



Institut Régional de
Formation aux Métiers
de Rééducation
et de Réadaptation
Pays de la Loire
MASSO-KINÉSITHÉRAPIE

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

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

**Contrôle moteur des muscles de la hanche
et instabilité chronique de cheville :
évaluation des coordinations
durant le Star Excursion Balance Test (SEBT)**

Julie PHILIPPOT

Mémoire UE28

Semestre 8

Année scolaire : 2019-2020

REGION DES PAYS DE LA LOIRE



AVERTISSEMENT

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

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

Remerciements

Permettez-moi dans un premier temps de remercier,

Mon directeur de mémoire, pour son accompagnement et son soutien dans cette aventure. Merci pour votre bienveillance, votre confiance et votre partage. Merci de m'avoir permise de faire ce premier pas dans le monde de la recherche.

Je tiens à remercier,

L'Institut Régional de Formation aux Métiers de la Rééducation et Réadaptation des Pays de la Loire (IFM3R), l'ensemble du personnels administratifs pour leur accompagnement durant ces quatre années.

Particulièrement, un intervenant pour son aide dans ce début de projet.

Les formateurs et intervenants extérieurs, pour leur disponibilité et leur sens de la pédagogie. Merci pour cette belle vision de la kinésithérapie que vous m'avez offerte et dont je m'inspirerai dès demain.

Le médecin de Médecine Physique et Réadaptation neurologique (MPR) et l'ingénieur de recherche pour la mise à disposition du laboratoire d'Analyse et du Mouvement du CHU de Nantes lors de la réalisation des expérimentations.

Mes petites fées du labo qui se reconnaîtront, pour leur aide précieuse lors des manipulations.

Plus intimement, je remercie,

Mes chers parents pour leurs conseils et leur écoute attentive. Merci pour votre sagesse, et la rigueur que vous nous transmettez chaque jour.

Ma team d'avoir été là du début jusqu'à la fin, aussi présentes, aussi bienveillantes.

Ma binôme sans qui cette expérience aurait été différente. Merci pour ta joie de vivre et ton optimisme quotidien.

Mes ami·e·s de Bretagne d'avoir amené le soleil durant ces quatre années lorsque celui-ci se cachait. Merci pour votre générosité et votre soutien infaillible.

Incontestablement,

Mes sœurs d'être au rendez-vous chaque jour. Merci pour vos mots toujours aussi justes et pour votre amour inconditionnel.

Inévitablement,

Je remercie les participants de cette étude, sans qui ce projet n'aurait pu aboutir.

“Live as if you were to die tomorrow. Learn as if you were to live forever.”
Gandhi.

Résumé

Contexte : L'entorse latérale de cheville est une blessure musculo-squelettique courante, comptant un taux de récurrence élevé. Dans 40% des cas, celle-ci entraîne une instabilité chronique de cheville (ICC). L'ICC peut être source de nombreuses conséquences fonctionnelles à court et long terme. Une réorganisation distale mais aussi proximale du membre inférieur est observée. La hanche semblerait avoir un rôle non négligeable dans un contexte de récurrence d'entorse de cheville.

Objectif : Cette étude a pour but de comparer les coordinations musculaires mises en jeu pour assurer la stabilité du bassin lors du Star Excursion Balance Test (SEBT), chez des sujets sains et ICC.

Design : Étude non interventionnelle, de type transversal.

Méthode : 26 sujets volontaires répartis en 2 groupes (13 contrôle, 13 ICC) ont participé à l'étude. La distance atteinte au SEBT et l'activation musculaire du *gluteus medius* et *minimus* sont collectés pour chaque direction au test. L'échographie musculosquelettique en mode *Motion*, utilisée comme une alternative innovatrice à l'électromyographie, permet d'investiguer la région musculaire de la hanche.

Résultats : La reproductibilité intra-session du SEBT et de la détection du moment d'activation musculaire sont retrouvées excellentes. Les sujets ICC obtiennent un score au SEBT significativement inférieur à celui des sujets contrôles, notamment sur la direction postéro-latérale et latérale. Aucune différence significative n'est retrouvée entre le côté pathologique et le côté sain du groupe ICC. Aucun effet de la pathologie sur le moment d'activation des muscles de la hanche lors d'une tâche fonctionnelle n'est observé.

Conclusion : Cette étude montre un déficit de contrôle postural dynamique au SEBT du groupe ICC. En l'occurrence, aucune différence d'activation des muscles latéraux de la hanche est identifiée avec le groupe contrôle.

Mots clés

- Abducteurs de la hanche
- Contrôle moteur
- Échographie musculosquelettique
- Instabilité chronique de cheville
- Star Excursion Balance Test

Abstract

Background: Lateral ankle sprain is a common musculoskeletal injury with a high recurrence rate. In 40% of cases, it leads to chronic ankle instability (CAI). CAI result in many short- and long-term functional consequences. A distal but also proximal reorganization of the lower limb is observed. The hip, the first link in the lower limb chain, seems to play an essential role in ankle sprain.

Objective: This study aimed to compare the muscular coordination ensuring pelvic stability during the Star Excursion Balance Test (SEBT), in healthy and CAI subjects.

Design: Non-interventional, cross-sectional study.

Method: 26 volunteer subjects divided into 2 groups (13 controls, 13 ICC) participated in the study. The distance reached at the SEBT and the onset of superficial and deep *gluteus medius* and *gluteus minimus* muscle motion are collected for each direction at the test.

Musculoskeletal ultrasound is used to investigate the hip muscles region, as an innovative alternative to electromyography (EMG).

Results: Intra-sessional reproducibility of the SEBT and detection of the moment of muscle activation were found to be excellent. CAI group obtained a significantly lower reach distance than control group, particularly in the posterolateral and lateral direction during SEBT. No significant difference was found between the pathological and healthy sides of the ICC group. No effect of the pathology on the moment of activation of the hip muscles during a dynamic balance test was observed.

Conclusion: The ICC group showed a deficit of dynamic postural control in the SEBT compared to the healthy group. However, no difference in activation of the lateral hip muscles is found with the control group.

Keywords

- Chronic instability Ankle
- Hip abductor
- Motor control
- Musculoskeletal ultrasound
- Star Excursion Balance Test

Sommaire

1.	Introduction	1
2.	Cadre conceptuel	2
2.1.	La cheville	2
2.2.	L'entorse latérale de cheville	3
2.2.1.	Épidémiologie	3
2.2.2.	Les mécanismes lésionnels de l'entorse latérale de cheville	4
2.2.3.	Facteurs de risque de l'entorse latérale de cheville.....	5
2.3.	Instabilité chronique de cheville	6
2.3.1.	Définition	6
2.3.2.	Évaluation clinique de l'instabilité chronique de cheville	8
2.3.3.	Conséquences fonctionnelles de l'instabilité chronique de cheville ..	9
2.4.	Le contrôle moteur	11
2.4.1.	Notions générales.....	11
2.4.2.	Le contrôle postural du membre inférieur	12
2.4.3.	Différents tests cliniques	12
2.5.	La stabilité de la hanche	15
2.5.1.	Le système musculaire de la hanche	15
2.5.2.	Le contrôle neuromusculaire de la hanche	17
2.5.3.	Mesure de l'activité musculaire	17
2.5.3.1.	Électromyographie.....	18
2.5.3.2.	Échographie musculosquelettique	18
2.6.	Le contrôle moteur de la hanche évalué chez les sujets présentant une ICC	18
3.	Problématisation et question de recherche	20
4.	Objectifs et hypothèses	21
4.1.	Objectifs.....	21
4.2.	Hypothèses	21
5.	Matériel et méthode	22
5.1.	Population	22
5.1.1.	Recrutements des sujets	22

5.2.	Design de la recherche	23
5.2.1.	Méthodologie générale de la recherche	23
5.2.2.	Moyens d'évaluation	23
5.2.2.1.	Plateforme de force	23
5.2.2.2.	Système tridimensionnel de capture de mouvement	24
5.2.2.3.	Star Excursion Balance Test	25
5.2.2.4.	Échographie	25
5.3.	Protocole expérimental.....	26
5.3.1.	Session 1	26
5.3.2.	Session 2	27
6.	Analyse des données	28
6.1.	Données démographiques et questionnaires	28
6.2.	Données mécaniques	28
6.3.	Données échographiques	29
7.	Analyse statistique.....	31
8.	Résultats	32
8.1.	Distances atteintes au SEBT	32
8.1.1.	SEBT pour la session 1	32
8.1.2.	SEBT pour la session 2	33
8.2.	Moments d'activation des muscles de la hanche lors du SEBT	34
8.3.	Comparaison des moments d'activation des muscles de la hanche entre le groupe « sain » et ICC.....	36
9.	Discussion	39
9.1.	Analyse et interprétation des résultats.....	39
9.1.1.	Performance globale du membre inférieur durant le SEBT	39
9.1.2.	Activations musculaires durant le test SEBT	40
9.2.	Limites et biais de l'étude	43
9.3.	Perspectives :.....	44
10.	Conclusion.....	46

Références bibliographiques et autres sources

Annexes 1 à 6 I à XVIII

Table des figures

Figure 1 - (A) Anatomie descriptive de la cheville (Drake et al., 2015). (B) Mouvements d'inversion [a] et d'éversion [b] du pied (Dufour et al., 2017).	3
Figure 2 - Interaction complexe entre les facteurs de risque internes et externes conduisant à un événement incitant et entraînant des blessures, d'après Bahr et al. (Bahr, 2005)	4
Figure 3 - Facteurs de risque intrinsèques et extrinsèques établis pour l'entorse latérale de cheville par Delahunt et al. (Delahunt & Remus, 2019)	5
Figure 4 - Cascade hypothétique d'événements qui conduisent au développement d'une ICC, d'après Wikstrom et al. (Wikstrom & Brown, 2014)	6
Figure 5 - Le paradigme des déficiences mécaniques et fonctionnelles contribuant à l'instabilité chronique de cheville, d'après Hertel (Hertel, 2002)	7
Figure 6 - Le modèle de l'instabilité chronique de cheville par Hertel et al. (Hertel & Corbett, 2019)	8
Figure 7 - Continuum théorique de l'invalidité subit par les personnes souffrant d'ICC, d'après Wikstrom et al. (Wikstrom et al., 2013)	9
Figure 8 - Organisation sensorimotrice basée sur l'interaction entre le sujet, la tâche et l'environnement, d'après Wikstrom et al. (Wikstrom et al., 2013)	11
Figure 9 - Directions à atteindre lors du SEBT d'après Gribble et al. (Gribble et al., 2012)	14
Figure 10 - Coupe d'IRM du bassin. (1) Gluteus medius en bleu (2) Gluteus minimus en vert, d'après Grimaldi (Grimaldi, 2011)	16
Figure 11 - La biomécanique de la hanche lors d'une appui unipodal, d'après Neumann. (Neumann, 1989, 2010)	16
Figure 12 - Exemple du déplacement du centre de pression dans le plan médiolatéral (Mx COP) et de l'activité musculaire du muscle GMed pour un sujet témoin et un sujet présentant une instabilité chronique de la cheville (ICC), d'après VanDeun et al. (Van Deun et al., 2007)	19
Figure 13 - Illustration du dispositif expérimental	24
Figure 14 - (A) Système de capture de mouvement 3D (B) Emplacement des marqueurs photosensibles sur le participant et le dispositif SEBT	24
Figure 15 - (A) Échographe avec le dispositif de fixation de la sonde; (B) Installation de la sonde échographique lors du test SEBT.	25
Figure 16 - Réalisation du test SEBT dans la direction postérieure lors de la session 2	28

Figure 17 - (A) Image échographique en mode M ; (B) Interface Matlab® – détection automatique et manuelle (curseur) du moment d'activation musculaire du GMed superficiel ; (C) Synchronisation temporelle entre la plateforme de force (trait vert) et l'échographe (trait bleu) sur Mokka®.....	30
Figure 18 - Distances SEBT lors de la session 2.	33
Figure 19 - Moyenne (écart-type) du moment d'activation musculaire par rapport à l'appui unipodal (t0) sur les 3 régions musculaires (GMed_superf; GMed_deep; GMin) sur les côtés Unhealthy ICC et Contrôle.....	37
Figure 20 - Moyenne (écart-type) du moment d'activation musculaire par rapport à l'appui unipodal (t0) sur les 3 régions musculaires (GMed_superf; GMed_deep; GMin) sur les côtés Healthy ICC et Contrôle	38

Table des tableaux

Tableau I - Données démographiques et questionnaires. Moyenne $\pm$ écart-type.....	32
Tableau II - Reproductibilité et seuils de détection minimums de la mesure temporelle (T) d'activation musculaire pour chacun des muscles évalués.	34
Tableau III - Moments d'activation des muscles de la hanche durant le SEBT chez le groupe contrôle	35
Tableau IV - Moments d'activation des muscles de la hanche durant le SEBT au sein du groupe ICC.....	35

Liste des abréviations

A : antérieure

AL : antéro-latérale

AM : antéro-médiale

CAIT : Cumberland Ankle Instability Tool

CCI : coefficient de corrélation inter-classe

CNIL : commission nationale de l'informatique et des libertés

CTRL : groupe contrôle

EBP : evidence based practice

EIAS : épine iliaque antéro-supérieure

EMG : électromyographie

EMSQ : Échographie musculo-squelettique

E1: essai 1

E4: essai 4

FAAM-ald : Foot Ankle Ability Measure Activities of Daily Living

GMax : gluteus maximus

GMed : gluteus medius

GMed_deep: gluteus medius profond

GMed_sup : gluteus medius superficiel

GMin : gluteus minimus

H : healthy

FAAM-sport : Foot Ankle Ability Measure of sport

FDR: facteur de risque

ICC : instabilité chronique de cheville

IdFAI : Identification of Functional Ankle Instability

IFM3R : Institut Régional de Formation aux Métiers de la Rééducation et Réadaptation des Pays de la Loire

L : latérale

M : médiale

Mode B : mode Brightness (Brillance)

Mode M : mode Motion (Mouvement)

P : postérieure

PL : postéro-latérale

PM : postéro-médiale

SEBT : star excursion balance test

TFL: Tensor Fascia Lata

UnH : Unhealthy

1. Introduction

Le masseur-kinésithérapeute/physiothérapeute, lors de son expérience clinique est amené à se questionner sur sa pratique. Ainsi, cet esprit critique l'encourage à confronter ses savoirs à la littérature scientifique, en développant une démarche Evidence Based Practice (EBP). Adrien Pallot dans son ouvrage énonce : « *Améliorer la compréhension du monde et de l'Homme pour améliorer la santé de la population* » (Pallot, 2019). Ceci mentionne l'importance de la relation entre la pratique et la recherche scientifique. A partir d'observations cliniques, des questions de recherche émanent dans différents champs d'intervention.

Le champ musculo-squelettique prend une place importante dans les domaines d'activité du masseur-kinésithérapeute. Le premier motif de consultation en traumatologie est l'entorse de cheville. Une enquête épidémiologique rapporte que l'entorse de cheville présente la prévalence (96%) la plus élevée des pathologies du membre inférieur rencontrées par les masseur-kinésithérapeutes libéraux (Panchout et al., 2017).

L'entorse latérale de cheville est considérée comme la blessure la plus fréquente chez les sportifs (Herzog et al., 2019). Le nombre de cas est estimé à 6000 cas/jour en France. Celle-ci suscite une prise en charge kinésithérapique, recommandée par la Haute Autorité de Santé (HAS), mentionnant 10 séances de rééducation couvert par l'Assurance Maladie (ANAES, 2000). Son incidence élevée et son taux de récurrence relèvent un réel problème de santé publique avec un coût journalier estimé à 1,2 millions d'euros/jours en France (Gribble et al., 2016; Guillodo et al., 2013). L'antécédent d'entorse de cheville est le facteur de risque principal de cette récurrence (Delahunt & Remus, 2019). Cette blessure « courante » est souvent perçue comme bénigne et considérée avec banalité. Le retard ou l'absence de rééducation favorise la présence de symptômes persistants par la suite. Ainsi, un retour précoce sur le terrain peut être source de récurrence et responsable de conséquences à court et long terme.

L'instabilité chronique de cheville (ICC) est une conséquence directe de cette pathologie. Celle-ci se manifeste par une sensation de dérobement de la cheville, définie par le terme de « giving away » dans la littérature internationale (Hertel & Corbett, 2019). La biomécanique du mouvement est différente chez les personnes ayant eu une entorse de cheville, comme par exemple au niveau de la marche ou de la course où des études cinématiques montrent une réorganisation du mouvement (Yen et al., 2017). Lors de l'examen clinique, le contrôle postural dynamique, évalué par le Star Excursion Balance Test (SEBT), est avéré déficitaire chez les sujets ICC (Jaber et al., 2018). Ce test est très global, et sollicite différentes articulations du membre inférieur. Du fait des réorganisations du mouvement, la littérature suggère qu'un défaut d'équilibration du bassin est un paramètre pouvant être prédictif de la survenue ou de la récurrence d'un traumatisme de cheville (Delahunt & Remus, 2019). De ce fait,

nous nous questionnons sur les stratégies utilisées au niveau des muscles de la hanche lors du SEBT chez des sujets sains ou présentant une instabilité chronique de cheville ?

Cette étude aura pour objectif de comparer les coordinations musculaires mises en jeu pour assurer la stabilité du bassin lors du Star Excursion Balance Test, chez les sujets sains et ICC.

2. Cadre conceptuel

2.1. La cheville

La cheville est une articulation du membre inférieur située au carrefour du segment jambier et du pied. Elle est constituée de différents éléments osseux : le talus, le tibia et la fibula, et comprend trois articulations : l'articulation talo-crurale, l'articulation subtalaire et l'articulation tibio-fibulaire distale (Hertel, 2002).

L'articulation talo-crurale est formée par le dôme du talus, la face inférieure du tibia, la malléole médiale et la malléole latérale constituées respectivement par le tibia et la fibula. Il s'agit d'une articulation synoviale de type ginglyme avec un degré de liberté. Cette articulation en forme de trochlée permet isolément le mouvement de flexion dorsale et de flexion plantaire de la cheville dans le plan sagittal. Cet emboîtement osseux constitue un premier élément de stabilité passif de la cheville. L'articulation tibio-fibulaire distale est formée par une pince avec le tibia et la fibula. Cette articulation est une syndesmosse et ne possède pas de cartilage. L'articulation subtalaire unit le talus au calcaneus. Il s'agit d'une articulation synoviale ellipsoïde (Drake et al., 2015).

La cheville est maintenue par des capsules articulaires et par un ensemble de ligaments notamment les ligaments collatéraux sur la face médiale et latérale du pied. Latéralement, le ligament collatéral latéral est composé de trois faisceaux distincts : le ligament talo-fibulaire antérieur, le ligament calcaneéo-fibulaire et le ligament talo-fibulaire postérieur. Médialement, le ligament collatéral médial est formé par le faisceau tibio-talaire antérieur, le faisceau deltoïde et le faisceau tibio-talaire postérieur. Enfin, la syndesmosse tibio-fibulaire comprend le ligament tibio-fibulaire antérieur et le ligament tibio-fibulaire postérieur (Figure 1 - A) (Drake et al., 2015).

Pour finir, la cheville possède un système de stabilisation active grâce à la présence de muscles et de tendons passant en regard de la cheville. La cheville se retrouve ceinturée par les tendons des muscles longs. Ce système musculaire est regroupé en quatre loges musculaires différentes : la loge musculaire latérale avec les muscles fibulaires; la loge musculaire antérieure avec les muscles fléchisseurs dorsaux de la cheville; la loge musculaire postérieure superficielle avec les muscles fléchisseurs plantaires de la cheville et le tendon achilléen; et la loge musculaire postérieure profonde avec les muscles inverseurs de la cheville où leurs tendons croisent la face médiale de la cheville.

Les mouvements de la cheville sont la flexion dorsale et la flexion plantaire, la pronation et la supination, l'abduction et l'adduction. Ainsi, à partir de ces mouvements élémentaires, des mouvements combinés sont réalisables tel que l'éversion (pronation, abduction, flexion dorsale) et l'inversion (supination, adduction, flexion plantaire) (Figure 1 - B) (Dufour et al., 2017).

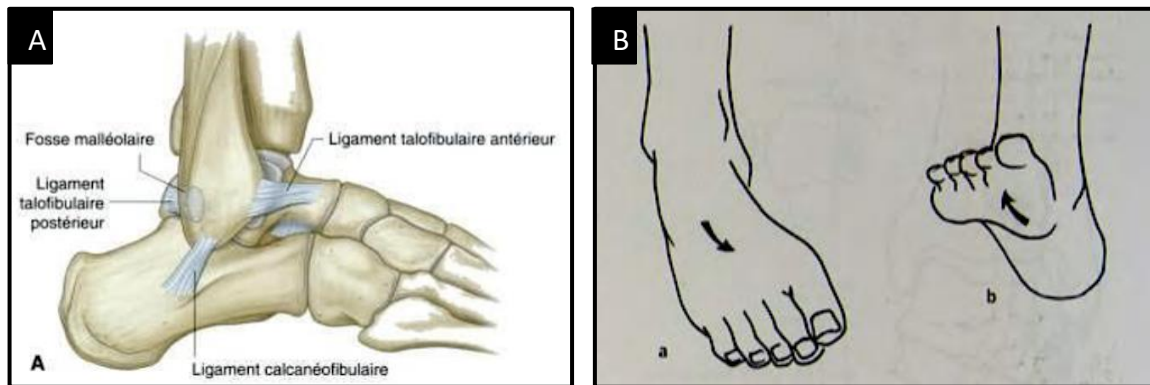


Figure 1 - (A) Anatomie descriptive de la cheville (Drake et al., 2015). **(B)** Mouvements d'inversion [a] et d'éversion [b] du pied (Dufour et al., 2017).

2.2. L'entorse latérale de cheville

2.2.1. Épidémiologie

L'entorse de cheville est la blessure la plus fréquente dans les blessures musculo-squelettiques où elle représente environ 15% de toutes les blessures subies lors de la participation à un sport collectif (Herzog et al., 2019). Doherty et al. estiment un taux d'incidence élevé des entorses latérales de cheville à 0,93/1000 athlètes exposés à la compétition (Doherty et al., 2014). Les entorses latérales de chevilles sont les plus communes. En effet, dans cette revue systématique, le taux d'incidence des entorses médiales de cheville est de 0,06/1000 athlètes exposés à la compétition et 0,38/1000 pour les entorses de la syndesmose (Doherty et al., 2014). Cela signifie que plus de trois quart des entorses de cheville sont des entorses latérales de cheville, touchant en particulier le ligament talo-fibulaire antérieur dans 73% des cas (Doherty et al., 2014; Herzog et al., 2019). Ainsi, 80 à 90% des entorses de cheville sont des entorses latérales de cheville (Gribble et al., 2016).

