1997 (15)	9 Unilateral FAI ; 9 CG	<u>Muscles:</u> Inverseurs/Everseurs <u>Mode:</u> [ECC] 90°/s <u>Installation:</u> Allongé ; Genou fléchi 20° ; Flexion plantaire 20°.	Kin-Com 2	<u>Variable analysée:</u> Moyenne du moment de force maximum relatif (Nm/kg) Absence de différence significative de la force musculaire des Inverseurs et des Everseurs entre les groupes FAI et Control. Absence de différence significative de la force musculaire des Inverseurs et des Everseurs entre les chevilles instables et saines chez les sujets FAI.
Hubbard 2007 (31)	15 Unilateral CAI ; 15 CG	<u>Muscles:</u> Inverseurs/Everseurs <u>Mode:</u> [CON] à 30°/s <u>Installation:</u> Assis ; En chaussettes.	Biodex 2	<u>Variable analysée:</u> Moyenne du moment de force maximum relatif (Nm/kg). Absence de différence significative de la force musculaire des Inverseurs et des Everseurs entre les groupes CAI et CG. Absence de différence significative de la force musculaire des Inverseurs et des Everseurs entre les chevilles instables et saines chez les sujets CAI.
Cho Byung 2017 (32)	42 Unilateral CAI ; 31 ASC ; 30 CG	<u>Muscles:</u> Inverseurs/Everseurs. <u>Mode:</u> [CON] 60°/s et 120°/s <u>Installation:</u> Assis ; Genou fléchi 10° ; Flexion plantaire 10°.	Biodex 2	<u>Variable analysée:</u> Moment de force maximum relatif. Déficit significatif des Inverseurs et des Everseurs à 60°/S pour le groupe CAI par rapport au CG. Déficit significatif des Everseurs à 60°/s et 120°/s pour la cheville lésée par rapport à la cheville saine