Cependant, il est important de rappeler que l'entorse de cheville ne touche pas seulement la population sportive mais aussi la population générale notamment au cours des activités de la vie quotidienne. Waterman et al. ont étudié l'épidémiologie des entorses de cheville aux États Unis. Cette étude révèle 2 millions d'entorses de cheville sur une année et une incidence de 2 à 7/1000 personnes par an (Waterman et al., 2010). Or, ces chiffres semblent être sous-estimés. Les sujets présentant une entorse de cheville ne consultent pas systématiquement les services d'urgence où les données ont été répertoriées. Le taux d'incidence réel serait en

réalité multiplié par 5,5 par rapport aux données recueillies (Gribble et al., 2016; Herzog et al., 2019).

Ainsi, ce travail sera essentiellement centré sur l'entorse latérale de cheville. Delahunt et al. définissent l'entorse latérale de cheville comme étant « une lésion traumatique aiguë du complexe ligamentaire latéral de l'articulation de la cheville résultant d'une inversion excessive du pied arrière ou d'une combinaison de flexion plantaire et d'adduction du pied » (Delahunt et al., 2010).

2.2.2. Les mécanismes lésionnels de l'entorse latérale de cheville

Les mécanismes lésionnels d'une blessure sont à considérer dans le domaine de la prévention (primaire, secondaire) des blessures et pour la compréhension des risques de récurrence (prévention tertiaire). La description précise du mécanisme lésionnel est un élément clé pour comprendre les causes de tout type de blessure en particulier dans le sport (Bahr, 2005). Whiting et al. ont défini le mécanisme de blessure comme « le processus physique fondamental responsable d'une action, d'une réaction ou d'un résultat » (Whiting & Zernicke, 1998).

Bahr et al. dans ce modèle présentent l'interaction entre les facteurs de risque internes et les facteurs de risque externes conduisant à un événement favorisant et entraînant des blessures (Figure 2) (Bahr, 2005).

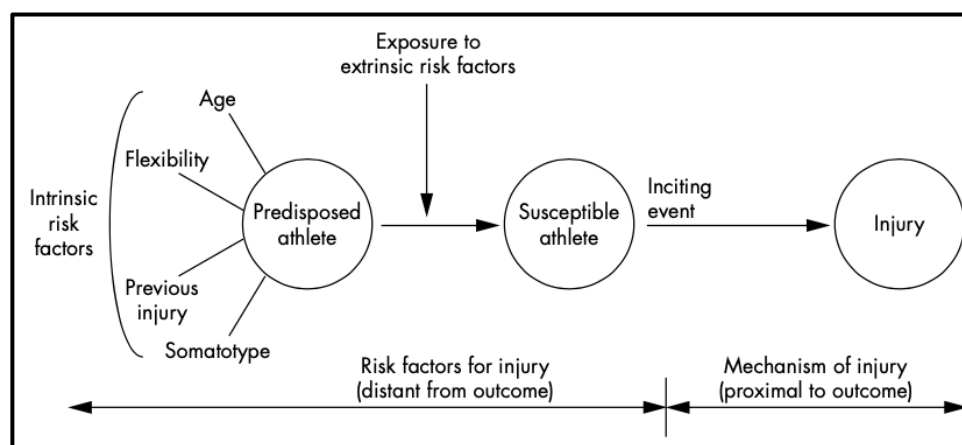


Figure 2 - Interaction complexe entre les facteurs de risque internes et externes conduisant à un événement incitant et entraînant des blessures, d'après Bahr et al. (Bahr, 2005)

Les mécanismes lésionnels de l'entorse latérale de cheville sont mentionnés dans la littérature, bien que les études se heurtent à la problématique éthique de reproduire une « blessure-type » en laboratoire. De nombreuses études se basent sur des observations qualitatives (Fong et al., 2009). À notre connaissance, seule une étude sur la biomécanique de l'entorse de cheville a été réalisée dans le cadre d'un scénario « réel » d'entorse de cheville (Fong et al., 2009). Celle-ci révèle l'existence d'une phase de pré-blessure systématique avant le contact au sol, lors de laquelle la cheville se trouve déjà en supination. Puis, lors du contact

au sol, il y aurait une augmentation de la supination et de l'adduction du pied. Ainsi, cette étude évoque la présence non systématique de la flexion plantaire dans le mécanisme de l'entorse de cheville.

2.2.3. Facteurs de risque de l'entorse latérale de cheville

Les facteurs de risque (FDR) de l'entorse de cheville peuvent être intrinsèques et/ou extrinsèques au patient (Figure 3). Concernant les FDR intrinsèques, l'âge est mentionné avec une tranche allant de 10 à 14 ans pour la population féminine et de 15 à 19 ans pour la population masculine; le genre n'influencerait pas l'incidence de l'entorse de cheville; l'indice de masse corporel élevé serait une valeur prédictive significative de l'entorse de cheville ; un antécédent d'une entorse de cheville serait le premier facteur de risque d'une récurrence d'une entorse de cheville; les déficits musculaires de la cheville et de la hanche augmenteraient le risque d'entorse de cheville; le déficit postural (statique et dynamique) favoriserait la survenue d'une entorse de cheville (Delahunt & Remus, 2019). Aussi, Trojian et al. montrent une association entre la performance au test d'appui unipodal (« single leg balance test ») réalisé à la pré-saison par les athlètes et la survenue d'entorses de cheville durant la saison. La participation à certains sports notamment les sports collectifs comme le basket-ball serait un FDR extrinsèque à l'entorse de cheville (Trojian, 2006). Enfin, la notion psychologique serait un facteur intrinsèque à ne pas négliger et à prendre en compte. Il comprend, par exemple, la compétitivité, la motivation et la perception du risque de blessure.

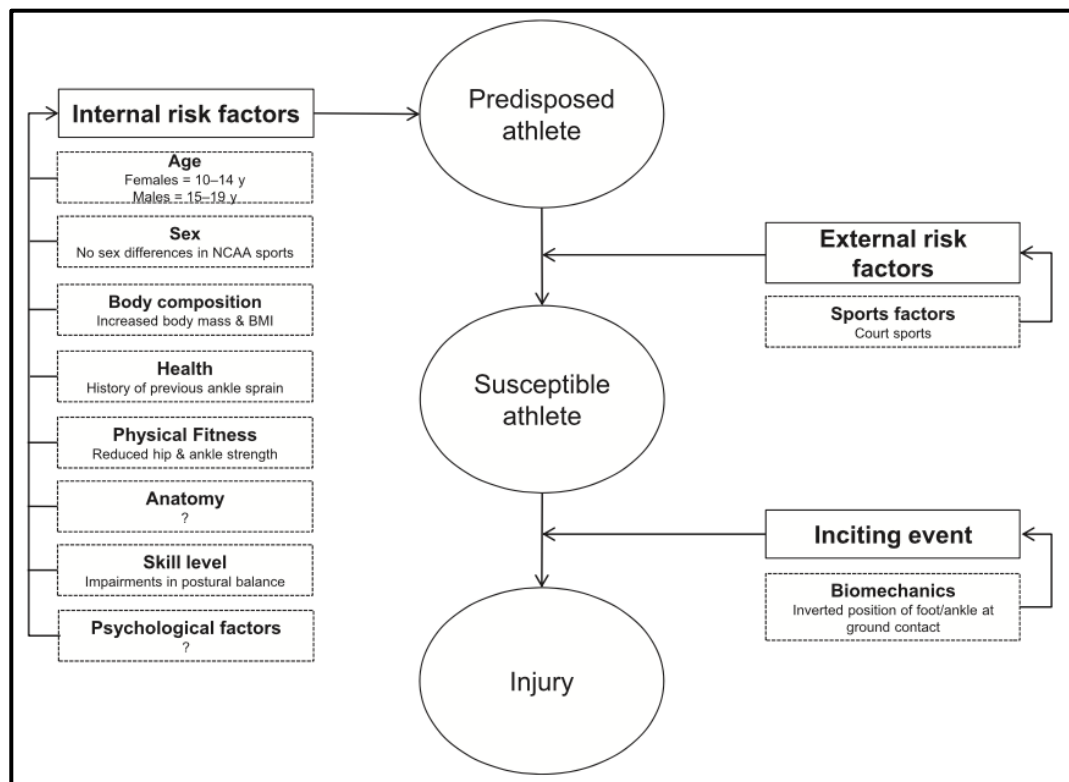


Figure 3 - Facteurs de risque intrinsèques et extrinsèques établis pour l'entorse latérale de cheville par Delahunt et al. (Delahunt & Remus, 2019)

2.3. Instabilité chronique de cheville

2.3.1. Définition

L'entorse latérale de cheville, avec son taux de récurrence élevé et ses symptômes persistants, est reconnue comme un problème de santé publique. En effet, l'entorse latérale de cheville peut être responsable d'une instabilité chronique de cheville (ICC). Hertel et al. caractérisent l'ICC par « des épisodes répétitifs ou des perceptions de dérobement de la cheville; la présence de symptômes comme la douleur, la réduction de l'amplitude de mouvement de la cheville; et des entorses de cheville qui persistent pendant plus d'un an après la blessure initiale » (Hertel & Corbett, 2019). Doherty et al. montrent de façon prospective, que 40% des sujets ayant eu une première entorse de cheville développent une ICC dans les douze mois suivants (Doherty et al., 2016).

Il est important de mentionner que les conséquences d'une entorse de cheville pouvant conduire à une ICC ne se produisent pas simultanément et immédiatement après l'entorse de cheville (Wikstrom et al., 2013). Si la laxité ligamentaire peut sembler être l'adaptation la plus évidente d'une entorse latérale de cheville, il est peu probable que celle-ci soit la seule cause de l'ICC. Au contraire, le mécanisme serait très probablement lié à de nombreuses adaptations provoquant une cascade d'événements aboutissant à l'ICC (Figure 4) (Wikstrom & Brown, 2014).

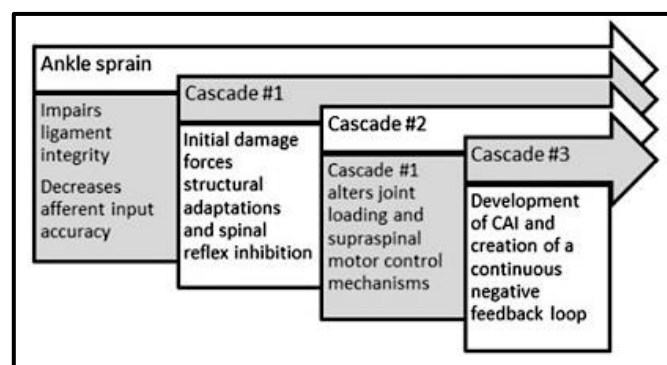


Figure 4 - Cascade hypothétique d'événements qui conduisent au développement d'une ICC, d'après Wikstrom et al. (Wikstrom & Brown, 2014)

Hertel et al. décrivent le paradigme de l'ICC comprenant l'instabilité mécanique et l'instabilité fonctionnelle (Figure 5). L'instabilité de cheville *mécanique* est définie par la laxité articulaire excessive, les altérations de la cinématique articulaire, les dégénération tissulaires ou encore les inflammations synoviales. L'instabilité de cheville *fonctionnelle* s'exprime par des déficits d'acuité proprioceptive, des déficits de production de force des éverseurs et des déficits de contrôle neuromusculaire dynamique. L'instabilité *mécanique* et l'instabilité *fonctionnelle* ne sont pas à opposer en deux entités distincts comme deux causes différentes de l'ICC, mais à comprendre comme un continuum, pouvant être retrouvées de façon associées (Hertel, 2002).

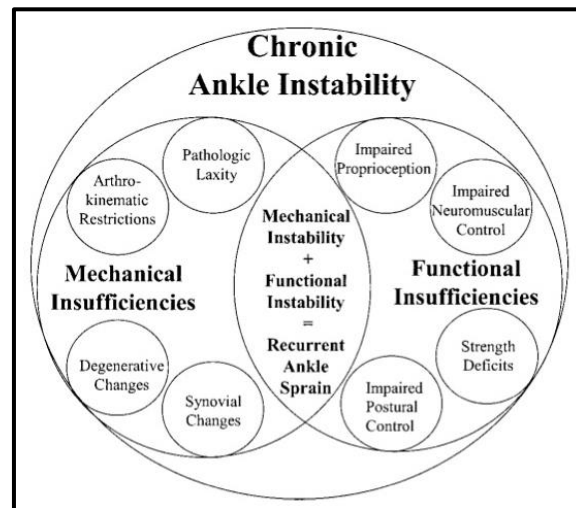


Figure 5 - Le paradigme des déficiences mécaniques et fonctionnelles contribuant à l'instabilité chronique de cheville, d'après Hertel (Hertel, 2002)

Ce paradigme a été mis à jour récemment par Hertel et al. (Figure 6). Ce modèle, plus détaillé, comprend huit composantes principales : la lésion tissulaire primaire, les déficiences pathomécaniques, les déficiences sensorielles et perceptuelles, les déficiences motrices et comportementales. Aussi, les facteurs personnels, les facteurs environnementaux, les interactions entre les composants, et le spectre des résultats cliniques viennent s'ajouter aux composantes citées précédemment. L'ICC est présentée à travers l'interaction de trois concepts clés: l'auto-organisation, le cycle perception-action et la neurosignature (Hertel & Corbett, 2019). L'ICC est représentée alors comme une blessure complexe où chaque individu présente une combinaison propre de déficiences parmi celles citées auparavant.

De cette conception, ressort la notion de *coper/ non-coper*.

Un *coper* est décrit comme « un individu ayant eu une entorse de cheville initiale datant de plus de douze mois, n'ayant pas eu de récurrence d'entorse, ne présentant aucun ou très peu de symptômes et déficits fonctionnels et percevant un rétablissement complet. ». Les *copers* développeraient des mécanismes efficaces pour compenser les conséquences initiales causées par l'entorse de cheville.

En ce sens, un *non-coper* est assimilé à un individu présentant une ICC, comme étant défini par Hertel précédemment (Hertel & Corbett, 2019; Wikstrom & Brown, 2014).

Les critères de diagnostic spécifique à l'ICC sont recommandés par l'International Ankle Consortium, à partir des éléments issus de ce paradigme (Gribble et al., 2014).

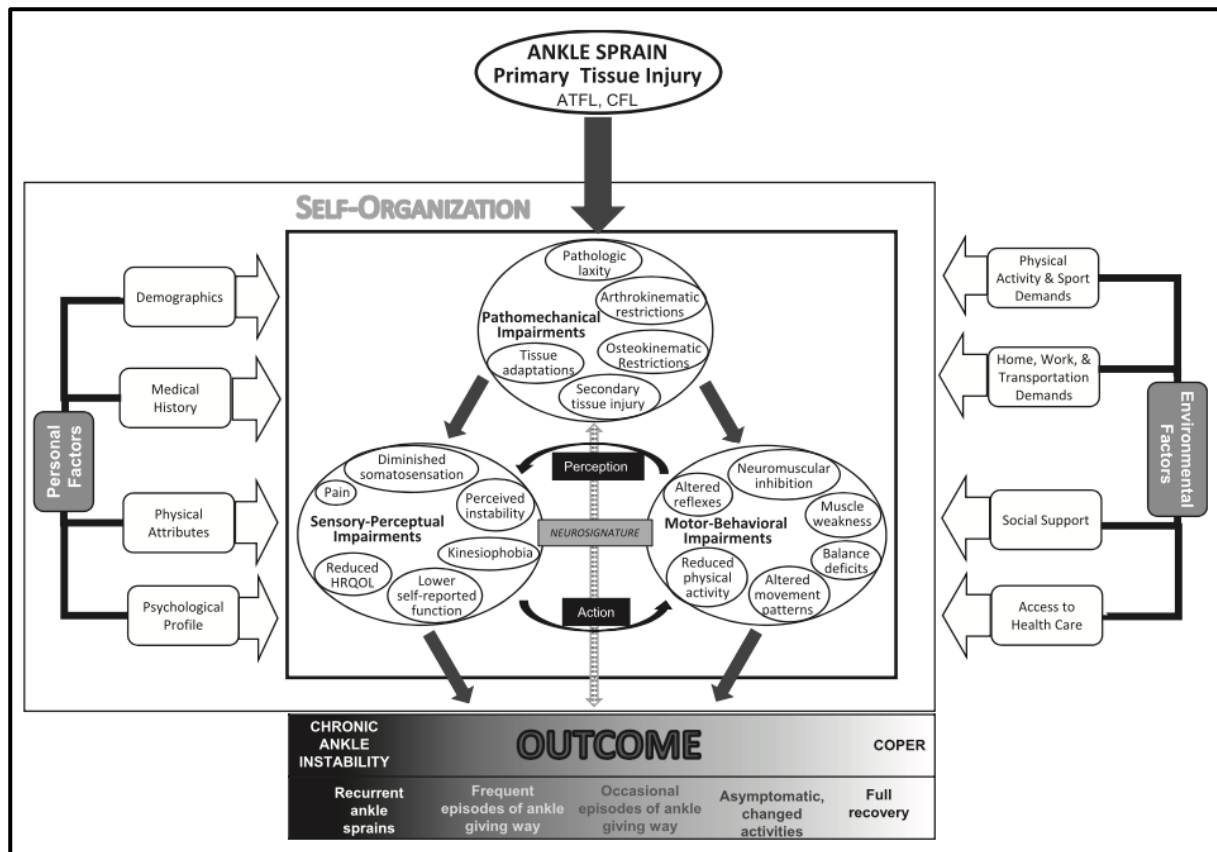


Figure 6 - Le modèle de l'instabilité chronique de cheville par Hertel et al. (Hertel & Corbett, 2019)

2.3.2. Évaluation clinique de l'instabilité chronique de cheville

Hertel et al. ont déterminé une évaluation clinique pour diagnostiquer les facteurs d'ICC chez un individu (Hertel & Corbett, 2019). Cette évaluation comprend le questionnaire Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT), le questionnaire Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI), et des questionnaires d'auto-évaluation comme le Foot Ankle Ability Measure Activities of Daily Living (FAAM-ald) et le FAAM-sport (Hertel & Corbett, 2019; Hiller et al., 2006; Simon et al., 2012).

Le CAIT est un questionnaire simple, valide (coefficient alpha de Cronbach $\alpha=0,83$) et fiable (Coefficient de Corrélation Intra-classe CCI = 0,96) pour évaluer la sévérité de l'ICC (Geerinck et al., 2019; Hiller et al., 2006). Il est perçu aujourd'hui comme le *gold standard* pour classer l'ICC en pratique clinique mais aussi en recherche (Gribble et al., 2014; Hiller et al., 2006). Celui-ci évalue la cheville isolément et n'inclut pas de comparaison avec la cheville controlatérale. Ce questionnaire comprend 9 questions dont une portée sur la douleur et les huit autres sur la perception de la stabilité de la cheville dans différentes tâches et situations de la vie quotidienne. Le score varie de 0 à 30 points : un score égal à 30 indique aucune instabilité de cheville perçue par l'individu et un score ≤ 24 témoigne d'une ICC.

Concernant les autres questionnaires d'auto-évaluation, le score de l'IdFAI ≥ 11 , le FAAM-ald $\leq 90\%$ et le FAAM-sport $\leq 80\%$ attestent d'une ICC (Hertel & Corbett, 2019; Hiller et al., 2006; Simon et al., 2012). Ceux-ci se trouvent en *Annexe 1*.

Si l'ensemble de ces questionnaires d'auto-évaluation montrent une validité et une fiabilité satisfaisantes pour diagnostiquer une ICC, aucun consensus n'a été établi pour l'évaluation clinique des autres déficiences pouvant être retrouvées chez un patient présentant une ICC. En effet, pour les tests évaluant la laxité ligamentaire, la douleur, la restriction de mobilité articulaire, l'œdème, aucun seuil de diagnostic de l'ICC n'a été établi ou est recommandé à ce jour (Hertel & Corbett, 2019).

2.3.3. Conséquences fonctionnelles de l'instabilité chronique de cheville

Les modifications mécaniques et fonctionnelles induites par l'entorse de cheville vont se traduire par une réduction des stratégies dont dispose le système sensorimoteur pour l'exécution des tâches chez un individu ICC. Ces contraintes retrouvées sur le système sensorimoteur entraîneraient des altérations du mécanisme du contrôle moteur supra-spinal, pouvant conduire à une diminution de la performance fonctionnelle de l'individu (Figure 7) (Wikstrom et al., 2013).

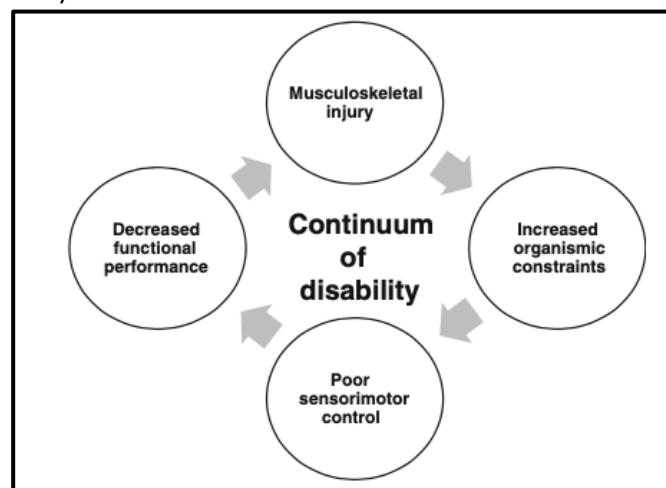


Figure 7 - Continuum théorique de l'invalidité subit par les personnes souffrant d'ICC, d'après Wikstrom et al. (Wikstrom et al., 2013)

Si l'approche thérapeutique de l'entorse de cheville est principalement focalisée à la cheville, la littérature mentionne l'importance d'une vision d'ensemble sur le membre inférieur. Elle souligne l'importance d'examiner les régions proximales (tronc, hanche, genou) chez des patients atteints d'ICC (DeJong, Koldenhoven, et al., 2020). Ces adaptations découlant de la blessure initiale peuvent être expliquées par le modèle d'interdépendance régionale décrit par Wainner (Wainner et al., 2007). Le modèle d'interdépendance régionale est utilisé pour décrire les observations cliniques liées à la relation existante entre les régions du corps en ce qui concerne les troubles musculo-squelettiques (Sueki et al., 2013). Celui-ci stipule que la

lésion primaire du patient peut indirectement influencer des adaptations d'autres régions du corps qui seraient autrement considérées comme sans rapport avec la pathologie primaire. Alors qu'il semblerait que les segments proximaux corporels soient sans rapport avec l'ICC, la majorité de la littérature disponible soutient qu'il existe des adaptations à distance, proximal à la chaîne cinétique qui contribuent à la nature multifactorielle de la pathologie (DeJong, Koldenhoven, et al., 2020).

Le corps va subir une réorganisation des moments d'activation musculaire, en particulier, au niveau des muscles latéraux comme les muscles éverseurs de la cheville mais aussi en proximal avec les muscles abducteurs et stabilisateurs de hanche. Plusieurs travaux montrent une faiblesse de force des muscles de la hanche (en particulier : *gluteus maximus* et *gluteus medius*) chez les sujets ICC (Hubbard et al., 2007; McCann et al., 2017, 2018). Ainsi, une revue de la littérature reprenant ces études révèle des déficits de force musculaire significatifs pour les mouvements d'abduction, d'extension et de rotation externe de hanche chez le groupe ICC (DeJong, Koldenhoven, et al., 2020). La force musculaire de la hanche semble être un facteur de discernement entre les sujets ICC et les sujets *copers* (Hubbard et al., 2007). Cela suggère que la récurrence d'entorse de cheville serait associée à ces déficits de force. Cependant, les études précédentes étant de type transversal, le lien de causalité ne peut être directement déduit. Ce déficit de force musculaire peut être compris comme un facteur de risque d'entorse latérale de cheville mais aussi comme une conséquence adaptative chez les patients ICC (DeJong, Koldenhoven, et al., 2020).

Plusieurs études expliquent ces défauts d'activation musculaire par une réorganisation des voies supra-spinales (Hass et al., 2010). Ces adaptations aboutiront à des répercussions fonctionnelles sur les activités quotidiennes et notamment sur la marche. Des travaux montrent un défaut de coordination hanche-cheville durant le cycle de la marche. L'analyse cinématique montre que le mouvement de la hanche est supérieur par rapport à celui de la cheville dans les plans frontal et sagittal au contact initial et au milieu du cycle de marche chez les sujets ICC (Yen et al., 2017). Une récente publication rapporte une diminution de l'activité musculaire du *gluteus medius* (*GMed*) entre le contact initial et la position terminale du cycle de la marche chez les participants ICC (DeJong et al., 2019). De plus, Koldenhoven et al. ont étudié la différence de cinématique et d'activation musculaire par électromyographie de surface (EMG) des membres inférieurs chez des individus ICC et *copers* à différentes vitesses de marche. Le groupe ICC a démontré une plus grande inversion de la cheville au niveau du contact initial du cycle de la marche et pendant la phase de balancement. Aussi, une plus grande adduction maximale de la hanche a été observée chez les individus ICC pendant la phase de balancement par rapport aux *copers*. Au fur et à mesure que la vitesse augmentait, l'inversion de la cheville dans le groupe ICC augmentait également, ce qui pourrait être lié à un plus grand risque d'entorses récurrentes (Koldenhoven et al., 2019). Aussi, lors de la course à pied, les personnes ICC utilisent des stratégies de coordination au niveau de la cheville

différentes des individus n'ayant eu aucun épisode d'entorse de la cheville (Kwon et al., 2020). Ces résultats reflètent probablement des déficits ou des compensations de l'altération de la fonction sensorimotrice et de la structure musculo-squelettique après une entorse latérale de la cheville.

2.4. Le contrôle moteur

2.4.1. Notions générales

Le contrôle moteur désigne l'ensemble des actions effectuées par le système nerveux impliquées dans la planification et l'exécution de mouvements coordonnés. Ces mouvements peuvent être de nature réflexes, automatiques comme la marche, ou encore volontaires. Le système nerveux coordonne l'activation musculaire dans le but de produire des mouvements et de contrôler ces mouvements de manière appropriée dans le temps et l'espace (Jull et al., 2015). Ainsi, le système nerveux doit fournir aux structures effectrices la combinaison adéquate et appropriée de l'influx nerveux pour la réalisation du mouvement demandé. Pour cela, plusieurs moyens sont possibles pour produire le résultat demandé. Le système moteur génère des modèles d'inhibitions et d'activations musculaires par le biais d'environ 700 muscles distincts agissant sur plusieurs articulations.

Le contrôle sensori-moteur a la capacité de s'adapter aux demandes changeantes, tant internes qu'externes. Par conséquent, l'organisation du contrôle moteur est formée par l'interaction entre le sujet (contrainte organique), la tâche à accomplir (contrainte de la tâche) et l'environnement dans lequel le mouvement est effectué (contrainte environnementale) (Figure 8) (Wikstrom et al., 2013).

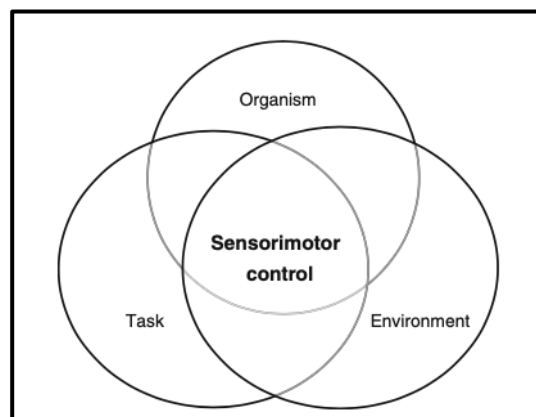


Figure 8 - Organisation sensorimotrice basée sur l'interaction entre le sujet, la tâche et l'environnement, d'après Wikstrom et al. (Wikstrom et al., 2013)

La capacité du système sensorimoteur à réorganiser spontanément les stratégies de mouvement se traduit par une aptitude à faire face avec succès aux contraintes changeantes de la tâche et de l'environnement pour atteindre le but (mouvement). Il s'agit en d'autres termes de disposer d'une variabilité fonctionnelle.

Une relation est faite entre le contrôle sensorimoteur et les blessures. La littérature met en évidence que le contrôle sensorimoteur évoluait suivant les affections subies par le corps (Jull et al., 2015). Par exemple, si dans les suites d'un trouble musculo-squelettique, des modifications de la fonction motrice et sensorielle peuvent être observées, ce serait alors une cible en rééducation. Une blessure va augmenter la contrainte sur l'organisme du sujet, entravant de manière significative la capacité du système sensorimoteur à atteindre le mouvement décidé. Ainsi, une altération du contrôle sensorimoteur accrue prédispose une personne à se blesser de nouveau.

2.4.2. Le contrôle postural du membre inférieur

Le contrôle postural peut être assimilé au contrôle postural statique ou dynamique. Selon Gribble et al., le contrôle postural statique est une tâche exigeant que l'individu établisse une base de soutien stable et maintienne cette position en minimisant les mouvements des segments et du corps pendant l'évaluation (Gribble et al., 2012). L'équilibration du membre inférieur est maintenue par des stratégies au niveau de la hanche, du genou et de la cheville. L'ensemble du corps va se mettre en mouvement et s'ajuster pour garder le centre de masse au-dessus de la base de soutien.

2.4.3. Différents tests cliniques

L'ICC peut être mise en relation avec une instabilité posturale. Ainsi, il a été montré que le contrôle postural est altéré chez les personnes atteintes d'ICC (Jaber et al., 2018). Celui-ci est évalué par le biais de différents tests cliniques.

Classiquement, le contrôle postural est évalué en utilisant les mouvements du centre de pression (COP) d'un sujet placé en appui unipodal sur une plateforme de force. L'hypothèse établie était qu'une augmentation de l'oscillation du COP indiquait une augmentation du centre de masse (COM) et donc résultait un déficit de contrôle postural. La littérature rapporte qu'une augmentation de l'oscillation du centre de pression peut indiquer l'adoption d'une autre stratégie de contrôle postural. Cependant, cette évaluation instrumentée du contrôle postural semblerait ne pas être suffisamment sensible pour détecter les déficiences chez des sujets ICC (Wikstrom, Fournier, et al., 2010).

Une nouvelle approche d'évaluation du contrôle postural a été mentionnée dans la littérature (Wikstrom, Fournier, et al., 2010). L'analyse spatio-temporelle, appelée « Time-to-boundary » (TTB), fournit une estimation théorique du temps dont dispose un individu pour effectuer une correction posturale tout en maintenant une station debout en appui unipodal. Hertel et al. montrent que les individus ICC mettent plus de temps pour effectuer des ajustements posturaux en appui unipodal (Hertel & Olmsted-Kramer, 2007). Cette mesure du contrôle postural évaluée en position statique sur une plateforme de force reste cependant discutée. En effet, cette évaluation demande un équipement matériel peu accessible (plateforme de

force, système d'enregistrement et de traitement du signal) et est difficilement applicable en pratique clinique.

La littérature rapporte un ensemble de tests cliniques pour évaluer le contrôle postural d'un individu. Cela comprend des tests en position statique (« Time in Balance Test », « Foot Lift Test », « Balance Error Scoring System ») et des tests dynamiques (« Single leg hop test », « Side Hop Test », « Star Excursion Balance Test ») (Ko et al., 2017; Linens et al., 2014). L'inconvénient des tests statiques est que ces techniques d'évaluation peuvent ne pas être suffisamment sensibles pour détecter les déficits de contrôle moteur lors d'une activité physique (Olmsted et al., 2002). Ces tests ne traduiraient pas le contrôle postural que pourrait mettre en place l'individu durant une activité physique. McKeon et al. affirment que des tâches fonctionnelles plus complexes permettraient de mieux identifier le déficit postural chez les individus présentant une ICC (McKeon & Hertel, 2008). Ainsi, ces tests demandent des tâches plus exigeantes mettant l'accent sur le contrôle postural dans une position dynamique.

Le Star Excursion Balance Test (SEBT) est le test de référence évaluant le contrôle postural dynamique. Ce test a été conçu et décrit par Gray, à l'origine comme un outil de rééducation pour les pathologies des membres inférieurs (Gray, 1995). Puis, il a été utilisé comme outil de diagnostic, tant pour les cliniciens et que pour les chercheurs. Ce test quantifie le contrôle postural dynamique des membres inférieurs. Il nécessite des capacités de force, de souplesse et de proprioception (Gribble et al., 2012). Le test SEBT a une excellente fiabilité intra-évaluateur ([coefficient de corrélation intra-classe CCI moyen= 0,94] (Munro & Herrington, 2010)) et inter-évaluateur ([CCI moyen= 0,92] (P. A. Gribble et al., 2013; Powden et al., 2019)). Ce test est fréquemment utilisé en pratique clinique lors des pathologies musculo-squelettiques des membres inférieurs. Celui-ci nous renseigne des déficits du contrôle postural dynamique souvent observés chez les patients (Gribble et al., 2012).

Pour la réalisation de ce test, l'individu testé place son pied en charge au centre de l'étoile. L'étoile comprend huit directions différentes (antérieure, postérieure, latérale, médiale, antérolatérale, antéromédiale, postérolatérale, postéromédiale) avec un angle de 45° entre chaque direction (Figure 9). La personne doit atteindre la plus longue distance possible avec la pointe de son pied en décharge (mobile) dans chaque direction. Quatre essais d'entraînements sont nécessaires pour obtenir un score stable et reproductible, pour chaque direction et chaque membre inférieur afin de limiter les effets d'apprentissage et l'apparition de fatigue musculaire (Robinson & Gribble, 2008). Après avoir obtenu chaque distance (en centimètres) dans chaque direction, celles-ci seront normalisées avec la longueur du membre inférieur du sujet. Il est approprié de calculer un score composite correspondant à la somme des valeurs moyennes normalisées des huit directions, renseignant sur la performance posturale dynamique globale du membre inférieur (Picot et al., 2018).

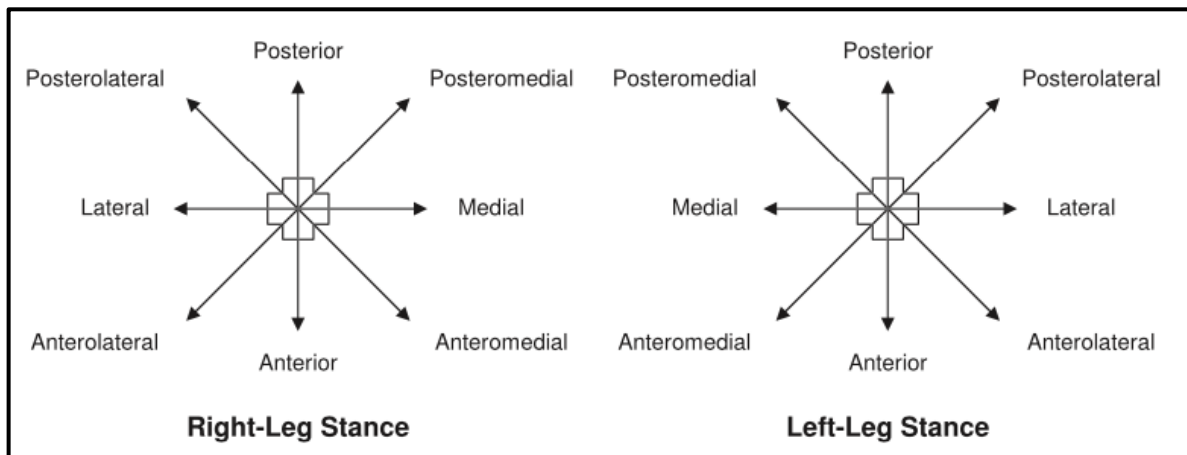


Figure 9 - Directions à atteindre lors du SEBT d'après Gribble et al. (Gribble et al., 2012)

Gribble et al. décrivent les domaines cliniques de ce test comme la capacité à différencier un sujet ayant une pathologie du membre inférieur avec un sujet sain; la capacité à montrer les résultats suite à une intervention et encore la capacité à prévenir le risque de blessure (Gribble et al., 2012). Récemment, il a été démontré qu'une différence supérieure à 4,5% dans la direction antérieure pourrait informer d'un risque de blessure (Stiffler et al., 2015). Cependant, cette norme est à nuancer et peut être modifier selon l'âge, le sexe et la pratique sportive du sujet (Picot et al., 2018).

Lors du test SEBT, les sujets ICC atteignent des distances plus faibles en comparaison à des sujets sains (Gribble et al., 2004; Hoch et al., 2012; Olmsted et al., 2002; Plante & Wikstrom, 2013). Aussi, les sujets ICC réalisent des distances plus courtes lors de l'appui sur la cheville lésée par rapport à la cheville saine (Gribble et al., 2004; Hale et al., 2007; Olmsted et al., 2002).

Il a été montré que la cheville aurait une influence importante sur la performance de ce test. Ainsi, des études montrent que le mouvement de dorsiflexion disponible par la cheville est fortement corrélé avec la distance antérieure du test SEBT (Hoch et al., 2011). Cependant, les mouvements du genou et de la hanche dans le plan sagittal ont également un fort impact dans toutes les directions du test SEBT. Par exemple, la direction antérieure, antéro-médiale, médiale et postéro-médiale demandent plus de flexion de genou que la direction antéro-latérale, postero-latérale et latérale (Gribble et al., 2007). Ces informations cinématiques peuvent être des éléments utiles aux cliniciens pour axer le traitement sur une direction spécifique au déficit d'amplitude du patient (Gribble et al., 2012).

La littérature met en évidence que la flexion du genou et de hanche utilisées par les participants ICC sont inférieures à celle des participants sains (P. Gribble et al., 2007; P. A. Gribble et al., 2004). Ces mouvements articulaires réduits contribuent à la diminution du contrôle postural dynamique, démontrée sur les participants ICC. Cela est en partie dû à l'influence des muscles qui contrôlent ces articulations, essentielles au mouvement et à la stabilité lors de tâches dynamiques (Gribble et al., 2012).

2.5. La stabilité de la hanche

2.5.1. Le système musculaire de la hanche

Les muscles de la hanche se composent en partie des muscles abducteurs de la hanche. Ils sont au nombre de 3 : *Gluteus medius* (*GMed*), *Gluteus minimus* (*GMin*), *Tensor Facia Lata* (*TFL*). Les muscles abducteurs de hanche, diffèrent par leur architecture, leur morphologie, leurs insertions proximale et distale, ainsi que leurs actions (primaire et secondaires) (Flack et al., 2012). L'action d'un muscle est influencée par la direction et la disposition des faisceaux du muscle (Flack et al., 2012). Dans notre étude, nous nous focaliserons sur le muscle *GMed* et *GMin*.

Le *GMed* est recouvert par le *GMax* et recouvre lui-même le *GMin*. Le *GMed* s'insère en proximal sur l'ilium externe entre la ligne antérieure et la ligne postérieure de l'ilium. De plus, Flack et al. mentionnent deux autres sites d'insertion proximaux couramment décrits dans la littérature : l'aponévrose glutéale et la crête iliaque. L'insertion distale du *GMed* est communément indiqué sur la face latérale du grand trochanter (Flack et al., 2012). Ainsi suivant l'orientation des fibres, l'action du muscle sera différente. Flack et al. évoquent que le *GMed* est composé en trois portions, avec des fibres orientées différemment. Le plan d'orientation des fibres reste cependant non défini. La littérature rapporte aussi que chaque partie du *GMed* et *GMin* présente une innervation qui lui est propre, ce qui suggère une fonction différente pour chaque partie, plutôt qu'une action « globale » pour l'ensemble du muscle (Al-Hayani, 2009). Le *GMed* est abducteur, stabilisateur et rotateur de hanche. Il a pour fonction de maintenir le bassin lors de l'élévation du membre inférieur, d'empêcher la chute du bassin controlatéral au membre en appui. De plus, les fibres antérieures ajoutent une composante de rotation médiale et les fibres postérieures une composante de rotation latérale (Dieterich et al., 2015; Grimaldi, 2011).

Le *GMin* s'insère en proximal sur l'ilium externe entre la ligne glutéale antérieure et inférieure de l'ilium (Flack et al., 2012). L'insertion distale se situe sur la face antérieure du grand trochanter. Le muscle *GMin* est composé de fibres antérieures disposées verticalement et de fibres postérieures disposées horizontalement (Flack et al., 2012). Ces fibres sont disposées parallèlement au col du fémur et s'attachent sur la partie supérieure de la capsule (Retchford et al., 2013). Ainsi, la partie postérieure du *GMin* jouent particulièrement un rôle de stabilisation de la tête fémorale dans l'acétabulum. Il est donc abducteur, stabilisateur et rotateur médial de hanche.

De plus, Grimaldi décrit le complexe musculaire des abducteurs de hanche en différentes couches. Grâce à une imagerie par résonance magnétique (IRM), nous observons le *GMin*, le *GMed* et le *piriforme*, et le *GMax* et le *TFL* de la profondeur vers la surface respectivement (Figure 10). En ce sens, la littérature soumet alors de différencier l'activité des abducteurs superficiels et profonds de hanche (Grimaldi, 2011).

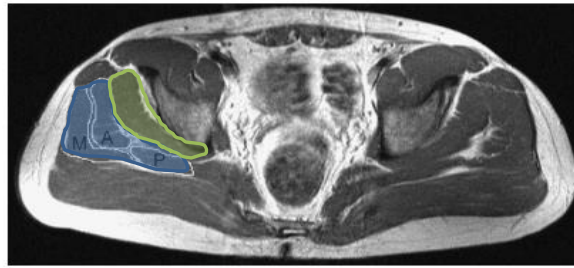


Figure 10 - Coupe d'IRM du bassin. (1) Gluteus medius en bleu (2) Gluteus minimus en vert, d'après Grimaldi (Grimaldi, 2011)

Les muscles abducteurs de la hanche (*GMed*, *GMin* et *TFL*) ont un rôle fonctionnel pendant la phase d'appui unipodal de la marche (Neumann, 2010). Le couple de force d'adduction autour de la hanche augmente considérablement dans le plan frontal dès que le membre controlatéral quitte le sol. Les muscles abducteurs de la hanche réagissent en générant un couple d'abduction autour de la hanche en appui, qui stabilise le bassin par rapport au fémur. La force produite par ces muscles pour maintenir la stabilité du plan frontal lors de l'appui d'un seul membre participe à la force de compression générée entre le cotyle et la tête fémorale (Figure 11). Le bras de moment (D) utilisé par les muscles abducteurs de la hanche est environ la moitié de la longueur du bras de moment (D_1) utilisé par le poids du corps (BW). Compte tenu des différences de longueur des bras de moment, les muscles abducteurs de la hanche doivent produire une force (HAF) environ deux fois supérieure à celle du poids du corps en surcharge, pour obtenir une stabilité du plan frontal en position debout sur le membre. Lors de la marche ou lors d'activités fonctionnelles, la force de réaction de l'articulation (JRF) est encore plus grande, en raison de l'accélération du bassin au-dessus de la tête fémorale (Neumann, 2010).

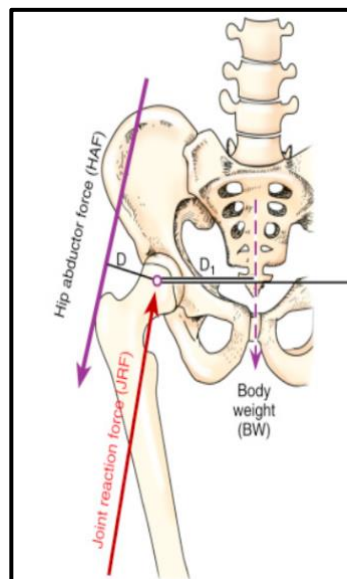


Figure 11- La biomécanique de la hanche lors d'une appui unipodal, d'après Neumann. (Neumann, 1989, 2010)

Kumagai & al. ont démontré que les niveaux d'activité mesurés par électromyographie (EMG) des différentes portions du *GMin* et du *GMed* étaient hétérogènes. Ce niveau d'activité musculaire est influencé par le degré d'adduction des hanches dans lequel ces muscles sont recrutés (Kumagai et al., 1997).

Ainsi, un défaut d'activation ou une mauvaise coordination musculaire au niveau de la hanche pourrait avoir un impact sur l'équilibration et le contrôle du maintien du bassin.