Annexe 4 : Comparaisons mixtes dans la littérature

Etude	Population	Protocole	Dynamomètre	Résultat Peak Torque
McKnight et al 1997 (38)	15 FAI ; 14 FAI+Rehab ; 14 CG	<u>Muscles</u> : Inverseurs/Everseurs. <u>Mode</u> : [CON] à 30°/s. <u>Installation</u> : Assis ; Genou fléchi 10°	Biodex	<u>Variable analysée</u> : Moment de force maximum. Absence de différence significative de moment de force maximum pour les Inverseurs et les Everseurs entre les groupes FAI, FAI+Rehab et CG.
Kaminski et al 1999 (39)	21 Unilateral CAI ; 21 CG	<u>Muscles</u> : Everseurs. <u>Mode</u> : [CON] et [ECC] à 30, 60, 90, 120, 150 et 180°/s. <u>Installation</u> : Sujet assis ; en chaussettes.	Kin Com 125 AP	<u>Variable analysée</u> : Moment de force maximum et Moment de force maximum relatif. Absence de différence significative des moments de force maximum pour les Everseurs entre les groupes FAI et CG.
Hartsell et al 1999 (28)	14 CAI ; 10 CG	<u>Muscles</u> : Inverseurs/Everseurs. <u>Mode</u> : [CON] et [ECC] à 60, 120, 180 et 240°/s. <u>Installation</u> : Genou fléchi 80-110° ; Flexion plantaire 10-15° ; Avec chaussures.	Cybex	<u>Variable analysée</u> : Moyenne du moment de force maximum. Déficit significatif du moment de force maximum des chevilles CAI par rapport aux chevilles CG, pour les muscles Inverseurs et Everseurs aux modes [CON] et [ECC].
Willems et al. 2002 (40)	14 chevilles CAI (10 sujets) ; 106 chevilles CG (53 sujets)	<u>Muscles</u> : Inverseurs/Everseurs. <u>Mode</u> : [CON] et [ECC] à 30°/s et 120°/s (Mode CON-ECC!). <u>Installation</u> : Demi-assis ; Genou en extension ; Flexion plantaire 10°.	Biodex 3	<u>Variable analysée</u> : Moment de force maximum brut et relatif. Déficit significatif du moment de force maximum relatif des Everseurs au mode [ECC] à 30°/s et 120°/s et au mode [CON] à 30°/s pour les chevilles CAI par rapport aux chevilles CG.
Yildiz et al. 2003 (23)	8 CAI ; 9 CG	<u>Muscles</u> : Inverseurs/Everseurs. <u>Mode</u> : [CON] et [ECC] à 120°/s. <u>Installation</u> : Genou fléchi 80-110° ; Flexion plantaire 10-15° ; Avec chaussures.	Cybex	<u>Variable analysée</u> : Moment de force maximum. Déficit significatif du moment de force maximum des Everseurs au mode [ECC] à 120°/s pour les chevilles CAI par rapport aux chevilles CG
David et al. 2013 (29)	12 CAI ; 12 CG	<u>Muscles</u> : Inverseurs/Everseurs. <u>Mode</u> : [CON] à 60°/s et 120°/s ; [ECC] à 30°/s et 60°/s. <u>Installation</u> : Demi-assis ; Genou fléchi 90° ; Flexion plantaire 10°.	Cybex	<u>Variable analysée</u> : Moyenne du moment de force maximum relatif. Déficit significatif du moment de force maximum relatif des muscles Inverseurs et Everseurs au mode [ECC] pour les chevilles CAI par rapport aux chevilles CG
Abdelaziem et Draz 2013 (41)	25 CAI ; 25 CG	<u>Muscles</u> : Inverseurs/Everseurs. <u>Mode</u> : [ECC] à 30°/s et 90°/s. <u>Installation</u> : Assis ; Flexion hanche 80° ; Flexion genou 20-30°.	Biodex 3	<u>Variable analysée</u> : Moment de force maximum. Déficit significatif du moment de force maximum des muscles Inverseurs et des éverseurs au mode [ECC] pour les chevilles CAI par rapport aux chevilles CG.
Sierra-Guzmann et al. 2018 (42)	50 CAI ; 55 CG	<u>Muscles</u> : Everseurs. <u>Mode</u> : [CON] et [ECC] à 60°/s, 180°/s et 300°/s. <u>Installation</u> : Demi-assis ; Genou flexion 90° ; En chaussures.	Biodex 3	<u>Variable analysée</u> : Moment de force maximum relatif. Absence de différence significative des muscles Everseurs aux modes [CON] et [ECC] pour les chevilles CAI par rapport aux chevilles CG.

Annexe 5: Comparaison inter-sujet dans la littérature

Etude	Population	Critère inclusion
Tropp et al. 1986 (33)	Consultation d'orthopédie	Consultation département Orthopédie Entorses récurrentes ou sensation de giving-way Symptomatologie apparue après l'entorse
Lentell et al. 1990 (34)	Tout venant	immobilisation Pas de fracture du membre inférieur Cheville atteinte plus douloureuse, moins fonctionnelle et signes secondairement attribués à l'antécédent d'entorse en inversion Pas de traumatisme dans les 3 mois précédents Cheville en pleine charge depuis > 3 semaines Pas de rééducation en cours Récupération plafonnée depuis le dernier traumatisme
Lentell et al. 1995 (35)	Sportifs	Idem Lentell 1990
Ryan 1994 (36)	Sportifs	Instabilité fonctionnelle de cheville unilatérale Au moins 6 épisodes de giving-way pendant l'année Un total d'au moins 3 entorses en inversion (dont ≥ 2 pendant les 18 derniers mois, ≥ 1 pendant les 6 derniers mois)
Munn et al. 2003 (13)	Non spécifiée	Idem Lentell 1990
Sekir et al. 2007 (37)	Sportifs	≥ 2 entorses "modérées" de la même cheville nécessitant une prise en charge médicale et se plaignant de "giving way" au cours des 6 derniers mois. Pas d'instabilité mécanique (cliniquement). Pas d'atteinte de la cheville controlatérale pendant les 6 derniers mois. Pas de prise en charge rééducative en cours.