2.5.2. Le contrôle neuromusculaire de la hanche

Brindle définit le contrôle neuromusculaire (aussi appelé « contrôle moteur ») de la hanche « comme l'interaction entre le système nerveux et les muscles abducteurs de hanche dans le plan frontal pendant le mouvement » (Brindle & Milner, 2018). Le contrôle moteur est caractérisé par une activation coordonnée dépendant de la tâche à réaliser. Dans son article, celui-ci affirme qu'un contrôle neuromusculaire insuffisant de la hanche pourrait jouer un rôle dans les blessures du membre inférieur. Il conclut que les interventions améliorant le contrôle moteur de la hanche sont préconisées pour la rééducation et la prévention des blessures dans le sport.

Lors de la course à pied, des déviations de la cinématique des articulations du plan frontal et transversal ont été observées sur une distance de 10 kilomètres avec un effort quasi maximal (Willwacher et al., 2020). Willwacher et al. indiquent que l'augmentation de l'adduction de la hanche et de l'éversion de l'arrière-pied pourraient être dues à la fatigue des unités musculo-tendineuses (abducteurs de la hanche et inverseurs de la cheville). Les personnes courant avec des moments d'abduction de la hanche élevés et un alignement dynamique du genou en valgus sont plus exposés aux déviations de la cinématique des articulations liées à la fatigue. Courir avec un état de fatigue musculaire pourrait réduire la capacité des muscles à contrôler les mouvements des articulations du plan frontal et donc mettre à l'épreuve la capacité du système neuromusculaire à maintenir la trajectoire des mouvements articulaires durant la course. Le renforcement des muscles de la hanche et du pied pourrait améliorer la capacité à conserver une cinématique articulaire lors de courses intensives et prolongées.

2.5.3. Mesure de l'activité musculaire

L'activation musculaire est déterminée par le moment d'apparition de la contraction (« muscle onset »). Cette mesure est importante pour évaluer le contrôle neuromusculaire et est couramment abordée en clinique dans un contexte d'instabilité articulaire (Tweedell et al., 2018).

2.5.3.1. Électromyographie

Le début de l'activation musculaire peut être mesuré par électromyographie (EMG), à l'aide d'électrodes à la surface de la peau ou d'électrodes invasives (i.e., intramusculaires), qui enregistrent le changement de potentiel électrique avec l'excitation musculaire (Dieterich et al., 2017; Tweedell et al., 2017). L'EMG de surface présente une limite en ne mesurant pas l'activité musculaire des muscles profonds. L'EMG intramusculaire est un acte médical utilisant une technique invasive.

2.5.3.2. Échographie musculosquelettique

L'introduction de l'échographie musculosquelettique (EMSQ) est une alternative à l'électromyographie (EMG) pour déterminer l'activation musculaire d'un muscle de façon non invasive. Elle permet alors d'accéder au comportement biomécanique des muscles superficiels et profonds (Kwah et al., 2013). L'utilisation de l'EMSQ est populaire en recherche clinique (Whittaker et al., 2019). Whittaker et al. mentionnent l'emploi de l'EMSQ en recherche pour améliorer les connaissances sur l'impact de la douleur et des blessures sur le contrôle moteur et la morphologie musculaire (Whittaker et al., 2019). Aussi, l'EMSQ est pratiquée pour déterminer la relation entre la fonction et le contrôle moteur, initialement développée pour la région lombaire (Hildebrandt et al., 2017; Hodges et al., 2013).

Cette approche se base sur le fait que l'activation musculaire induit une déformation structurelle instantanée pouvant être détectée à l'EMSQ notamment avec le mode *Motion* (mode M, mouvement). Le mode M permet de détecter le déplacement tissulaire au cours du temps et plus précisément le point de départ temporel de l'activation musculaire (i.e., muscle onset) (Jull et al., 2015). L'apparition de la déformation musculaire déterminée par l'EMSQ a montré des résultats en accord avec l'apparition de l'activité musculaire déterminée par l'EMG intramusculaire. Dieterich et al. décrivent le processus de contraction musculaire en plusieurs phases. L'excitation électrique du muscle déclenche la contraction musculaire et est suivie d'un délai électromécanique physiologique avant que la production de force puisse être enregistrée de manière externe (Dieterich et al., 2017). Le délai électromécanique est le décalage entre le début de l'activation musculaire et la production de force musculaire (Lacourpaille et al., 2013).

Il a été montré que l'EMSQ en mode M permettait de mesurer des paramètres temporels, par exemple l'apparition de mouvements musculaires liés à l'activité dans les muscles abducteurs profonds et superficiels de la hanche (Dieterich et al., 2015).

2.6. Le contrôle moteur de la hanche évalué chez les sujets présentant une ICC

Des altérations du contrôle neuromusculaire proximal et distal sont identifiés chez les patients atteints d'ICC (Jaber et al., 2018). D'après Jaber et al., un défaut d'activité des muscles proximaux superficiels semble affecter négativement des mesures de contrôle postural et la

qualité des mouvements du membre inférieur. Ils mentionnent que cela peut entraîner des déficiences fonctionnelles prolongées et une récurrence des lésions du membre inférieur. Le défaut d'activation des muscles de la hanche et de la cheville compromet la capacité du corps à maintenir la stabilité posturale, ainsi des performances pourraient être limitées. Lors de la mise en charge, les muscles autour de la hanche se coordonnent en maintenant la stabilité du bassin et en contrôlant les mouvements du fémur, ce qui affecte ensuite le positionnement du fémur et donc du pied.

Van Deun et al. ont étudié l'activation musculaire des membres inférieurs lors du passage d'un appui bipodal à un appui unipodal (Figure 12) (Van Deun et al., 2007). D'après les résultats, le groupe sain initie l'activation musculaire avant le début de la transition de l'appui bipodal à l'appui unipodal. Cette activité musculaire est considérée comme une réponse anticipatrice à l'action demandée. Dans la littérature anglophone, nous retrouvons le terme de « feedforward » pour décrire cette notion. Le groupe sain met en place une stratégie anticipatrice pour compenser les perturbations rencontrées lors de la transition de poids sur une seule jambe. Dans le groupe ICC, le moment d'activation musculaire est mesuré après le début de la transition d'un appui bipodal à unipodal. Les sujets appartenant à ce groupe activent seulement leurs muscles en réaction aux déséquilibres ressentis lors de la transition de poids sur une jambe. Ainsi, le terme de « feedback » est utilisé dans ce cas.

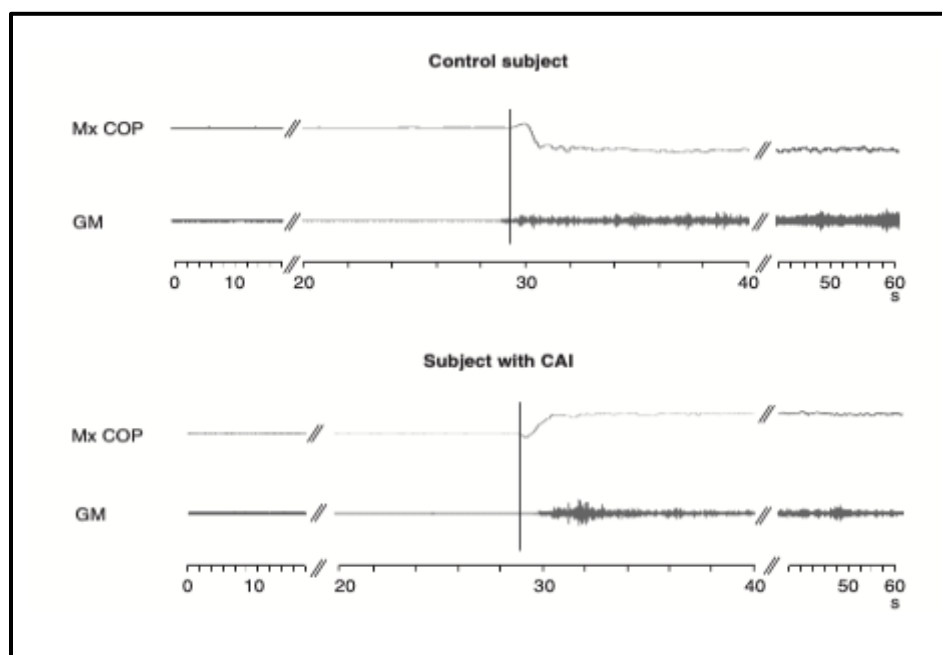


Figure 12 - Exemple du déplacement du centre de pression dans le plan médiolatéral (Mx COP) et de l'activité musculaire du muscle *GMed* pour un sujet témoin et un sujet présentant une instabilité chronique de la cheville (ICC), d'après VanDeun et al. (Van Deun et al., 2007) *Le début de la transition de la position sur deux jambes à la position sur une jambe est marqué par la ligne verticale. Le sujet témoin a déplacé le poids vers la jambe droite, tandis que le sujet souffrant d'IAO a déplacé le poids vers la jambe gauche, comme l'indique la forme différente du COP Mx.*

La littérature montre une modification des stratégies biomécaniques chez les sujets ICC par rapport aux sujets sains lors de deux tâches : arrêts de marche planifiés et non planifiés (Wikstrom et al., 2010). Ainsi, une altération de la cinétique de marche et de l'activité musculaire sont identifiées chez les sujets ICC durant ces tâches. Ces résultats indiquent que les patients atteints de ICC présentent des déficits du contrôle neuromusculaire par anticipation (feedforward).

Des études antérieures sur le test SEBT rapportent une diminution des distances dans les différentes directions du test chez des sujets ICC par rapport au groupe contrôle (Hertel et al., 2006a; Nakagawa & Hoffman, 2004; Olmsted et al., 2002). Récemment, Dejong et al. ont publié une revue systématique sur les adaptations proximales rencontrées chez les personnes ICC (DeJong, Koldenhoven, et al., 2020). Une étude suggère avec une évaluation par EMG de surface qu'il pourrait y avoir une augmentation du temps d'activation du *GMed* à l'initiation du mouvement (passage bipodal à unipodal) dans le groupe ICC par rapport au groupe sain (Jaber et al., 2018).

A notre connaissance, aucune étude n'a quantifié l'activité du *GMed* et du *GMin* chez des sujets présentant une instabilité chronique de cheville durant le SEBT.

3. Problématisation et question de recherche

L'entorse latérale de cheville est une blessure fréquente dans la population générale notamment dans la population sportive, et d'autant plus problématique qu'elle est source de récurrence et responsable d'une instabilité chronique de cheville (ICC) dans 40% des cas.

Nous avons vu précédemment que suite à une entorse latérale de cheville, le mouvement est réorganisé et parmi les facteurs de risque d'une récurrence d'entorse de cheville figurent un possible déficit de contrôle neuromusculaire dynamique au niveau distal mais aussi au niveau proximal (i.e., coordinations musculaires des muscles latéraux de hanche). Ainsi, le clinicien doit se poser la question lors de son intervention, si des adaptations proximales du membre inférieur sont à considérer dans la prise en charge d'une entorse latérale de cheville. Nous entendons par niveau proximal les éléments situés autour de l'articulation de la hanche.

Suite à ce constat, une interrogation s'est posée à partir d'un constat de terrain et l'évaluation du contrôle postural et neuromusculaire effectuée en pratique clinique. Le Star Excursion Balance Test (SEBT) est le test référence aujourd'hui pour évaluer le contrôle dynamique d'un patient présentant des lésions des membres inférieurs ou non. Cependant, ce test est global et peu spécifique c'est à dire qu'il nous renseigne sur l'ensemble du membre inférieur. Ce test va seulement nous proposer un regard général et ne déterminera pas spécifiquement la cause du déficit du contrôle dynamique. Ainsi, il est difficilement possible par ce test de quantifier la stratégie de coordination motrice utilisée au niveau de la hanche pour se stabiliser. La

littérature rapporte pourtant le rôle prépondérant des muscles abducteurs de la hanche notamment le *GMed* et le *GMin* sur cette fonction.

Dès lors, ce projet visera à étudier les stratégies de coordination motrice utilisées au niveau des muscles de la hanche lors du test SEBT chez des sujets sains ou présentant une instabilité chronique de cheville.

4. Objectifs et hypothèses

4.1. Objectifs

Ce protocole expérimental vise à identifier les stratégies motrices utilisées par les muscles de la hanche (*GMed*, *GMin*) lors du Star Excursion Balance Test chez des personnes ayant une instabilité chronique de cheville.

Plus précisément nous avons pour objectifs :

- D'identifier le moment d'activation des muscles abducteurs de la hanche lors du passage bipodal à unipodal chez des sujets atteints d'une ICC et chez des sujets témoins (contrôle) lors du test SEBT.
- De déterminer si la performance au test SEBT diffère chez les sujets ICC par rapport aux sujets sains.
- De déterminer si le moment d'activation des muscles abducteurs de la hanche chez les sujets ICC diffère entre le côté atteint et le côté controlatéral (sain).

4.2. Hypothèses

Cette étude vise à comparer les coordinations musculaires mises en jeu pour assurer la stabilité du bassin lors du SEBT, à travers l'estimation du moment d'activation des muscles : *gluteus medius* superficiel (*GMed_sup*), *gluteus medius* profond (*GMed_deep*) et *gluteus minimus* (*GMin*). À partir des différentes connaissances apportées par la littérature scientifique, nous faisons plusieurs hypothèses :

- 1) des différences du moment d'activité entre ces deux muscles selon un ordre d'activation plus précoce du muscle profond (*GMin*) en comparaison de celui du muscle superficiel (*GMed*) (Dieterich et al., 2016), en accord avec les théories du contrôle moteur (Grimaldi, 2011; Grimaldi et al., 2009; Jull et al., 2015).
- 2) un retard d'activation du muscle *GMin* chez les sujets ICC par rapport aux sujets sains.
- 3) de façon plus globale, une diminution de la performance au test SEBT chez les sujets ICC par rapport au groupe contrôle.

5. Matériel et méthode

5.1. Population

Un calcul *a priori* du nombre de participants suffisants a été réalisé permettant de détecter des différences intra et inter-groupes (interactions intra-inter groupe), avec une taille d'effet importante $\eta^2_p = 0.14$ et une puissance statistique de 0.95, à un risque de 5% (Gpower 3.1.9.2) (Faul et al., 2007). Ainsi, un nombre minimal de 12 participants pour chaque groupe est jugé suffisant pour détecter une différence significative sur le moment d'activation de chaque muscle, pour chaque groupe et dans chaque condition testée.

A cette fin, 28 participants (15 dans le groupe contrôle et 13 dans le groupe ICC) se sont portés volontaires pour participer à cette étude. Cependant, 2 sujets appartenant au groupe contrôle ont été exclus de l'étude lors du traitement des données. Pour ces 2 participants, l'ensemble du muscle *GMin* n'était pas identifiable sur les images échographiques enregistrées. Ainsi, ces images n'ont pas pu être exploitées.

Au total, 13 sujets (7 femmes, 6 hommes ; âge $24,5 \pm 5,7$ ans ; taille $171,6 \pm 8$ cm; poids $62,8 \pm 7,8$ kg) du groupe contrôle et 13 sujets (7 femmes, 6 hommes ; âge $24,15 \pm 6,5$ ans ; taille $171,0 \pm 7,4$ cm; poids $65,3 \pm 6,6$ kg) du groupe ICC sont intégrés à l'étude.

5.1.1. Recrutements des sujets

Le recrutement des sujets s'est effectué par courrier électronique et par le biais d'affiches de diffusion au sein de l'IFM3R et de l'UFR STAPS de Nantes (Annexe 2). Les participants sont sélectionnés en fonction de critères d'inclusion et d'exclusion.

Chaque participant volontaire est inclus au protocole s'il est âgé de 18 à 55 ans, s'il est éligible au régime de la sécurité sociale et en capacité de comprendre le protocole. Les critères d'inclusion sont choisis à partir des recommandations de l'International Ankle Consortium (Gribble et al., 2014). Pour pouvoir intégrer le groupe ICC, le participant devait avoir subi au moins une entorse de cheville avec une sensation de dérobement de la cheville. Le participant est considéré comme appartenant au groupe ICC s'il obtient un score inférieur ou égal à 24 au Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) (Gribble et al., 2014). Le questionnaire CAIT traduit et validé récemment en français par Geerinck et al., est transmis au participant par le biais du logiciel Lime Survey® (Geerinck et al., 2019). Ce questionnaire est recommandé comme un outil de diagnostic de l'ICC et est validé comme critère d'inclusion pour les sujets ICC dans le cadre d'une étude expérimentale (Gribble et al., 2014). Ainsi, tout participant ne présentant pas d'instabilité de cheville (score au questionnaire CAIT ≥ 25) appartient au groupe contrôle. *A contrario*, un participant ne pouvait être retenu au moment de l'étude s'il séjourne dans un établissement sanitaire ou social, s'il est incapable de comprendre le protocole et d'en respecter les modalités, s'il est privé de liberté, s'il bénéficie d'un régime de protection légale

(tutelle, curatelle ou sauvegarde de justice), s'il participe à une autre recherche biomédicale en cours ou encore s'il a subi un traumatisme sur le membre inférieur inférieur à 3 mois. Chaque sujet était informé de la nature de l'étude avant la session 1.

5.2. Design de la recherche

5.2.1. Méthodologie générale de la recherche

L'étude menée est non interventionnelle, de type transversal. Le projet de recherche a été déclaré à l'ANSM (RCB, n°2019-A01981-56), et soumis une demande de « Recherche non-interventionnelle » (catégorie 3). Le protocole a reçu un avis favorable du Comité de Protection des Personnes SE6 - Sud-Est VI (dossier n°19.10.15.55219) (*Annexe 3*). Une déclaration selon la Méthodologie de Référence 003 a été faite à la commission nationale de l'informatique et des libertés (CNIL), à laquelle l'organisme a répondu favorablement. Ce projet est conforme aux principes évoqués dans la déclaration d'Helsinki en rapport aux expériences humaines (AMM, 2013). La collecte des données expérimentales a été réalisée, entre décembre et février 2020, à l'Institut Régional de Formation aux Métiers de la Rééducation et Réadaptation des Pays de la Loire et au Laboratoire d'Analyse du Mouvement du Centre Hospitalier de Nantes (UF-918, PHU-10), soutenue par le promoteur de l'étude, le Laboratoire « Motricité, Interactions, Performance » de l'Université de Nantes (EA 4334).

5.2.2. Moyens d'évaluation

Nous étudierons la distribution locale de l'activité musculaire au sein des muscles fessiers (*GMed*, *GMin*) de manière non invasive, grâce à l'utilisation d'une technique d'EMSQ (mode M) durant le mouvement réalisé [Star Excursion Balance Test (SEBT)].

5.2.2.1. Plateforme de force

Deux plateformes de force AMTI (PP1 et PP2) sont utilisées (Sensix, Poitiers, FRANCE) pour détecter le passage d'appui bipodal vers l'appui unipodal durant le test SEBT. Les plateformes de force permettent d'enregistrer en temps réel la projection de la force exercée dans les trois plans de l'espace (fréquence : 100 Hz). Au début du test, le participant positionne son pied en charge au centre de l'étoile sous la plateforme 1 et son pied mobile durant le test sur la plateforme 2 (Figure 13, A). Au cours du test, le participant passera d'une position bipodale à une position unipodale. Ainsi, les plateformes de force permettent de repérer le moment où le sujet décolle son pied de la plateforme 2. Pour chaque direction, le temps (en secondes) du passage bipodal à unipodal sera déterminé. Il s'agit du moment où le vecteur force z dans le plan vertical est égal à 0 sur la plateforme 2 (Figure 13, B).

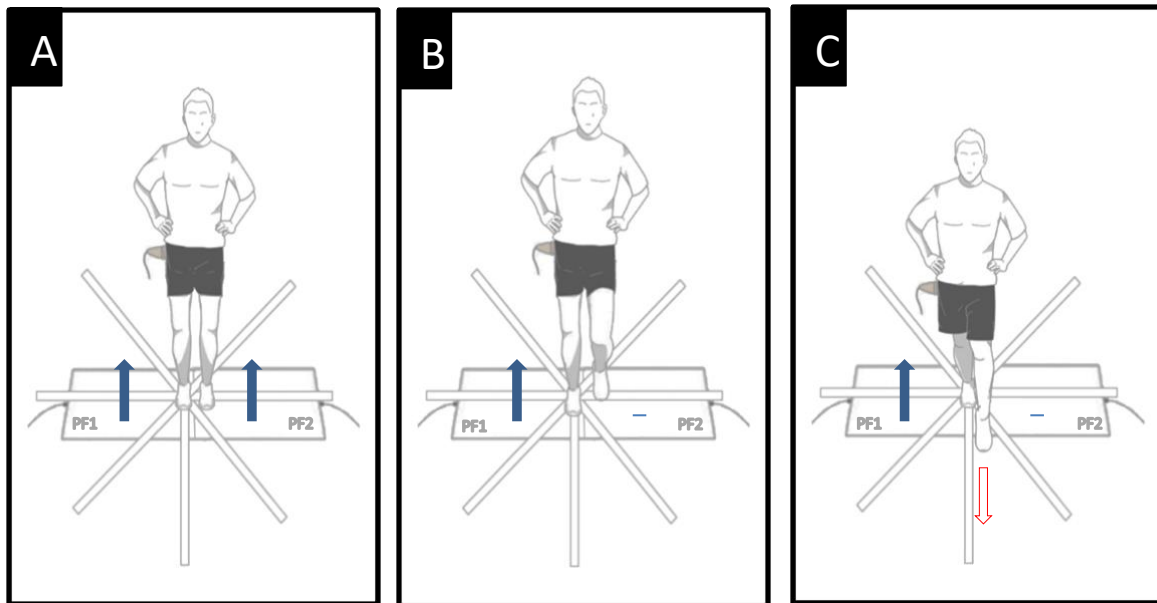


Figure 13 - Illustration du dispositif expérimental. **(A)** Le participant sera tout d'abord positionné au centre de l'étoile matérialisée sur le sol par des bandes adhésives. Le membre inférieur droit et gauche seront en appui respectivement sur la plateforme de force n°1 et n°2. Les plateformes de force permettront de détecter le moment où le membre inférieur gauche décolle (flèche bleue) caractéristique d'un appui unipodal **(B)**, et selon le mouvement réalisé **(C)** (ici dans un plan antérieur, flèche rouge). Noter que durant l'examen, une mesure échographique de la coordination motrice du membre inférieur (au niveau de la hanche) sera réalisée.

5.2.2.2. Système tridimensionnel de capture de mouvement

Le système de capture de mouvement 3D du Laboratoire d'Analyse du Mouvement du Centre Hospitalier de Nantes, utilisé pour réaliser l'acquisition des données cinématiques, est un système VICON® (Vicon, Oxford Metrics, Oxford, UK), muni de 8 caméras infrarouges (Figure 14, A).

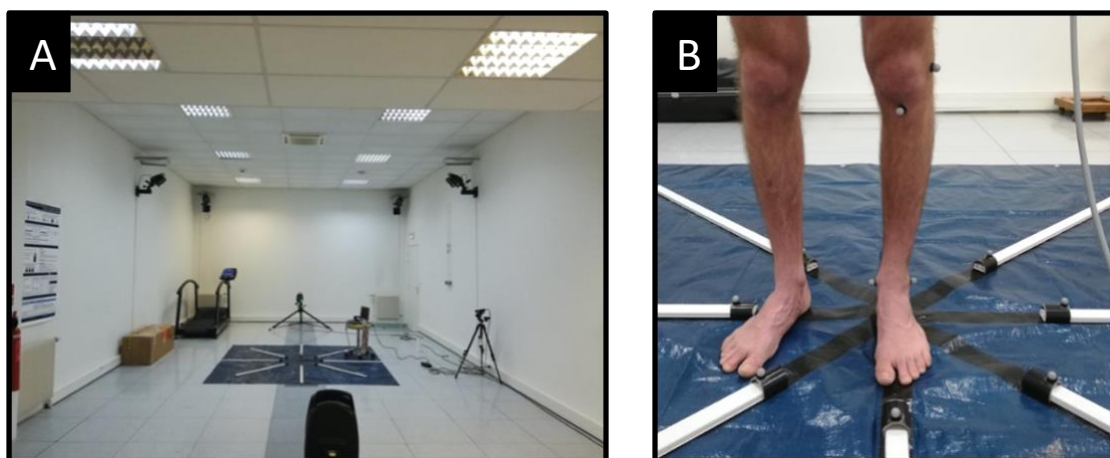


Figure 14 - **(A)** Système de capture de mouvement 3D **(B)** Emplacement des marqueurs photosensibles sur le participant et le dispositif SEBT

Ces caméras mesurent les coordonnées 3D de marqueurs photosensibles placés sur le participant au niveau de l'épine iliaque antéro-supérieure (EIAS), du condyle latéral du fémur, de la tubérosité tibiale antérieure et des malléoles latérale et médiale du membre inférieur testé, ainsi que sur les réglettes de chaque direction du test SEBT (Figure 14, B).

5.2.2.3. Star Excursion Balance Test

Les directions du SEBT ont été matérialisées à l'aide d'un ruban adhésif noir sur une bâche disposée sur le sol. Sur chacune de ces directions, une réglette blanche construite sur mesure accompagnée d'un curseur est installée. Le curseur sera déplacé par le pied mobile du sujet lors du test. Afin de mesurer la distance effectuée par le pied mobile du sujet pour chaque direction, des caméras infrarouges enregistrent le déplacement des curseurs décelés par des capteurs (Figure 14, B)

5.2.2.4. Échographie

Un échographe (M-Turbo, FUJIFILM Sonosite Inc, Bothell, U.S.A.) couplé à une sonde linéaire 15-6 Hz (HFL50x, FUJIFILM Sonosite Inc, U.S.A.) ont été utilisés. Celui-ci est paramétré en mode musculo-squelettique (fréquence : 50Hz). Cet appareil portable et breveté « C.E. » est utilisé en routine clinique d'examen médical et paramédical. Après avoir réalisé un scan échographique de la hanche en mode *Brightness* (mode B, modulation de Brillance), la sonde est positionnée environ 1 cm au-dessus du grand trochanter sur une ligne verticale imaginaire allant vers la crête iliaque, afin de visualiser le *GMed* et le *GMin*. Ce repère anatomique a été montré reproductible (Dieterich et al., 2015; Dieterich et al., 2016). La sonde est logée dans un bloc rectangulaire en mousse construit sur mesure pour l'expérimentation, pour être ensuite fixée autour du bassin à l'aide d'une sangle élastique (Figure 15).

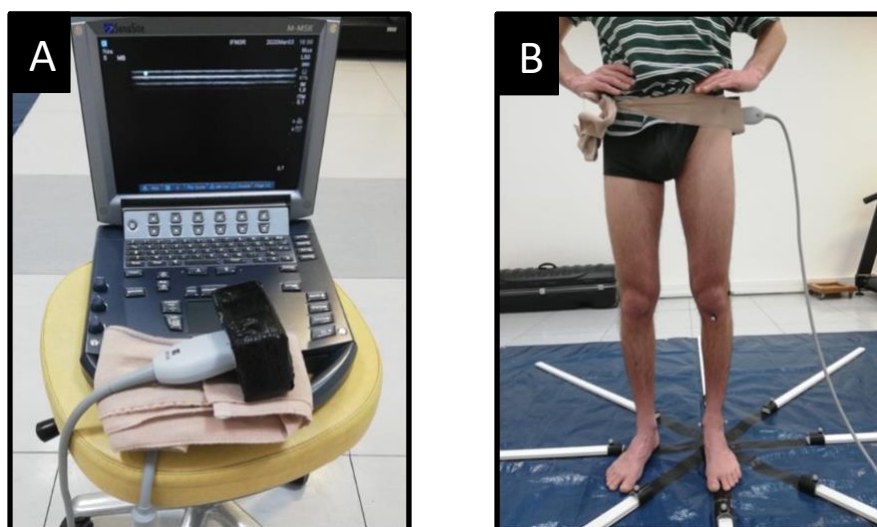


Figure 15 - (A) Échographe avec le dispositif de fixation de la sonde; **(B)** Installation de la sonde échographique lors du test SEBT.

L'échographe est paramétré ensuite en mode M permettant de capturer les mouvements musculaires liés à l'activité des muscles en fonction du temps. En mode M, la sonde reste fixe et envoie les ultrasons toujours dans la même direction. Ainsi, cette ligne de balayage définie est utilisée pour afficher les changements de profondeur des tissus (sur l'axe des ordonnées) au fil du temps (sur l'axe des abscisses) (Jull et al., 2015). La relaxation musculaire est indiquée par la stabilité de la profondeur et l'homogénéité de l'échelle de gris des fascicules musculaires. La contraction musculaire traduite par le déplacement des faisceaux musculaires, induit des variations de nuances de gris à l'imagerie (Dieterich et al., 2014, 2015, 2017; Tweedell et al., 2017).

5.3. Protocole expérimental

5.3.1. Session 1

La première session vise pour chaque participant à se familiariser avec le protocole expérimental et le dispositif, sur une durée d'une heure. Dans les 4 jours qui précèdent chaque session de test, aucune activité physique intense ou inhabituelle susceptible de générer des courbatures ne doit être réalisée par le participant.

Au cours de celle-ci, des informations générales sont données au sujet sur l'étude. Chaque participant lit un feuillet d'information décrivant en détail le protocole d'essai et donne son consentement écrit avant le test. Le consentement éclairé du sujet est recueilli par le biais d'une signature du formulaire (*Annexe 4*). Ensuite, différentes données sont recueillies : âge (années), poids (kilogrammes), taille (centimètres) et le pied dominant/non dominant sur un cahier d'observation. La longueur des membres inférieurs est mesurée en décubitus dorsal avec un mètre ruban entre l'épine iliaque antéro-supérieure et la malléole médiale (Picot et al., 2018). Cela permet de normaliser les valeurs obtenues au test SEBT par rapport à la longueur du membre inférieur testé du participant (Gribble & Hertel, 2003).

Le questionnaire Foot and Ankle Ability Measure (FAAM) et le questionnaire International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) sont envoyés via la logiciel Lime Survey® à chaque participant en amont de la session 1 (*Annexe 1*). Ces questionnaires renseignent sur le niveau d'activité physique du participant. Le questionnaire FAAM et IPAQ ont été respectivement traduit et validé par Borloz en 2011 et par Rivière en 2018 (Borloz et al., 2011; Rivière et al., 2018).

L'investigatrice explique au sujet le déroulé de la session avec une vidéo illustrant le test SEBT. Pour la réalisation du test, le sujet se présente pieds nus. Le pied testé est placé au centre de l'étoile (ligne virtuelle reliant les deux malléoles) comme illustré sur la figure 13 (Figure 13) (Hertel et al., 2000; Picot et al., 2018). Les mains du sujet sont positionnées sur ses crêtes iliaques. Le participant doit déplacer le curseur présent sur chaque réglette dans chaque direction. La consigne est d'atteindre la plus longue distance possible avec la pointe de son

pied en décharge et de revenir en position initiale. Le sujet ne doit pas décoller le talon du membre inférieur portant et doit garder les mains sur les crêtes iliaques pour chaque essai. Quatre essais sont réalisés dans chaque direction, de façon successive permettant de stabiliser les valeurs maximales du test, et réduisant le risque d'apparition de fatigue (Picot et al., 2018). Le test est réalisé sur les deux membres inférieurs du participant. Lors de chaque essai, la distance du curseur déplacée par le pied mobile par rapport au centre de l'étoile est mesurée à l'aide d'un mètre à ruban. Ces valeurs sont ensuite normalisées par rapport à la longueur du membre inférieur testé du participant (Gribble & Hertel, 2003). Ainsi, les valeurs figurent en pourcentage de la longueur du membre inférieur du participant.

5.3.2. Session 2

La deuxième session s'effectue dans les jours qui suivent (entre 2 à 15 jours de la session 1) afin de préserver la notion d'apprentissage. Cette session expérimentale durera deux heures, et visera à assurer la collecte des données.

Dans un premier temps, il s'agit de reprendre les étapes effectuées durant la session 1 de familiarisation concernant le test SEBT. Les consignes données au participant sont identiques à la session 1 pour le déroulé du test. Le participant réalise le test SEBT deux fois faisant office d'entraînement sur chaque membre inférieur. Grâce au système tridimensionnel de capture de mouvement (Vicon®, Oxford Metrics, Oxford, UK), le dispositif de l'examen expérimental est agrémenté d'un marqueur photosensible sur chaque curseur disposé sur chaque réglette (direction). Cela va permettre de faciliter le traitement des données de la distance parcourue par le curseur lors du test SEBT. En amont du test SEBT, nous réalisons un scan échographique du bassin du participant afin d'identifier les muscles *GMed* et *GMin* tel que présenté précédemment (Figure 15). Le SEBT est réalisé sur les deux membres inférieurs du participant. L'ordre de passage entre le côté droite et gauche est déterminé aléatoirement. Il est donné comme consigne au participant d'atteindre la plus longue distance possible avec la pointe de son pied en décharge dans les huit directions du test SEBT et de revenir en position initiale sans décoller le talon du membre inférieur portant (Figure 16). Les critères de validation du test sont similaires à ceux établis pour la session 1. Le sujet ne doit pas chuter, décoller les mains des hanches, déplacer son pied d'appui (testé) ou encore transférer son poids du corps sur le membre en décharge. Si une de ces conditions se produit, l'essai est annulé et recommencé. L'ordre de passage des huit directions est déterminé par tirage aléatoire et sera renseigné au participant.

Le participant reçoit un signal départ (consigne verbale « go ») de la part de l'investigatrice pour chaque direction. Pour chaque essai, un enregistrement des données mécaniques (cinématique 3D, projection du vecteur de force au sol) et échographiques (film M-Mode) seront réalisés.

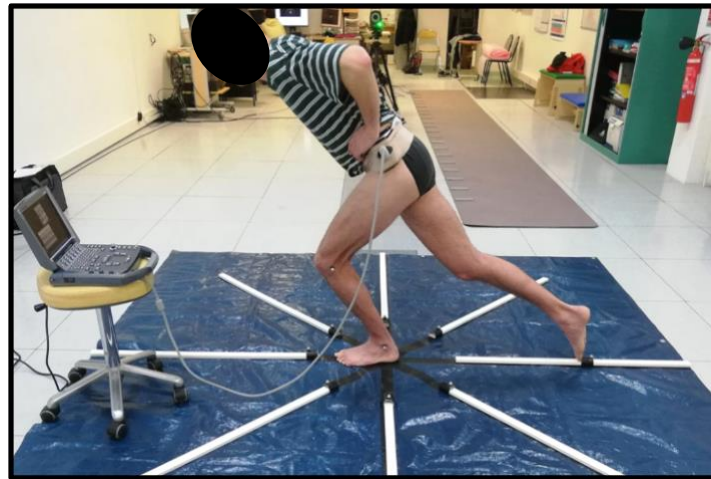


Figure 16 - Réalisation du test SEBT dans la direction postérieure lors de la session 2

6. Analyse des données

Les données sont rendues anonymes à partir d'un code attribué à chaque participant au moment de l'inclusion. Ce code est utilisé pour tous les documents. Les données sont recueillies et enregistrées sur différents supports :

- données échographiques : chaque enregistrement sera enregistré et stocké sur le disque dur de l'appareil, avant d'être exporté (format .jpg)
- données mécaniques : chaque enregistrement sera enregistré en format .c3d sur le logiciel VICON® (Vicon, Oxford Metrics, Oxford, UK) (propriétaire d'acquisition 3D du mouvement).
- données générales (participants) et traitées, sur un feuillet dédié à cet effet (Excel® Microsoft Office, 2016)

6.1. Données démographiques et questionnaires

Les différentes données recueillies (âge (années), poids (kilogrammes), taille (centimètres), pied dominant/non dominant, longueur des membres inférieurs (centimètres)) sur le cahier d'observation de chaque participant, sont reportées dans un feuillet Excel® (Microsoft Office, 2016). Les résultats des questionnaires CAIT, IPAQ et FAAM de chaque participant sont exportés du logiciel Lime Survey® et reportés sur ce feuillet.

6.2. Données mécaniques

L'analyse des données mécaniques (moment de l'appui unipodal du membre inférieur mobile) sera faite sur le logiciel libre Mokka® (v. 0.6.2), permettant la manipulation des fichiers 3D (format .c3d). Le moment d'appui unipodal est déterminé lors de la disparition du vecteur force sur la plateforme 2.

6.3. Données échographiques

Une délimitation manuelle des 3 régions musculaires sur l'image échographique en mode M est réalisée. Le traitement des données échographiques sera fait par une analyse numérique pictorielle de l'enregistrement recueilli et exporté par USB de l'échographe. Pour cela, des scripts dédiés permettant une détection automatisée du moment d'activation musculaire sous Matlab® (The MathWorks Inc., Natick, USA, v. R2016a) ont été rédigés (*Annexe 5*). Ceux-ci reprennent la méthode proposée par Tweedell et al. où une analyse par la procédure Teager–Kaiser Energy Operator (TKEO) est effectuée (Tweedell et al., 2017). Brièvement, ce traitement permet de réduire le bruit présent dans chaque signal enregistré, en améliorant le ratio signal/bruit (signal-to-noise ratio) et de minimiser les erreurs de détection en comparaison à une détection visuelle sur une image M-Mode conventionnelle. Le seuil de détection automatique reprendra celui fixé pour ces muscles (1200 u.a.) par Dieterich et al. (Dieterich et al., 2015). Une dernière étape de « validation manuelle » est réalisée par l'opérateur, revenant à confirmer que la détection automatisée ne se fasse pas pour un artefact ou une valeur non physiologique. Cette procédure permet d'identifier le moment d'activation de chacun des deux muscles (*GMed_sup*, *GMed_deep*, *GMin*) sur l'empan temporel de l'enregistrement. Notons que Tweedell et al. rapportent aussi que la technique TKEO à ce seuil est au plus proche de la technique « visuelle » de détection par l'œil humain sur l'échographe, ce qui est intéressant d'un point de vue clinique et d'une utilisation ultérieure en conditions réelles (i.e., séance de rééducation) (Tweedell et al., 2017).

Afin de synchroniser les données échographiques et mécaniques, un « trigger » a été utilisé. Durant l'expérimentation, l'investigatrice dispose d'un capteur détectable via les caméras infrarouges (Vicon®, Oxford Metrics, Oxford, UK) sur son doigt, permettant d'identifier le début de l'enregistrement du film échographique. Une synchronisation temporelle (trigger) entre les données issues des plateformes de force et l'échographe est réalisée pour relier les enregistrements réalisés sur les systèmes distincts (i.e., plateformes de forces, données cinématiques 3D, données de l'échographe) (Figure 17). Le temps considéré comme nul a été défini comme étant celui de l'appui unipodal. Ce choix se justifie comme étant le moment d'activité maximale des muscles latéraux de hanche dans la tâche demandée. Dès lors, les données sont rapportées par rapport à cette référence, pour chaque muscle, et pour chaque essai dans chaque direction pour chacun des participants. Une différence du délai d'activation (relatif au moment où le pied décolle de la plateforme de force) de chacun des deux muscles sera calculée (i.e., $\text{délai} = \text{Tactivation_muscle} - \text{Tappui_unipodal}$) pour normaliser les différents essais, et les participants entre eux, en reprenant la méthodologie de Dieterich et al. (Dieterich et al., 2016).

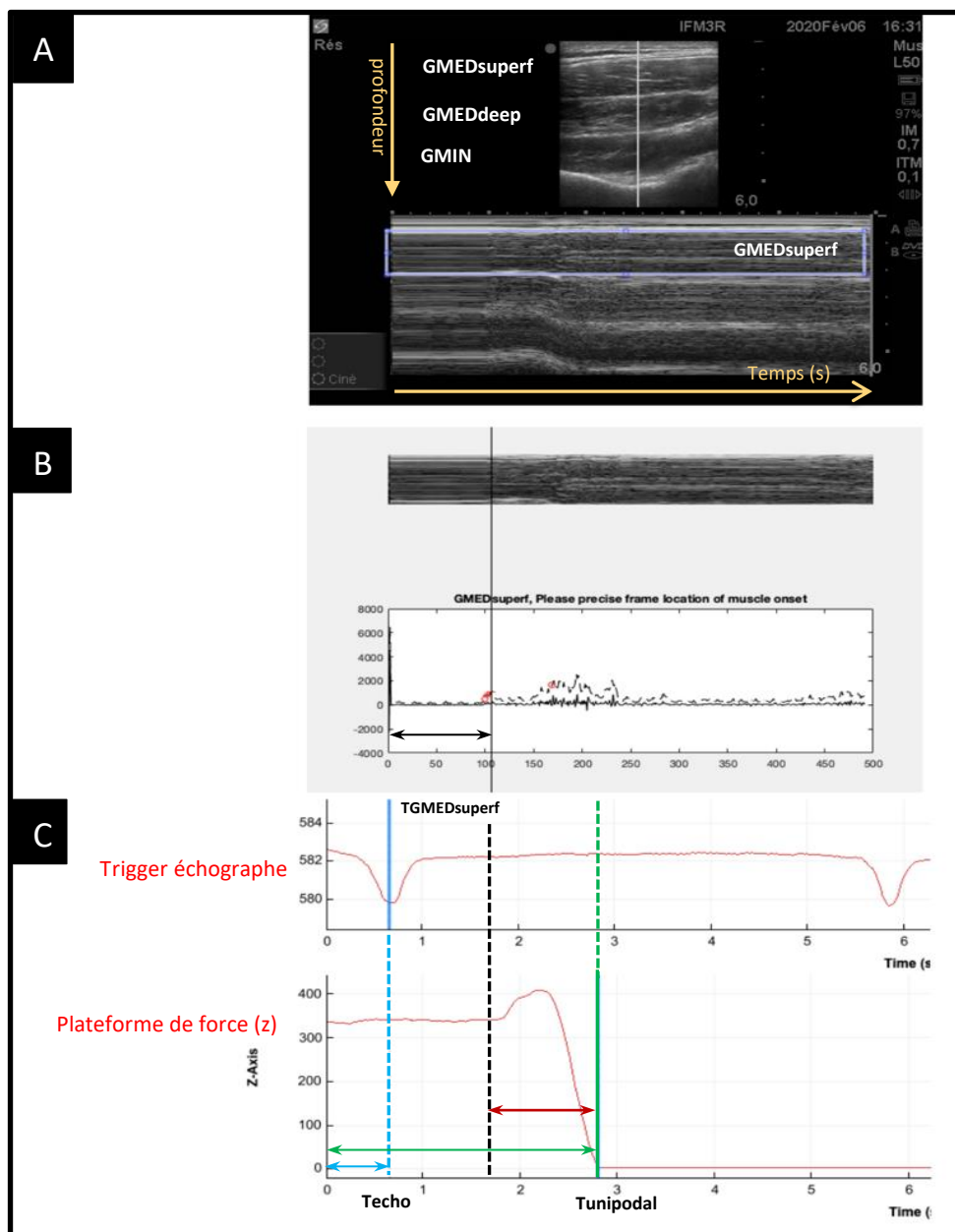


Figure 17 - (A) Image échographique en mode M ; **(B)** Interface Matlab® – détection automatique et manuelle (curseur) du moment d’activation musculaire du *GMed* superficiel ; **(C)** Synchronisation temporelle entre la plateforme de force (trait vert) et l’échographe (trait bleu) sur Mokka®.

7. Analyse statistique

La reproductibilité de la détection du moment d'activation musculaire via la procédure TKEO a été évaluée sur 10 participants du groupe témoin (CTRL), où les données ont été analysées à deux reprises, en aveugle par l'investigatrice (i.e., n'ayant pas connaissance des valeurs obtenues après la première procédure de traitement pour le sujet considéré). Elle est jugée à partir d'un coefficient de corrélation (CCI) et de l'erreur standard de mesure (ESM) (Hopkins, 2000). Le seuil de détection minimal à 95% (*Minimal Detectable Change*, MDC_{95}) est déterminé en utilisant la formule suivante : $MDC_{95} = 1.96 \times SEM \times \sqrt{2}$ (Haley & Fragala-Pinkham, 2006). La MDC_{95} représente le seuil minimum à partir duquel une valeur mesurée à deux temps différents au sein d'un même groupe, ou entre deux groupes au même temps peut caractériser un réel changement (pre/post) ou une réelle différence entre les groupes évalués (inter-groupe) et non pas être en lien avec une erreur liée à la mesure (i.e., changement « réel » si la valeur $> MDC_{95}$).

Après avoir vérifié la normalité des variables au moyen d'un test de Shapiro-Wilk, des tests de Student sont réalisés pour les variables anthropologiques tel que la taille, le poids et l'IPAQ. Pour les variables (FAAM, CAIT, âge) ne suivant pas une distribution normale, des tests non paramétriques tel que le test de Mann-Whitney sont effectués.