Annexe 6 : Critères d'inclusion des études comparatives intra-sujet.

Etude	Type de population	Critère inclusion
Bernier et al. 1997 (15)	Non spécifiée	<p>Instabilité fonctionnelle unilatérale. Antécédent d'entorse latérale de cheville. Plusieurs épisodes de "giving-way". Pas d'antécédent d'autre blessure pied/cheville/genou/hanche. Pas d'instabilité mécanique bilatérale (Radiographies de stress).</p>
Hubbard et al. 2007 (31)	Non spécifiée	<p>Antécédent entorse latéral de cheville. Sensation d'instabilité, "giving-way" fréquent, douleur, altération fonctionnelle. Pas d'entorse < 6 semaines. Pas d'antécédent de fracture ou de chirurgie des membres inférieurs. Pas d'antécédent d'entorse controlatérale.</p>
Cho Byung-Ki et al. 2017 (32)	Non spécifiée	<p>≤ 40 ans. Entorses récurrentes > 12 mois. Dernière entorse > 3 mois. Instabilité marquée = Varus manuel et Anterior Drawer test. Patients prévus pour Bröstrom avec échec > 3 mois de rééducation. Atteinte LLE IRM. CAIT < 24 FAAM < 90% (daily) et 80% (sport). Critères selon International Ankle Consortium.</p>

Annexe 7 : Critère d'inclusion des études comparatives mixtes

Etude	Type de population	Critère inclusion
McKnight et al. 1997 (38)	Non spécifié	<p>≥ 2 entorses latérales de cheville ou fréquents épisodes de "giving-way" dans les 12 derniers mois.</p> <p>Pas d'antécédent de fracture de la cheville ou de blessure de la hanche, du genou, du pied.</p>
Kaminski et al 1999 (39)	Etudiants	<p>Au moins une entorse latérale de cheville en Inversion durant l'année précédente.</p> <p>Pas d'antécédent de fracture sur l'une ou l'autre cheville.</p> <p>Au moins 1 entorse récurrente ou épisodes de "giving way".</p> <p>Ne pas avoir bénéficié d'une prise en charge rééducative.</p> <p>Pas d'instabilité mécanique (Anterior drawer test).</p>
Hartsell et al. 1999 (28)	Sujets sédentaires	<p>≥ 2 entorses modérées nécessitant une prise en charge médicale pour la même cheville et se plaignant d'épisodes répétés de "giving-way".</p> <p>Pas de blessure durant les 6 derniers mois.</p> <p>Pas de prise en charge rééducative.</p> <p>Pas de douleur/oedeme/limitation fonctionnelle.</p>
Willems et al. 2002 (40)	Etudiants	<p>≥ 3 entorses latérales de cheville.</p> <p>Episodes fréquents de "giving-way".</p> <p>Douleur durant les exercices en charge.</p>
Yildiz et al. 2003 (23)	Sujets sédentaires	<p>≥ 2 entorses latérales de cheville.</p> <p>Episodes répétés de "giving-way".</p> <p>Pas de blessure concernant la cheville < 6 mois.</p> <p>Pas de rééducation.</p> <p>Pas de douleur/oedeme/limitation fonctionnelle.</p>
David et al. 2013 (29)	Non spécifié	<p>Ankle Instability Instrument.</p> <p>Antécédent ≥ 1 entorse latérale de cheville.</p> <p>Episodes de "giving-way" ; Sensation d'instabilité.</p> <p>Douleur durant les activités sportives.</p> <p>Pas de nouvelle entorse/rééducation < 3 mois.</p> <p>Pas d'antécédent de fracture/chirurgie des membres inférieurs.</p>
Abdelaziem et Draz 2013 (41)	Non spécifié	<p>Antécédent ≥ 1 entorse latérale de cheville.</p> <p>≥ 1 épisode de "giving-way" durant l'année précédente.</p> <p>≥ 1 récurrence d'entorse latérale de cheville entre 3 et 6 mois avant l'étude.</p> <p>Douleur/Instabilité/Faiblesse de la cheville concernée.</p> <p>Retour aux activités usuelles avec perte fonctionnelle.</p> <p>Pas de blessure à la cheville < 3 mois.</p> <p>Pas d'antécédent de fracture de la cheville.</p> <p>Pas de rééducation pour la cheville concernée.</p>
Sierra-Guzmann et al. 2018 (42)	Sportifs	<p>Antécédent ≥ 1 entorse latérale de cheville (> 3mois /inclusion).</p> <p>≥ 2 épisodes de "giving-way" au cours des 6 derniers mois.</p> <p>CAIT ≤ 24 sur la cheville dominante.</p> <p>Pas de chirurgie musculosquelettique membre inférieur.</p> <p>Pas de fracture des membres inférieurs nécessitant réaligement.</p> <p>Pas de blessure concernant l'articulation ≤ 3mois.</p> <p>Critères selon International Ankle Consortium.</p>