Après avoir vérifié la normalité des variables au moyen d'un test de Shapiro-Wilk, des analyses de variances à mesures répétées (ANOVAs) sont réalisées afin d'évaluer l'effet du nombre d'essai du SEBT et de comparer les performances du SEBT des deux groupes selon la direction de l'exercice (8 conditions : antérieure, postérieure, médiale, latérale, postéro-médiale, antéro-médiale, postéro-latérale et antéro-latérale) durant la session 1 et la session 2. Un test post-hoc Bonferroni est réalisé ultérieurement lorsque cela est nécessaire.

Du fait de données manquantes observées lors du traitement ($n=0,2\%$ des mesures pour le muscle *GMin*, le muscle *GMed_deep* et le muscle *GMed_sup*), des tests individuels non paramétriques semblent être plus appropriés. Des tests de Wilcoxon ont été réalisés pour comparer les valeurs obtenues sur le moment d'activation de chacun des muscles (*GMed_sup*, *GMed_deep*, *GMin*) d'un même côté. Chaque direction du SEBT témoignant d'une organisation différente au niveau biomécanique explique que, les directions de l'exercice du SEBT ont été considérées de façon indépendante au sein d'un groupe. Des tests de Mann-Whitney sont effectués pour comparer le moment d'activation musculaire dans une direction du côté healthy (H) (i.e., controlatéral à l'entorse) ou unhealthy (UnH) (i.e., homolatéral à l'entorse) du groupe ICC en confrontation avec le groupe contrôle (appariement du côté). Le seuil de significativité était fixé à $p < 0,05$. La valeur de 0,05 a été ajustée en utilisant une correction multiple de Bonferroni (muscles : $0,05/3$) si nécessaire.

L'ensemble des données sont analysées statistiquement à l'aide du logiciel Statistica® (v.10, Statsoft Inc., Tulsa, USA).

8. Résultats

L'ensemble des résultats sont basés sur l'analyse de ces deux groupes dont les caractéristiques sont décrites dans le tableau I. Les groupes n'avaient pas de niveau d'activité différent ($p=0,74$) selon l'IPAQ. Cependant, les mesures de la fonction de la cheville étaient différentes entre les groupes. Des différences sont retrouvées entre le groupe contrôle et le groupe ICC sur le FAAM_ALD ($p=0,01$), FAAM_sport ($p=0,02$) et sur le CAIT coté UhH ($p<0,001$, en tenant compte de l'appariement des participants pour le côté de l'atteinte). Cela signifie que les activités de la vie quotidienne et sportive du groupe ICC est restreinte à cause de leur cheville. L'analyse statistique des données démographiques et anthropologiques montre aucune différence significative sur le CAIT côté H ($p=0,83$), sur l'âge ($p=0,88$), la taille ($p=0,84$) et le poids ($p=0,39$) entre les groupes (Tableau I).

Tableau I - Données démographiques et questionnaires. Moyenne $\pm$ écart-type.

Variables	CTRL (n=13)	ICC (n=13)	p-values
Genre (F/H)	7F/6H	7F/6H	-
Age (années)	24.5 $\pm$ 5.7	24.1 $\pm$ 6.5	0,88
Poids (kg)	62.8 $\pm$ 7.8	65.3 $\pm$ 6.6	0,39
Taille (cm)	171.6 $\pm$ 8	171 $\pm$ 7.4	0,84
FAAM_ald score (%)	98.7 $\pm$ 2	94.1 $\pm$ 7.2	0,01*
FAAM_sport score (%)	97.3 $\pm$ 3.1	86.3 $\pm$ 16.7	0,02*
CAIT_UnH score	28.8 $\pm$ 1.9	19,923 $\pm$ 7.7	$\leq 0,001^*$
CAIT_H score	28.692 $\pm$ 2	25.846 $\pm$ 5.6	0,21
IPAQ (score MET-minutes/week)	2666.9 $\pm$ 1882.2	2457.1 $\pm$ 1280.5	0,74

Abréviations: CAIT: *Cumberland Ankle Instability Tool*. CTRL: *groupe contrôle*. ICC: *groupe instabilité chronique de cheville*. H: *côté Healthy*. UhH: *côté Unhealthy*. FAAM_ald et FAAM_sport: *Foot and Ankle Ability Measure activities of daily living and sport*. IPAQ: *International Physical Activity Questionnaire*.

* indicateur d'une différence statistique entre les groupes.

8.1. Distances atteintes au SEBT

8.1.1. SEBT pour la session 1

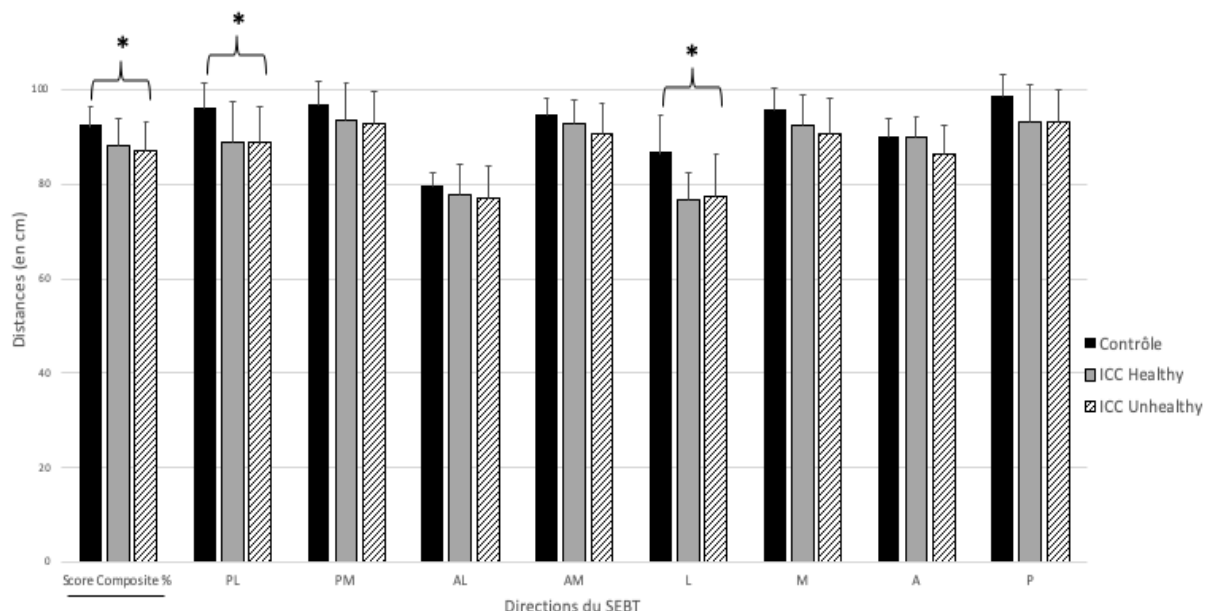
Concernant le SEBT chez le groupe contrôle, l'ANOVA à mesures répétées montre un effet de l'essai ($p<0,001$, $\eta^2=0,37$) mais pas du facteur côté ($p=0,18$) et de l'interaction "côté x essai" ($p=0,97$). L'analyse post-hoc de Bonferroni montre une différence entre le premier (E1) et le quatrième essai (E4) ($p=0,002$) mais pas entre le troisième (E3) et le quatrième essai (E4) ($p=1,000$). La différence entre l'E1 et l'E4 montre un effet d'apprentissage. Dès lors, comme il n'y a pas de différence entre l'E3 et l'E4, on peut valider une performance stabilisée au test. Aussi, n'ayant pas de différence entre les côtés, on peut moyenner les deux côtés des sujets sains pour les analyses ultérieures comparatives aux participants du groupe ICC.

Concernant le SEBT chez le groupe ICC, l'ANOVA à mesures répétées montre un effet de l'essai ($p < 0,001$, $\eta^2 = 0,43$) mais pas du facteur côté ($p = 0,56$) et de l'interaction "côté x essai" ($p = 0,86$). L'analyse post-hoc de Bonferroni montre une différence entre l'E1 et l'E4 ($p < 0,001$) mais pas entre l'E3 et l'E4 ($p = 1,000$). Dès lors, comme il n'y a pas de différence entre l'E3 et l'E4, on peut valider une performance stabilisée au test. Aussi, n'ayant pas de différence entre les côtés, on peut comparer uniquement le côté unhealthy avec le sujet sain.

8.1.2. SEBT pour la session 2

Concernant le score composite SEBT comprenant la moyenne des 8 directions, l'ANOVA est significative avec un effet « groupe » important ($p = 0,022$; taille effet $\eta^2 = 0,27$). Le test post-hoc de Bonferroni montre des différences entre le côté ICC et les valeurs enregistrées chez le sujet sain ($p = 0,028$) mais pas d'effet entre les deux côtés des participants ICC ($p = 1,000$) (Figure 18).

Concernant les 8 directions du SEBT, l'ANOVA est significative, avec un effet "groupe" ($p = 0,022$; $\eta^2 = 0,27$), un effet "direction" ($p < 0,001$; $\eta^2 = 0,72$), et une interaction "groupe x direction" ($p < 0,001$; $\eta^2 = 0,61$) significatifs. Le test post-hoc de Bonferroni montre des différences entre le côté ICC du sujet ICC (ICC unhealthy) et les valeurs enregistrées chez le sujet sain ($p = 0,028$) mais pas d'effet entre les deux côtés des participants ICC (ICC healthy et unhealthy) ($p = 1,000$). Ces différences entre le sujet sain et le côté ICC sont notamment observables par des différences sur les directions postéro-latérale (PL) ($p = 0,004$) et latérale (L) ($p < 0,001$) (Figure 18).



Abréviations : A : antérieure, P : postérieure, M : médiale, L : latérale, PM : postéro-médial, AM : antéro-médiale, PL : postéro-latérale, AL : antéro-latérale, ICC : groupe instabilité chronique de cheville, Healthy : controlatérale à l'entorse, Unhealthy : homolatérale à l'entorse.

* $p < 0,05$.

Figure 18 - Distances SEBT lors de la session 2.

8.2. Moments d'activation des muscles de la hanche lors du SEBT

La reproductibilité de la détection du moment d'activation musculaire via la procédure TKEO est retrouvée excellente (CCI moyen=0,98 [minimum/maximum : 0,97/0,99 respectivement]) ce qui valide l'indépendance de l'opérateur sur les résultats obtenus et la standardisation de la méthode utilisée (Tableau II). Aussi, le seuil de détection minimal à 95% (MDC95) de chacun des muscles est de 0,17 sec (TMED_sup), 0,11sec (TMED_deep), 0,08 sec (TMIN) pour le *GMed_sup*, *GMed_deep*, et *GMin*, respectivement.

Tableau II - Reproductibilité et seuils de détection minimums de la mesure temporelle (T) d'activation musculaire pour chacun des muscles évalués.

Muscles	Coefficient Corrélation Intraclass (CCI)	Erreur Standard de Mesure (ESM, en sec)	Seuil de détection minimal (MDC ₉₅ , en sec)
TMED_sup	0,97	0,06	0,17
TMED_deep	0,98	0,04	0,11
TMIN	0,99	0,03	0,08

Abréviations : *MED_sup* : *gluteus medius superficialis*. *MED_deep*: *gluteus medius profundus*. *MIN*: *gluteus minimus*.

Concernant le groupe contrôle, des différences significatives sont retrouvées sur le moment d'activation des muscles (*GMed_sup*, *GMed_deep*, *GMin*) d'un même membre lors d'une direction du test SEBT (tableau III). Dans toutes les directions, le même patron d'activation est retrouvé (i.e., *GMin* puis *GMed_deep* puis *GMed_sup*). Aucune différence n'est retrouvée entre les mêmes muscles des deux membres sur une même direction (toutes p-values > 0,06).

Concernant le groupe ICC, des différences significatives sont retrouvées sur le moment d'activation des muscles (*GMed_sup*, *GMed_deep*, *GMin*) d'un même membre lors d'une direction du test SEBT (tableau IV). Dans toutes les directions, le même patron d'activation est retrouvé (i.e., *GMin* puis *GMed_deep* puis *GMed_sup*). Cependant, aucune différence significative n'est observée entre le côté healthy et unhealthy du groupe ICC (toutes p-values > 0,06).

Tableau III - Moments d'activation des muscles de la hanche durant le SEBT chez le groupe contrôle

Direction	Coté	GMed_sup	GMed_deep	GMin
Antérieure	UnHealthy	-0,81±0,20 ^b	-0,93±0,19	-1,01±0,28 ^b
	Healthy	-0,83±0,23 ^b	-0,92±0,19	-0,98±0,24 ^b
Postérieure	UnHealthy	-1,10±0,46 ^b	-1,16±0,48 ^a	-1,33±0,55 ^{ab}
	Healthy	-1,00±0,29 ^b	-1,08±0,23 ^a	-1,31±0,35 ^{ab}
Médiale	UnHealthy	-0,95±0,27	-0,99±0,22	-1,14±0,40
	Healthy	-0,78±0,31 ^c	-0,94±0,21 ^c	-0,99±0,25
Latérale	UnHealthy	-0,87±0,28 ^c	-1,10±0,41 ^c	-1,13±0,52
	Healthy	-0,92±0,28 ^c	-0,97±0,29 ^c	-1,05±0,28
Antéro-médiale	UnHealthy	-0,84±0,22 ^{bc}	-0,94±0,21 ^{ac}	-1,02±0,21 ^{ab}
	Healthy	-0,78±0,29 ^{bc}	-0,95±0,35 ^{ac}	-1,05±0,36 ^{ab}
Antéro-latérale	UnHealthy	-1,04±0,24	-1,11±0,18	-1,12±0,25
	Healthy	-0,82±0,31 ^b	-0,92±0,26	-1,04±0,31 ^b
Postéro-médiale	UnHealthy	-1,15±0,41 ^b	-1,25±0,46	-1,39±0,56 ^b
	Healthy	-1,10±0,36 ^{bc}	-1,19±0,36 ^c	-1,31±0,38 ^b
Postéro-latérale	UnHealthy	-1,06±0,28 ^b	-1,12±0,36	-1,17±0,36 ^b
	Healthy	-1,05±0,37 ^b	-1,11±0,35	-1,20±0,39 ^b

UnHealthy/Healthy selon l'appariement avec les sujets.

différence significative ($p < 0,017$, test de Wilcoxon après correction pour comparaison multiple Bonferroni) ^aentre GMed_deep et GMin; ^b GMed_sup et GMin ; ^c GMed_sup et GMed_deep

Tableau IV - Moments d'activation des muscles de la hanche durant le SEBT au sein du groupe ICC

Direction	Coté	GMed_sup	GMed_deep	GMin
Antérieure	UnHealthy	-0,90±0,34 ^{bc}	-1,04±0,35 ^{ac}	-1,08±0,35 ^{ab}
	Healthy	-0,80±0,30 ^{bc}	-0,92±0,25 ^c	-1,00±0,29 ^b
Postérieure	UnHealthy	-1,09±0,36 ^{bc}	-1,22±0,30 ^c	-1,35±0,49 ^b
	Healthy	-1,34±0,57	-1,38±0,55	-1,46±0,64
Médiale	UnHealthy	-0,84±0,28 ^c	-1,09±0,36 ^{ac}	-1,19±0,57 ^a
	Healthy	-1,12±0,70	-1,14±0,73	-1,30±0,80
Latérale	UnHealthy	-1,08±0,38	-1,13±0,40	-1,13±0,38
	Healthy	-0,95±0,44 ^{bc}	-1,05±0,45 ^c	-1,12±0,46 ^b
Antéro-médiale	UnHealthy	-0,92±0,31 ^{bc}	-1,00±0,35 ^c	-1,07±0,39 ^b
	Healthy	-0,79±0,30 ^b	-0,88±0,25	-1,02±0,39 ^b
Antéro-latérale	UnHealthy	-1,16±0,42 ^b	-1,19±0,43 ^a	-1,48±0,48 ^{ab}
	Healthy	-1,10±0,32 ^b	-1,13±0,33	-1,21±0,36 ^b
Postéro-médiale	UnHealthy	-1,11±0,41 ^b	-1,25±0,46 ^a	-1,34±0,50 ^{ab}
	Healthy	-1,04±0,43 ^{bc}	-1,16±0,49 ^c	-1,17±0,49 ^b
Postéro-latérale	UnHealthy	-0,95±0,51	-1,07±0,37	-1,11±0,42
	Healthy	-1,17±0,63	-1,25±0,67	-1,30±0,68

UnHealthy/Healthy selon l'appariement avec les sujets.

différence significative ($p < 0,017$, test de Wilcoxon après correction pour comparaison multiple Bonferroni) ^aentre GMed_deep et GMin; ^b GMed_sup et GMin ; ^c GMed_sup et GMed_deep

8.3. Comparaison des moments d'activation des muscles de la hanche entre le groupe « sain » et ICC.

Aucune différence significative du moment d'activation musculaire n'est retrouvé entre le coté unhealthy (UnH) en comparaison avec le groupe contrôle apparié que ce soit pour le muscle *GMin* (toutes p-values>0,20), le muscle *GMed_deep* (toutes p-values>0,32), où le muscle *GMed_sup* (toutes p-values>0,06) (Figure 19).

Aucune différence significative du moment d'activation musculaire n'est observé entre le coté healthy (H) en comparaison avec le groupe contrôle apparié que ce soit pour le muscle *GMin* (toutes p-values>0,05), le muscle *GMed_deep* (toutes p-values>0,07), où le muscle *GMed_sup* (toutes p-values>0,18) (Figure 20).

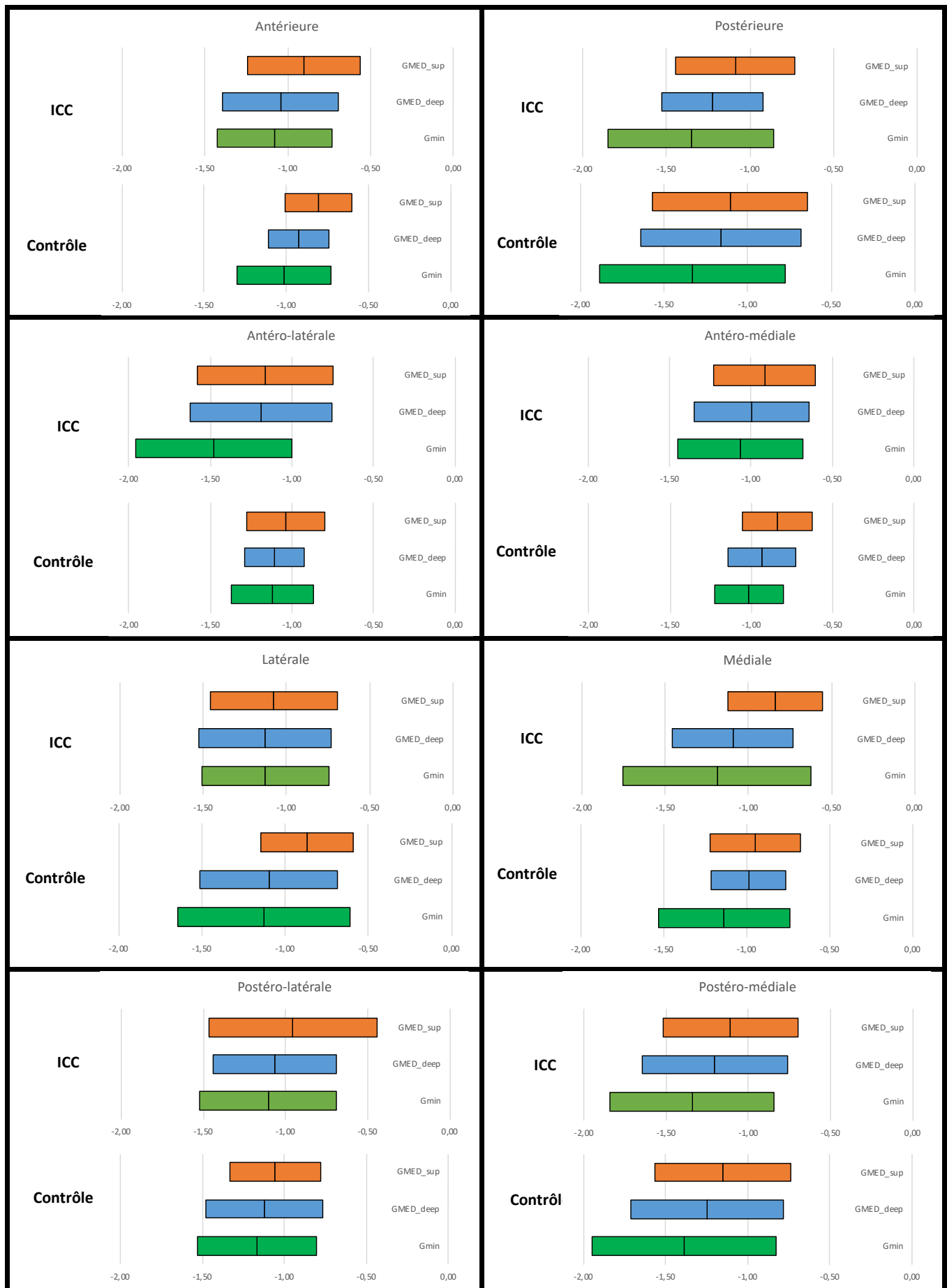


Figure 19 - Moyenne (écart-type) du moment d'activation musculaire par rapport à l'appui unipodal (t0) sur les 3 régions musculaires (GMed_superf; GMed_deep; Gmin) sur les côtés Unhealthy ICC et Contrôle

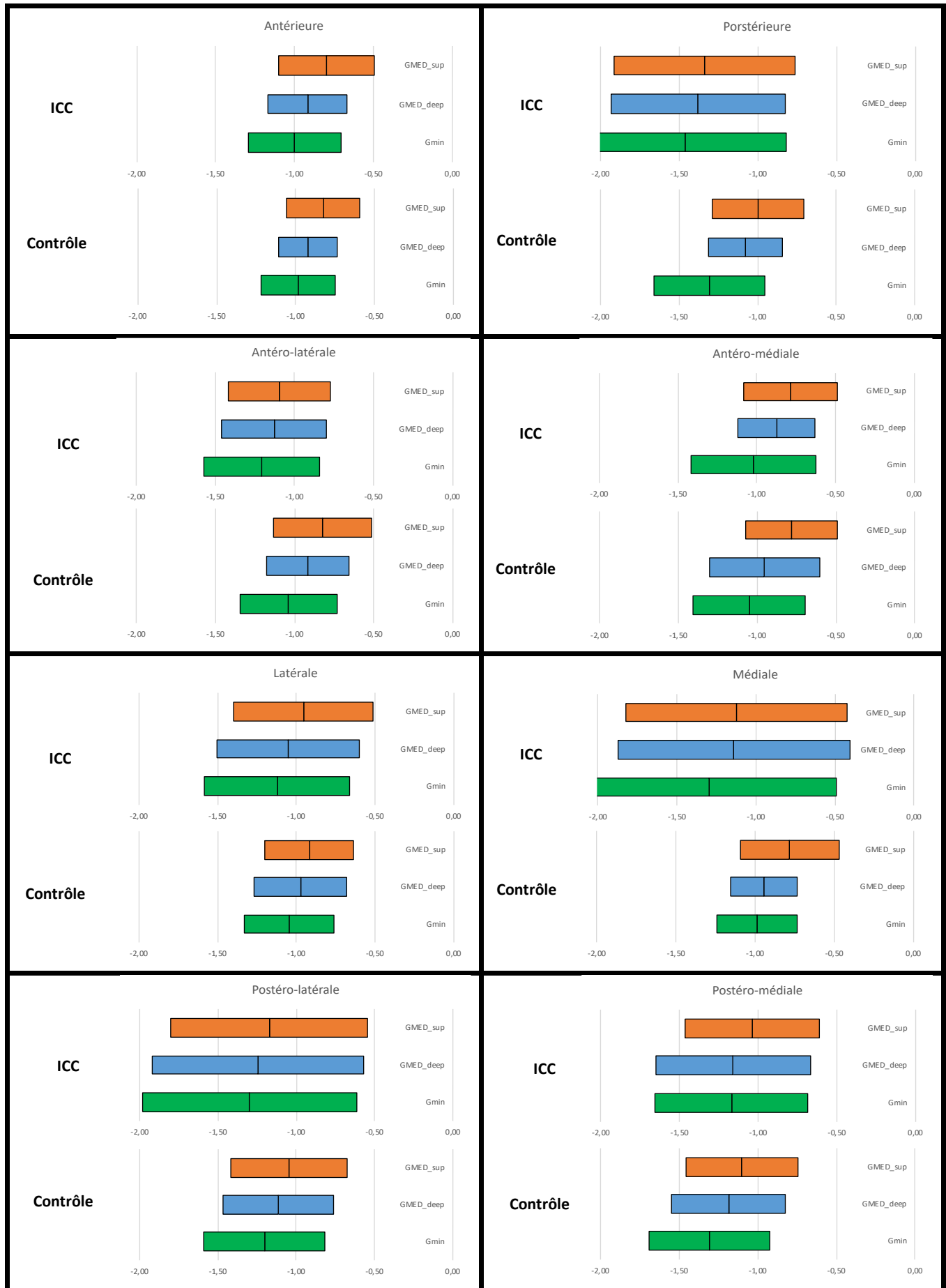


Figure 20 - Moyenne (écart-type) du moment d'activation musculaire par rapport à l'appui unipodal (t0) sur les 3 régions musculaires (GMed_superf; GMed_deep; GMin) sur les côtés Healthy ICC et Contrôle

9. Discussion

9.1. Analyse et interprétation des résultats

Cette étude avait pour objectif d'identifier les stratégies de coordination motrice au niveau des muscles latéraux de la hanche chez des sujets sains et ICC. Pour cela, la performance au SEBT ainsi que le moment d'activation musculaire du *GMed* (portion superficielle et profonde) et *GMin* durant la réalisation du SEBT ont été observés.

9.1.1. Performance globale du membre inférieur durant le SEBT

Les résultats confirment une stabilisation des scores dans chaque direction lors du 4ème essai pour chaque participant. La reproductibilité intra-session dans notre étude a été évaluée et est montrée élevée avec un CCI de 0,92 [minimum/maximum : 0,77/0,99 respectivement] pour l'essai 3 *versus* 4. Un effet d'apprentissage significatif a été constaté entre l'essai 1 et l'essai 4. La performance de l'essai 4 est significativement plus élevée que celle de l'essai 1, ce qui a donné un CCI moyen de 0,86 [minimum/maximum : 0,46/0,98 respectivement] pour l'essai 1 *versus* 4. La bonne fiabilité du test, associée à la faible erreur standard de mesure (SEM) calculée (*Annexe 6*), suggère que le SEBT est adapté à la pratique clinique et à la recherche scientifique, et vont dans le sens de ce qui est rapporté par ailleurs dans la littérature (Hertel et al., 2000). Ainsi, la simplification et la standardisation du protocole de réalisation du SEBT en passant de 6 essais à 4 essais recommandés semblent être justifiées.

Les résultats de l'étude montrent une limitation de la distance parcourue au SEBT pour les participants ayant une ICC en comparaison aux participants du groupe contrôle lors de la session 2. En effet, la distance moyenne effectuée dans l'ensemble des 8 directions est de 87,1% pour le groupe ICC et de 92,1% pour le groupe contrôle. Ces résultats significatifs ($p=0,028$) suggèrent un déficit du contrôle postural dynamique chez les sujets ICC. Parmi les domaines cliniques de ce test, la capacité de différencier un sujet ayant une pathologie du membre inférieur avec un sujet sain a été prouvée par plusieurs auteurs (Gribble et al., 2012; Plisky et al., 2006). De plus, ce test a été montré spécifique pour discriminer un sujet ICC d'un sujet sain (Gribble et al., 2004; Hale et al., 2007; Hertel et al., 2006b; Hoch et al., 2012; Olmsted et al., 2002; Plante & Wikstrom, 2013). Ainsi, nos résultats confirment en partie ce constat.

De plus, l'hypothèse avancée en amont de l'étude était de retrouver des distances plus faibles chez le groupe ICC sur certaines directions spécifiques du test. Les résultats montrent deux distances significativement inférieures chez le groupe ICC par rapport au groupe contrôle, dans la direction PL (88,8% et 96% pour les sujets ICC et sains respectivement) et la direction L (76,7% et 86,4% pour les sujets ICC et sains respectivement). Dans les études menées antérieurement, les directions retrouvées pour détecter les déficits fonctionnels chez les

participants ICC apparaissent divergentes. Hertel et al. retrouvent la direction AM, M et PM, Herrington et al. constatent la direction A, M, L et PM alors que Hale et al. rapportent les directions PM, PL et L comme significativement différentes entre les groupes (Hale et al., 2007; Hertel et al., 2006b). Cela suggère que les 8 directions du SEBT peuvent être utilisées comme une batterie de tests pour identifier les distances d'atteinte entre les groupes, mais qu'il est difficile à ce jour de définir des directions spécifiques permettant de discriminer des sujets ICC à des sujets sains.

Aussi, les résultats ne montrent pas de diminution significative du score SEBT sur le membre lésé par rapport à celui du membre non blessé chez un sujet ICC (ICC unhealthy *versus* ICC healthy, $p > 0,06$). Ce résultat n'est pas en lien avec ce que l'on retrouve dans la littérature sur le SEBT (Gribble et al., 2012) et pourrait être mis en relation avec des adaptations bilatérales après l'ICC (discuté plus bas).

9.1.2. Activations musculaires durant le test SEBT

Une différence du moment d'activation des muscles de la même jambe est observée dans certaines directions chez le groupe contrôle et ICC (activation du *GMin* avant *GMed_sup*, activation du *GMin* avec *GMed_deep*, activation du *GMed_deep* avant *GMed_sup*, p -values $< 0,0017$) (tableaux III et IV). Cela s'intègre à la théorie du contrôle moteur décrite précédemment (Wikstrom et al., 2013). Afin de répondre aux exigences d'un mouvement, la coordination d'un ensemble de muscles est requise. Ainsi, nous confirmons notre hypothèse en retrouvant l'activation des muscles profonds plus précocement que les muscles superficiels de la hanche lors du transfert d'appui bipodal à unipodal (Figures 17 et 18). Le *GMin*, situé le plus en profondeur, s'active en premier, puis le *GMed_deep* et le *GMed_sup*. La différenciation temporelle est supérieure et plus fréquente entre ces 2 muscles *GMin* et *GMed_sup*. Le mode M de l'EMSQ a révélé des mouvements d'activation du *GMin* isolés non partagés avec le *GMed* profond et superficiel. Cette observation suggère que le *GMin* peut être actif de manière isolée et qu'une évaluation visuelle de la région musculaire de la hanche par le mode M peut être utile. Au sein de chaque groupe, nous observons une activation de ces trois muscles sur une temporalité différente. Aussi, le moment d'activation est différent selon la direction effectuée du SEBT. En effet, selon la tâche demandée, il y a une variabilité du moment d'activation des muscles de la hanche pour stabiliser le bassin et effectuer le mouvement voulu. Dans la littérature, Dieterich et al. montre une plus grande différence du temps d'activation entre la région musculaire profonde et superficielle de la hanche lors d'une activité de mise en charge par rapport à une abduction latérale de la hanche en décharge (Dieterich et al., 2015). Cette différence semble être expliquée par une adaptation à la position du centre de masse et par d'autres dépressions mécaniques que doit effectuer l'individu lors de la mise en charge du membre inférieur pour passer sur un appui unipodal.

De façon plus détaillée, l'EMSQ en mode M révèle différents patrons d'activation musculaire suivant les individus. En effet, une variabilité interindividuelle est observable, de façon qualitative (*Annexe 7*). L'analyse pictorielle semble montrer une variabilité plus importante sur le côté unhealthy du groupe ICC. Dans toutes les directions, le *GMin* s'active en premier pour au moins 61% des participants du côté Healthy du groupe ICC. Alors que pour le côté unhealthy du groupe ICC, le pourcentage de participants où le *GMin* s'active en premier est plus faible. Cela suggère une plus grande hétérogénéité sur le muscle (*GMin* ou *GMed_deep* ou *GMed_sup*) s'activant en premier pour le côté unhealthy du groupe ICC, expliquée probablement par des adaptations plus importantes et variables sur le membre atteint. Ceci évoque la notion d'individualité des stratégies de coordination motrice également observées dans d'autres problématiques musculosquelettiques au niveau lombopelvien et cervical (Gizzi et al., 2015; Hodges et al., 2013). Concernant le groupe contrôle, la variabilité interindividuelle semble être moins importante. Dans chaque direction, la proportion de participants retrouvée est toujours plus élevée pour l'activation en premier du *GMin*, pour l'activation en deuxième du *GMed_deep* et pour l'activation en troisième du *GMed_sup*.

La variabilité interindividuelle que l'on semble retrouver dans le groupe ICC est observable selon les directions (*Annexe 7*). Par exemple, au sein du groupe ICC unhealthy, nous observons que 84,62 % des participants activent le *GMin* en premier pour la direction PM alors que 34,46% dans la direction PL. Ainsi, suivant la direction à effectuer, l'individu adopterait des stratégies différentes. Ces adaptations retrouvées font référence à la notion de contrôle moteur évoquée auparavant. Le contrôle moteur est propre à l'individu, en fonction de la tâche à réaliser et de l'environnement. Hug et al. font l'hypothèse que chaque individu possède des stratégies (ou signatures) de coordination musculaire uniques qui auront des effets mécaniques spécifiques sur son système musculosquelettique (Hug & Tucker, 2017).

La variabilité interindividuelle observée plus forte sur les sujets ICC pourrait en partie expliquer l'absence de différence significative avec le groupe contrôle. Ces adaptations plus importantes et variables chez les sujets ICC pourraient estomper les effets à l'échelle du groupe.

Les résultats de l'étude ne rapportent aucun effet de la pathologie sur le moment d'activation des muscles de la hanche. Aucune différence significative n'est retrouvée entre le groupe ICC et contrôle, que ce soit du côté unhealthy (UnH) (toutes p-values > 0,06) ou du côté healthy (H) (toutes p-values > 0,05). L'ICC semblerait ne pas avoir d'influence sur l'activation de ces muscles lors du passage de l'appui bipodal à unipodal. Cependant, une récente étude étudiant l'activation des muscles de la hanche à la marche, montre une altération du *GMed* de façon bilatérale chez les sujets ICC (ayant une atteinte unilatérale) (DeJong et al., 2019). L'altération du *GMed* serait probablement indépendante de la latéralité de l'ICC chez un sujet ICC, expliquée probablement par une adaptation du système nerveux central de façon bilatérale et non seulement au niveau du côté blessé.

D'autres raisons peuvent aussi expliquer les résultats obtenus.

La performance au SEBT est conditionnée par un ensemble d'autres facteurs, au niveau articulaire à l'ensemble du membre inférieur (stratégies de genou, de cheville). La littérature montre des stratégies motrices différentes chez les sujets ICC par rapport à des sujets sans antécédent d'entorse de cheville, bien qu'indépendante à chaque individu (Pionnier et al., 2016). Cette précédente étude montre une diminution significative des amplitudes de mouvement durant le test dans le groupe ICC concernant spécifiquement le mouvement de prono-supination de la cheville, la rotation latérale du genou et de hanche. Ces résultats ont montré que les participants se plaignant d'ICC ont réduit leur amplitude de mouvement, en particulier dans les plans frontal et transversal, et ont ensuite minimisé les contraintes médio-latérales au niveau de la cheville. Tous ces résultats pourraient confirmer une adaptation du système nerveux central, programmant la commande motrice de protection en fonction des expériences passées d'instabilité latérale de cheville.

Une focalisation vers d'autres articulations aurait été justifiable de sorte à identifier les stratégies adoptées à l'ensemble du membre inférieur, de façon individuelle, selon les sujets (contrôles ou ICC) et en lien avec la performance à ce test. Le projet initial visait à enregistrer les stratégies d'activation (i.e., muscle onset) au niveau de la hanche, mais des données cinématiques ont également été enregistrées durant le recueil de données. Ces données restent exploitables pour mieux comprendre les résultats observés. Cette analyse aurait permis d'accroître notre connaissance sur les stratégies mises en place lors du SEBT. Aussi, grâce à cette analyse, nous pourrions étudier si un lien peut être établi entre la cinématique observée chez l'individu et le moment d'activation d'un muscle par rapport à un autre. En d'autres termes, explorer si les participants activant le *GMin* en premier réalisent un mouvement de hanche spécifique ou global par rapport aux autres participants. La cinématique pourrait être mise en relation avec les patrons d'activation retrouvés chez des participants. Ainsi, il s'agirait de comprendre si certaines stratégies rendraient certaines personnes plus à risque de développer des troubles musculo-squelettiques que d'autres. L'identification des stratégies de coordination individuelles pourrait permettre de former des sous-groupes d'individus au sein d'un groupe, afin de mieux comprendre le développement des troubles musculo-squelettiques comme l'ICC.

D'autres éléments que le contrôle neuromusculaire sont également à considérer dans le cadre de l'ICC (Figure 5) (Hertel & Corbett, 2019). Ainsi, si la posture dynamique peut être influencée par une altération du contrôle neuromusculaire, d'autres éléments peuvent contribuer à cet état, notamment l'altération de la proprioception, la force, la souplesse et l'amplitude articulaire disponible. Ces informations permettent d'ailleurs d'éclairer le praticien sur les probables causes de l'ICC et les moyens d'agir.

Cela nous amène sur d'autres perspectives. Il semblerait pertinent d'aller explorer d'autres situations que le SEBT. Parmi les différentes tâches fonctionnelles, la réception d'un saut

vertical semble intéressante. Il s'agirait d'aller identifier si un mécanisme différent est observé au niveau de la hanche entre un échantillon sain et ICC. Ainsi, de par l'impact perçu par la cheville, les résultats pourraient différer de notre étude et venir la compléter.

9.2. Limites et biais de l'étude

Plusieurs limites à cette étude sont observables. Dans un premier temps, la faible taille d'échantillon ($n=13$ par groupe) peut être discutable malgré le calcul de la taille de l'échantillon nécessaire ($n=12$) réalisé en amont de l'étude. Notre échantillon recruté présente un biais de sélection lié au recrutement effectué principalement au sein des locaux de l'IFM3R et de l'université de Nantes. Le recrutement s'est dirigé vers des personnes relativement jeunes et actives sur la base du volontariat. En ce sens, ces résultats ne peuvent pas être extrapolés à tous les patients atteints d'ICC.

Parmi les critères d'inclusion de notre étude, le score du CAIT était un élément clé pour identifier les participants ICC. La recommandation mentionne un score ≤ 24 , pour être considéré comme ICC, d'après l'International Ankle Consortium (Gribble et al., 2014). Les sujets de notre étude devaient donc avoir un score au CAIT ≤ 24 pour être inclus dans le groupe ICC. Dans notre échantillon recruté, 6 participants sur 13 au groupe ICC avaient un score allant de 23 à 24. Ces participants sont à la limite d'être considéré comme des sujets « copers » (i.e., sujets ayant eu une entorse de cheville datant de plus de douze mois et présentant très peu de symptômes et déficits fonctionnels). Ce constat pourrait expliquer les résultats non significatifs retrouvés dans notre étude entre les groupes. La gravité de l'ICC ne semblerait pas être assez importante pour montrer une différence avec le groupe contrôle. Une réflexion sur la diminution du « cut-off » pour inclure un participant ICC au groupe serait envisageable. En ce sens, l'évaluation de l'ICC pourrait être revue afin de constituer un groupe le plus homogène possible. Il n'existe pas de mesures objectives et bien établies permettant de diagnostiquer clairement l'ICC. La variabilité des symptômes de l'ICC limite également l'homogénéité du groupe. Comme nous l'avons mentionné précédemment, l'ICC est une pathologie comprenant plusieurs composantes. La possibilité de réaliser des sous-groupes parmi les ICC comme décrit dans le continuum décrit par Hertel et al. pourrait être une solution pour palier à cette problématique lors d'une étude future (Hertel & Corbett, 2019). De plus, la littérature mentionne le Ankle Instability Instrument (AII) pour compléter l'évaluation de l'ICC de manière plus objective, et venir classifier plus spécifiquement l'ICC. Le AII est un questionnaire valide ($\alpha=0,89$) et fiable (CCI= [0,70- 0,98]) (Docherty et al., 2006). Celui a été récemment validé et traduit en français (Locquet et al., 2020).

Concernant la mesure de l'activité musculaire, l'appareil échographique (M-Turbo, FUJIFILM Sonosite Inc, Bothell, U.S.A.) est un appareil portable dont la portée est principalement clinique. Ce type d'appareil est comparable aux appareils pouvant être utilisé au sein d'un

cabinet par un praticien. Dans ce sens, cela a conforté son utilisation pour notre expérimentation, voulant être au plus proche du terrain et assimilable à une pratique clinique. Deux participants ont été exclus de l'étude lors du traitement des images échographiques. Dans le premier cas, la profondeur de pénétration de l'onde échographique s'est révélée trop faible pour pouvoir détecter le muscle *GMin* du participant sur l'image. Un second sujet, a dû être exclu pour des images non exploitables lors de l'analyse par la procédure TKEO sur Matlab®. Le moment d'activation n'était pas détectable automatiquement et manuellement. Bien que la résolution de cet appareil ne soit pas excellente, la qualité des images reste satisfaisante.

Lors de cette étude, l'activation musculaire (i.e., muscle onset) a été identifiée par le mode M de l'EMSQ. Cela nous amène à discuter du délai électromécanique. Le délai électromécanique est le temps entre l'activation du muscle et sa production de force. Il aurait été intéressant d'identifier ce temps de latence qui pourrait peut-être montrer des différences. Or, les moyens d'évaluation utilisés dans cette étude ne nous permettent pas de l'investiguer. Ainsi, des moyens d'investigation plus poussés pourraient permettre de répondre à cela. L'utilisation d'un appareil présentant une fréquence d'acquisition plus importante pourrait être une piste d'amélioration.

D'autres muscles comme le *GMax* et le *TFL* participent aussi à la cinématique de la hanche et du bassin. Ainsi, leurs analyses auraient pu être intégrées. Cependant, l'image échographique restreint l'étude des muscles à ceux présent sur une même image en une seule acquisition. En ce sens, il semble impossible de pouvoir retrouver l'ensemble de ces muscles sur une même image de par leur anatomie. Une organisation avec plusieurs sondes échographiques pourrait être une solution.

9.3. Perspectives :

L'étude a permis des observations non invasives de l'activité des muscles profonds chez les sujets ICC pendant une tâche fonctionnelle. À notre connaissance, cette méthode d'exploration (i.e., EMSQ en mode M) n'avait encore jamais été réalisée chez cette population. Une récente étude a utilisé l'EMSQ en mode B pour étudier l'activation des muscles (*GMed* et *GMax*) de la hanche lors du SEBT modifié chez des sujets ICC (DeJong, Mangum, et al., 2020). L'activation musculaire a été évaluée grâce à la variation de l'épaisseur du muscle pendant le mouvement. Cette méthode s'avère critiquable et moins fiable que l'utilisation du mode M. Dieterich et al. ont comparé ces deux méthodes en évaluant la pulsation d'un vaisseau, puis l'activation musculaire du *GMed* et *GMin* chez des sujets sains (Dieterich et al., 2014). L'étude montre une sensibilité supérieure à la détection du mouvement par le mode M.

L'évaluation de l'activité musculaire en mode M a été expérimentée par Dieterich et al. préalablement chez des sujets présentant des douleurs de hanche. Le mode M de l'EMSQ est très peu mobilisé à ce jour. Bien que l'EMSQ ait été utilisée dans le cadre de la recherche, cet outil devrait être considéré comme cliniquement utile en rééducation. L'imagerie par échographie ne nécessite pas le même niveau de traitement des données que les mesures EMG. Celle-ci permet une interface visuelle en temps réel pour les praticiens et les patients. En temps de que tel, l'EMSQ peut potentiellement être mise en œuvre comme forme de biofeedback musculaire visuel lors de la réalisation d'exercices en rééducation. Cette approche innovante est beaucoup décrite chez les patients lombalgiques (Hodges et al., 2013; Worth et al., 2007). Les mouvements musculaires peuvent être facilement observés en mode M sans méthodes calculées, ce qui offre une utilité potentielle pour les évaluations cliniques.