Annexe 8: Critères d'inclusion des études comparatives inter-sujet dans la littérature.

Etude	Variable analysée	Résultat ratio E/I
Lentell et al. 1990 (34)	Moyenne du moment de force maximum [CON]	Absence de différence significative entre les chevilles instables et saines
Willems et al. 2002 (40)	Moment de force maximum [CON] et [ECC]	Absence de différence significative entre les chevilles instables et saines
Cho Byung 2017 (32)	Moment de force maximum [CON]	Ratio E/I diminué significativement chez les chevilles instables par rapport aux chevilles du groupe CG
Hubbard et al. 2007 (31)	Moyenne du moment de force maximum [CON]	Absence de différence significative entre les chevilles instables et saines
Abdelaziem 2014 (43)	Moment de force maximum [ECC]	Ratio E/I diminué significativement chez les chevilles instables.

Annexe 9 : Ratio E/I dans la littérature.

Etude	Variable analysée	Résultat ratios fonctionnels
Munn et al. 2003 (13)	Moment de force maximum	Absence de différence significative pour le ratio $Ev*[CON]/Inv*[ECC]$
David et al. 2013 (29)	Moyenne du moment de force maximum	$Ev*[ECC]/Inv*[CON]$ diminué significativement pour les chevilles instables $Ev*[CON]/Inv*[ECC]$ augmenté significativement pour les chevilles instables
Yildiz et al. 2003 (23)	Moment de force maximum	Absence de différence significative pour le ratio $Ev*[ECC]/Inv*[CON]$

Annexe 10: Ratios fonctionnels dans la littérature.

**CONSULTATION MEDICALE
POUR INSTABILITE CHRONIQUE DE CHEVILLE**

NOM: _____

PRENOM: _____

DATE DE NAISSANCE: _____ SEXE: F 0 M 0

COTE LESE: Dt 0 G 0 SEMELLES: Oui 0 Non 0

PIED APPEL: Dt 0 G 0 NSP 0

TAILLE: _____ POIDS: _____ IMC: _____

ATCD:

- Nbre épisodes entorses total sur la cheville: _____
- Nbre épisodes entorses cette année: _____
- Entorse cheville controlatérale: Oui 0 Non 0
- Date de la dernière entorse vrai: _____
- Entorse genoux: Oui 0 Non 0, si oui, lequel? _____
- Autre traumatisme articulaire des MI: Oui 0 Non 0

Si oui, lesquels? _____

- Chirurgie de la cheville testée: Oui 0 Non 0

Si oui, type et date: _____

- Chirurgie cheville controlatérale: Oui 0 Non 0
- Chirurgie des membres inférieurs: Oui 0 Non 0

Si oui, lesquelles? _____

- Cardio-pulmonaires: _____

DOULEUR:

- EVA: /10
- Localisation: _____

EXAMEN:

- Limitation articulaire de la cheville: Oui 0 Non 0
- Limitation articulaire de la cheville controlatérale: Oui 0 Non 0
- Gêlème: Oui 0 Non 0
- Force musculaire: fle: /5, ext /5, inv /5, ev /5
- Amyotrophie du mollet: _____

TRAITEMENT ACTUEL: _____

Annexe 11 : Questionnaire d'évaluation clinique

Proposition de grille d'évaluation. D'après de *Bie*, 1997 (44).

Douleur	Aucune	35
	Pendant le sport	30
	Pendant la course en terrain accidenté	25
	Pendant la course en terrain plat	20
	Pendant la marche en terrain accidenté	15
	Pendant la marche en terrain plat	10
	En portant une charge	5
Constamment		0
Instabilité	Aucune	25
	Occasionnelle durant le sport (moins d'une fois par jour)	20
	Fréquente durant le sport (quotidiennement)	15
	Parfois durant les AVQ* (moins d'une fois par jour)	10
	Quotidienne lors des AVQ*	5
	À chaque pas	0
Mise en charge	Saut	20
	Station unipodale sur les orteils du côté lésé	15
	Station unipodale du côté lésé	10
	Station bipodale	5
	Aucun appui	0
Edème	Aucun	10
	Discret	6
	Moderé	3
	Sévère	0
Démarche	Course possible	10
	Démarche normale	6
	Boiterie modérée	3
	Boiterie importante	0

* AVQ : activités de la vie quotidienne

Annexe 12 : Grille d'évaluation de De Bie

```

Sub Macro10()
' Macro10 Macro
'
'
Range("B23:B24").Select
Selection.Copy
Range("J3").Select
ActiveSheet.Paste
Range("A77:B28").Select
Application.CutCopyMode = False
Selection.Copy
Range("F5").Select
ActiveSheet.Paste
Range("A32:B32").Select
Application.CutCopyMode = False
Selection.Copy
Range("I7").Select
ActiveSheet.Paste
Range("B105:C106").Select
Application.CutCopyMode = False
Selection.Copy
Range("J9").Select
ActiveSheet.Paste
Range("B141:C142").Select
Application.CutCopyMode = False
Selection.Copy
Range("I12").Select
ActiveSheet.Paste
Range("C105").Select
Application.CutCopyMode = False
Selection.Copy
Range("I15").Select
ActiveSheet.Paste
Range("B105").Select
Application.CutCopyMode = False
Selection.Copy
Range("I16").Select
ActiveSheet.Paste
Range("C141").Select
Application.CutCopyMode = False
Selection.Copy
Range("L15").Select
ActiveSheet.Paste
Range("B141").Select
Application.CutCopyMode = False
Selection.Copy
Range("L16").Select
ActiveSheet.Paste
Range("C106").Select
Application.CutCopyMode = False
Selection.Copy
Range("N15").Select
ActiveSheet.Paste
Range("B106").Select
Application.CutCopyMode = False
Selection.Copy
Range("N16").Select
ActiveSheet.Paste
Range("C142").Select
Application.CutCopyMode = False
Selection.Copy
Range("P15").Select
ActiveSheet.Paste
Range("B142").Select
Application.CutCopyMode = False
Selection.Copy
Range("P16").Select
ActiveSheet.Paste
Range("J2:Q17").Select
With Selection.Font
.ThemeColor = xlThemeColorLight1
.TintAndShade = 0
End With
With Selection.Font
.ThemeColor = xlThemeColorLight1
.TintAndShade = 0
End With
End Sub

```

Annexe 13 : Macro EXCEL utilisée pour l'extraction des résultats