Notre étude montre que les muscles de la hanche (*GMed* et *GMin*) travaillent en synergie afin de maintenir une stabilisation correcte du bassin lors d'une tâche fonctionnelle. La perspective à cela est d'observer l'activation de chacun de ces muscles durant des exercices utilisés en pratique clinique afin de pouvoir identifier la spécificité de chaque exercice. De plus, il serait pertinent d'aller étudier les effets d'exercices classiquement utilisés en rééducation et d'identifier les composantes permettant d'agir sur les modalités d'activation du *GMed* et du *GMin*, de sorte à proposer une rééducation plus personnalisée. Dans la littérature, de nombreux travaux ont étudié les muscles *GMed*, *GMax* et *TFL* lors d'exercices afin d'optimiser au mieux la rééducation (Bishop et al., 2018; Distefano et al., 2009; Ebert et al., 2017). Certains évoquent la réalisation d'exercices avec des bandes de force élastiques (Cambridge et al., 2012; Lewis et al., 2018). L'intérêt du positionnement de celle-ci induit un travail musculaire spécifique en recrutant plus précisément les fibres du muscle ciblé. Lewis et al. améliorent la compréhension de l'activation musculaire pendant l'exercice du pas latéral (Lewis et al., 2018). En fonction de l'emplacement de la bande élastique (genoux, chevilles et pieds), l'activation musculaire sera différente. Les muscles fessiers s'activeraient principalement lorsque la bande est placée autour des pieds, sans augmenter l'activité du *TFL*, par rapport à un emplacement autour des chevilles.

Cependant, les études incluant le *GMin*, participant activement à la stabilisation de la hanche, restent rares. Les études réalisées à ce sujet, utilisent comme outil d'évaluation l'EMG intramusculaire pour pouvoir identifier le *GMin* en profondeur. À notre connaissance, aucune étude n'a étudié le muscle *GMed* et *GMin* avec comme outil de mesure l'EMSQ. Dieterich et al. ont observé les différences d'activation de ces muscles entre une tâche en charge et en décharge (Dieterich et al., 2015). Ainsi, des perspectives concernant l'intégration de l'EMSQ en tant que biofeedback lors de la réalisation d'un exercice sont à développer.

10. Conclusion

Cette étude avait pour but d'étudier les stratégies d'activation des muscles *GMed* et *GMin* chez des individus présentant ou non une ICC, lors d'un test utilisé en pratique clinique appelé le Star Excursion Balance Test. Le groupe ICC montre un déficit de contrôle postural dynamique au SEBT par rapport au groupe sain. Cependant, aucune différence significative du moment d'activation des muscles proximaux (*GMed* et *GMin*) de la hanche n'est retrouvée entre le groupe ICC et contrôle.

Le contrôle moteur de la hanche est détectable chez une population ICC durant le test SEBT, bien que d'autres éléments restent à étudier comme la cinématique des différents articulations du membre inférieur.

L'intégration d'exercices en rééducation spécifiquement axés sur le recrutement des muscles de la hanche (*GMin* et *GMed*) pourrait permettre d'améliorer l'activité de ces muscles et le contrôle postural dynamique. Cela contribuerait à diminuer le risque de récurrence d'entorse de cheville et à améliorer les performances fonctionnelles dans la population ICC. Ce travail ouvre également d'autres perspectives, notamment sur l'évaluation de programmes de rééducation « spécifiques » dirigés vers certains muscles.

D'un point de vue personnel, ce projet fut une découverte et une initiation à la recherche scientifique. La réalisation de cette étude a été une source d'apprentissage tant sur le plan théorique que pratique. L'utilisation d'outils d'évaluation clinique comme l'échographie inscrit depuis peu dans le champ de compétences du rééducateur, a été riche en enseignement. La perpétuelle remise en question qu'impose cette démarche scientifique sur le protocole et notre pratique a fait évoluer notre conception de la physiothérapie, toujours en mouvement.

Références bibliographiques et autres sources

- Al-Hayani, A. (2009). The functional anatomy of hip abductors. *Folia Morphologica*, 68(2), 98-103.
- AMM. (2013). *Déclaration d'Helsinki de l'AMM - Principes éthiques applicables à la recherche médicale impliquant des êtres humains*. <https://www.wma.net/fr/policies-post/declaration-dhelsinki-de-lamm-principes-ethiques-applicables-a-la-recherche-medicale-impliquant-des-etres-humains/>
- ANAES. (2000). *Recommandation de bonne pratique : Rééducation de l'entorse externe de cheville*. https://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_272059/fr/reeducation-de-l-entorse-externe-de-la-cheville
- Bahr, R. (2005). Understanding injury mechanisms : A key component of preventing injuries in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 39(6), 324-329. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2005.018341>
- Bishop, B. N., Greenstein, J., Etnoyer-Slaski, J. L., Sterling, H., & Topp, R. (2018). Electromyographic Analysis of Gluteus Maximus, Gluteus Medius, and Tensor Fascia Latae During Therapeutic Exercises With and Without Elastic Resistance. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(4), 668-675. <https://doi.org/10.26603/ijsp20180668>
- Borloz, S., Crevoisier, X., Deriaz, O., Ballabeni, P., Martin, R. L., & Luthi, F. (2011). Evidence for validity and reliability of a french version of the FAAM. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12(1), 40. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-40>
- Brindle, R. A., & Milner, C. E. (2018). The hip control test is a valid and reliable measure of hip neuromuscular control. *Sports Biomechanics*, 1-10. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1466907>
- Cambridge, E. D. J., Sidorkewicz, N., Ikeda, D. M., & McGill, S. M. (2012). Progressive hip rehabilitation : The effects of resistance band placement on gluteal activation during two common exercises. *Clinical Biomechanics*, 27(7), 719-724. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.03.002>
- DeJong, A. F., Koldenhoven, R. M., & Hertel, J. (2020). Proximal Adaptations in Chronic Ankle Instability : Systematic Review and Meta-analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002282>
- DeJong, A. F., Mangum, L. C., & Hertel, J. (2019). Gluteus medius activity during gait is altered in individuals with chronic ankle instability : An ultrasound imaging study. *Gait & Posture*, 71, 7-13. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.007>
- DeJong, A. F., Mangum, L. C., & Hertel, J. (2020). Ultrasound Imaging of the Gluteal Muscles During the Y-Balance Test in Individuals With or Without Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 55(1), 49-57. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-363-18>
- Delahunt, E., Coughlan, G. F., Caulfield, B., Nightingale, E. J., Lin, C.-W. C., & Hiller, C. E. (2010). Inclusion Criteria When Investigating Insufficiencies in Chronic Ankle Instability: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(11), 2106-2121. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181de7a8a>
- Delahunt, E., & Remus, A. (2019). Risk Factors for Lateral Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 54(6), 611-616. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44-18>
- Dieterich, A., Petzke, F., Pickard, C., Davey, P., & Falla, D. (2015). Differentiation of gluteus medius and minimus activity in weight bearing and non-weight bearing exercises by M-mode ultrasound imaging. *Manual Therapy*, 20(5), 715-722. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.01.006>
- Dieterich, A. V., Botter, A., Vieira, T. M., Peolsson, A., Petzke, F., Davey, P., & Falla, D. (2017). Spatial variation and inconsistency between estimates of onset of muscle activation from EMG and ultrasound. *Scientific Reports*, 7(1), 42011. <https://doi.org/10.1038/srep42011>
- Dieterich, A. V., Deshon, L., Pickard, C. M., Strauss, G. R., & McKay, J. (2014). Separate assessment of gluteus medius and minimus : B-mode or M-mode ultrasound? *Physiotherapy Theory and Practice*, 30(6), 438-443. <https://doi.org/10.3109/09593985.2014.890261>

- Dieterich, A. V., Deshon, L., Strauss, G. R., McKay, J., & Pickard, C. M. (2016). M-Mode Ultrasound Reveals Earlier Gluteus Minimus Activity in Individuals With Chronic Hip Pain During a Step-down Task. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 46(4), 277-285. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6132>
- Dieterich, A. V., Pickard, C. M., Deshon, L. E., Strauss, G. R., Gibson, W., Davey, P., & McKay, J. (2015). M-mode ultrasound used to detect the onset of deep muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), 224-231. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.12.006>
- Distefano, L. J., Blackburn, J. T., Marshall, S. W., & Padua, D. A. (2009). Gluteal Muscle Activation During Common Therapeutic Exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(7), 532-540. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2796>
- Docherty, C. L., Gansneder, B. M., Arnold, B. L., & Hurwitz, S. R. (2006). Development and reliability of the ankle instability instrument. *Journal of Athletic Training*, 41(2), 154-158.
- Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2016). Recovery From a First-Time Lateral Ankle Sprain and the Predictors of Chronic Ankle Instability : A Prospective Cohort Analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(4), 995-1003. <https://doi.org/10.1177/0363546516628870>
- Doherty, C., Delahunt, E., Caulfield, B., Hertel, J., Ryan, J., & Bleakley, C. (2014). The Incidence and Prevalence of Ankle Sprain Injury : A Systematic Review and Meta-Analysis of Prospective Epidemiological Studies. *Sports Medicine*, 44(1), 123-140. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0102-5>
- Drake, R. L., Vogl, W., & Mitchell, A. W. M. (2015). *Gray's anatomie pour les étudiants*.
- Dufour, M., Pillu, M., Langlois, K., Valle Acedo, S. del, Lavaste, F., & Pillet, H. (2017). *Biomécanique fonctionnelle : Membres, tête, tronc*. Elsevier Masson.
- Ebert, J. R., Edwards, P. K., Fick, D. P., & Janes, G. C. (2017). A Systematic Review of Rehabilitation Exercises to Progressively Load the Gluteus Medius. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(5), 418-436. <https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0088>
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.-G., & Buchner, A. (2007). G*Power 3 : A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39(2), 175-191. <https://doi.org/10.3758/BF03193146>
- Flack, N. A. M. S., Nicholson, H. D., & Woodley, S. J. (2012). A review of the anatomy of the hip abductor muscles, gluteus medius, gluteus minimus, and tensor fascia lata. *Clinical Anatomy*, 25(6), 697-708. <https://doi.org/10.1002/ca.22004>
- Fong, D. T., Chan, Y.-Y., Mok, K.-M., Yung, P. S., & Chan, K.-M. (2009). Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 1(1), 14. <https://doi.org/10.1186/1758-2555-1-14>
- Fong, D. T.-P., Hong, Y., Shima, Y., Krosshaug, T., Yung, P. S.-H., & Chan, K.-M. (2009). Biomechanics of Supination Ankle Sprain : A Case Report of an Accidental Injury Event in the Laboratory. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(4), 822-827. <https://doi.org/10.1177/0363546508328102>
- Geerinck, A., Beudart, C., Salvan, Q., Van Beveren, J., D'Hooghe, P., Bruyère, O., & Kaux, J.-F. (2019). French translation and validation of the Cumberland Ankle Instability Tool, an instrument for measuring functional ankle instability. *Foot and Ankle Surgery*, S1268773119300657. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2019.05.002>
- Gizzi, L., Muceli, S., Petzke, F., & Falla, D. (2015). Experimental Muscle Pain Impairs the Synergistic Modular Control of Neck Muscles. *PLOS ONE*, 10(9), e0137844. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0137844>

Gray, G. W. (1995). *Lower Extremity Functional Profile*. Wynn Marketing.

Gribble, P. A., Bleakley, C. M., Caulfield, B. M., Docherty, C. L., Fourchet, F., Fong, D. T.-P., Hertel, J., Hiller, C. E., Kaminski, T. W., McKeon, P. O., Refshauge, K. M., Verhagen, E. A., Vicenzino, B. T., Wikstrom, E. A., & Delahunt, E. (2016). Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *British Journal of Sports Medicine*, 50(24), 1496-1505. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096189>

Gribble, P. A., Delahunt, E., Bleakley, C. M., Caulfield, B., Docherty, C. L., Fong, D. T.-P., Fourchet, F., Hertel, J., Hiller, C. E., Kaminski, T. W., McKeon, P. O., Refshauge, K. M., van der Wees, P., Vicenzino, W., & Wikstrom, E. A. (2014). Selection Criteria for Patients With Chronic Ankle Instability in Controlled Research : A Position Statement of the International Ankle Consortium. *Journal of Athletic Training*, 49(1), 121-127. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.1.14>

Gribble, P. A., & Hertel, J. (2003). Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 7(2), 89-100. https://doi.org/10.1207/S15327841MPEE0702_3

Gribble, P. A., Hertel, J., Denegar, C. R., & Buckley, W. E. (2004). The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. *Journal of Athletic Training*, 39(4), 321-329.

Gribble, P. A., Hertel, J., & Plisky, P. (2012). Using the Star Excursion Balance Test to Assess Dynamic Postural-Control Deficits and Outcomes in Lower Extremity Injury : A Literature and Systematic Review. *Journal of Athletic Training*, 47(3), 339-357. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.3.08>

Gribble, P. A., Kelly, S. E., Refshauge, K. M., & Hiller, C. E. (2013). Interrater Reliability of the Star Excursion Balance Test. *Journal of Athletic Training*, 48(5), 621-626. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.3.03>

Gribble, P., Hertel, J., & Denegar, C. (2007). Chronic Ankle Instability and Fatigue Create Proximal Joint Alterations during Performance of the Star Excursion Balance Test. *International Journal of Sports Medicine*, 28(3), 236-242. <https://doi.org/10.1055/s-2006-924289>

Grimaldi, A. (2011). Assessing lateral stability of the hip and pelvis. *Manual Therapy*, 16(1), 26-32. <https://doi.org/10.1016/j.math.2010.08.005>

Grimaldi, A., Richardson, C., Stanton, W., Durbridge, G., Donnelly, W., & Hides, J. (2009). The association between degenerative hip joint pathology and size of the gluteus medius, gluteus minimus and piriformis muscles. *Manual Therapy*, 14(6), 605-610. <https://doi.org/10.1016/j.math.2009.07.004>

Guillodo, Y., Simon, T., Le Goff, A., & Saraux, A. (2013). Interest of rehabilitation in healing and preventing recurrence of ankle sprains. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 56(7-8), 503-514. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2013.06.007>

Hale, S. A., Hertel, J., & Olmsted-Kramer, L. C. (2007). The Effect of a 4-Week Comprehensive Rehabilitation Program on Postural Control and Lower Extremity Function in Individuals With Chronic Ankle Instability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(6), 303-311. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2322>

Haley, S. M., & Fragala-Pinkham, M. A. (2006). Interpreting change scores of tests and measures used in physical therapy. *Physical Therapy*, 86(5), 735-743.

Hass, C. J., Bishop, M. D., Doidge, D., & Wikstrom, E. A. (2010). Chronic Ankle Instability Alters Central Organization of Movement. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(4), 829-834. <https://doi.org/10.1177/0363546509351562>

Hertel, J. (2002). Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 364-375.

- Hertel, J., Braham, R. A., Hale, S. A., & Olmsted-Kramer, L. C. (2006a). Simplifying the Star Excursion Balance Test : Analyses of Subjects With and Without Chronic Ankle Instability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(3), 131-137. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.36.3.131>
- Hertel, J., Braham, R. A., Hale, S. A., & Olmsted-Kramer, L. C. (2006b). Simplifying the Star Excursion Balance Test : Analyses of Subjects With and Without Chronic Ankle Instability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(3), 131-137. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.36.3.131>
- Hertel, J., & Corbett, R. O. (2019). An Updated Model of Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 54(6), 572-588. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-344-18>
- Hertel, J., Miller, S. J., & Denegar, C. R. (2000). Intratester and Intertester Reliability during the Star Excursion Balance Tests. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9(2), 104-116. <https://doi.org/10.1123/jsr.9.2.104>
- Hertel, J., & Olmsted-Kramer, L. C. (2007). Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 25(1), 33-39. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.12.009>
- Herzog, M. M., Kerr, Z. Y., Marshall, S. W., & Wikstrom, E. A. (2019). Epidemiology of Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 54(6), 603-610. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-447-17>
- Hildebrandt, M., Fankhauser, G., Meichtry, A., & Luomajoki, H. (2017). Correlation between lumbar dysfunction and fat infiltration in lumbar multifidus muscles in patients with low back pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 12. <https://doi.org/10.1186/s12891-016-1376-1>
- Hiller, C. E., Refshauge, K. M., Bundy, A. C., Herbert, R. D., & Kilbreath, S. L. (2006). The Cumberland Ankle Instability Tool : A Report of Validity and Reliability Testing. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(9), 1235-1241. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.05.022>
- Hoch, M. C., Staton, G. S., & McKeon, P. O. (2011). Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14(1), 90-92. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2010.08.001>
- Hoch, M. C., Staton, G. S., Medina McKeon, J. M., Mattacola, C. G., & McKeon, P. O. (2012). Dorsiflexion and dynamic postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(6), 574-579. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.02.009>
- Hodges, Paul W., Cholewicki, J., & Van Dieën, J. H. (Éds.). (2013). Integrated clinical approach to motor control interventions in low back and pelvic pain. In *Spinal control : The rehabilitation of back pain : State of the art and science*. Elsevier.
- Hodges, P.W., Coppieters, M. W., MacDonald, D., & Cholewicki, J. (2013). New insight into motor adaptation to pain revealed by a combination of modelling and empirical approaches : New insight into motor adaptation to pain. *European Journal of Pain*, 17(8), 1138-1146. <https://doi.org/10.1002/j.1532-2149.2013.00286.x>
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of Reliability in Sports Medicine and Science: *Sports Medicine*, 30(1), 1-15. <https://doi.org/10.2165/00007256-200030010-00001>
- Hubbard, T. J., Kramer, L. C., Denegar, C. R., & Hertel, J. (2007). Contributing Factors to Chronic Ankle Instability. *Foot & Ankle International*, 28(3), 343-354. <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.0343>
- Hug, F., & Tucker, K. (2017). Muscle Coordination and the Development of Musculoskeletal Disorders: *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 45(4), 201-208. <https://doi.org/10.1249/JES.0000000000000122>

- Jaber, H., Lohman, E., Daher, N., Bains, G., Nagaraj, A., Mayekar, P., Shanbhag, M., & Alameri, M. (2018). Neuromuscular control of ankle and hip during performance of the star excursion balance test in subjects with and without chronic ankle instability. *PLOS ONE*, 13(8), e0201479. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201479>
- Jull, G., Moore, A., Falla, D., Lewis, J., McCarthy, C., Sterling, M., & Khan, K. (2015). *Grieve's modern musculoskeletal physiotherapy*. Elsevier Health Sciences UK. <http://ebookcentral.proquest.com/lib/soton-ebooks/detail.action?docID=2072378>
- Ko, J., Rosen, A. B., & Brown, C. N. (2017). Comparison Between Single and Combined Clinical Postural Stability Tests in Individuals With and Without Chronic Ankle Instability: *Clinical Journal of Sport Medicine*, 27(4), 394-399. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000354>
- Koldenhoven, R. M., Hart, J., Saliba, S., Abel, M. F., & Hertel, J. (2019). Gait kinematics & kinetics at three walking speeds in individuals with chronic ankle instability and ankle sprain copers. *Gait & Posture*, 74, 169-175. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.09.010>
- Kumagai, M., Shiba, N., Higuchi, F., Nishimura, H., & Inoue, A. (1997). Functional evaluation of hip abductor muscles with use of magnetic resonance imaging. *Journal of Orthopaedic Research*, 15(6), 888-893. <https://doi.org/10.1002/jor.1100150615>
- Kwah, L. K., Pinto, R. Z., Diong, J., & Herbert, R. D. (2013). Reliability and validity of ultrasound measurements of muscle fascicle length and pennation in humans : A systematic review. *Journal of Applied Physiology*, 114(6), 761-769. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01430.2011>
- Kwon, Y. U., Harrison, K., Kweon, S. J., & Williams, D. S. B. (2020). Ankle Coordination in Chronic Ankle Instability, Coper, and Control Groups in Running: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 52(3), 663-672. <https://doi.org/10.1249/MSS.00000000000002170>
- Lacourpaille, L., Hug, F., & Nordez, A. (2013). Influence of Passive Muscle Tension on Electromechanical Delay in Humans. *PLoS ONE*, 8(1), e53159. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0053159>
- Lewis, C. L., Foley, H. D., Lee, T. S., & Berry, J. W. (2018). Hip-Muscle Activity in Men and Women During Resisted Side Stepping With Different Band Positions. *Journal of Athletic Training*, 53(11), 1071-1081. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46-16>
- Linens, S. W., Ross, S. E., Arnold, B. L., Gayle, R., & Pidcoe, P. (2014). Postural-Stability Tests That Identify Individuals With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 49(1), 15-23. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.6.09>
- Locquet, M., Benhotman, B., Bornheim, S., Van Beveren, J., D'Hooghe, P., Bruyère, O., & Kaux, J.-F. (2020). The "Ankle Instability Instrument" : Cross-cultural adaptation and validation in French. *Foot and Ankle Surgery*, S1268773120300321. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2020.02.006>
- McCann, R. S., Bolding, B. A., Terada, M., Kosik, K. B., Crossett, I. D., & Gribble, P. A. (2018). Isometric Hip Strength and Dynamic Stability of Individuals With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 53(7), 672-678. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-238-17>
- McCann, R. S., Crossett, I. D., Terada, M., Kosik, K. B., Bolding, B. A., & Gribble, P. A. (2017). Hip strength and star excursion balance test deficits of patients with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(11), 992-996. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.05.005>
- McKeon, P. O., & Hertel, J. (2008). Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part I : Can Deficits Be Detected With Instrumented Testing? *Journal of Athletic Training*, 43(3), 293-304. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.3.293>
- Munro, A. G., & Herrington, L. C. (2010). Between-session reliability of the star excursion balance test. *Physical Therapy in Sport*, 11(4), 128-132. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.07.002>

- Nakagawa, L., & Hoffman, M. (2004). Performance in Static, Dynamic, and Clinical Tests of Postural Control in Individuals with Recurrent Ankle Sprains. *Journal of Sport Rehabilitation*, 13(3), 255-268. <https://doi.org/10.1123/jsr.13.3.255>
- Neumann, D. A. (1989). Biomechanical analysis of selected principles of hip joint protection. *Arthritis Care & Research*, 2(4), 146-155. <https://doi.org/10.1002/anr.1790020409>
- Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the Hip : A Focus on Muscular Actions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 82-94. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3025>
- Olmsted, L. C., Carcia, C. R., Hertel, J., & Shultz, S. J. (2002). Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 501-506.
- Pallot, A. (2019). *Evidence based practice en rééducation : Démarche pour une pratique raisonnée*.
- Panchout, E., Doury-Panchout, F., Launay, F., & Coulliandre, A. (2017). Prévalence des pathologies rencontrées en kinésithérapie libérale : Un outil pour repenser l'enseignement en kinésithérapie ? *Kinésithérapie, la Revue*, 17(192), 3-10. <https://doi.org/10.1016/j.kine.2017.09.071>
- Picot, B., Terrier, R., & Forestier, N. (2018). *Le Star Excursion Balance Test : Mise à jour et recommandations sur son utilisation en pratique The Star Excursion Balance Test : Up-date, recommendations and practical guidelines*.
- Pionnier, R., Découfour, N., Barbier, F., Popineau, C., & Simoneau-Buessinger, E. (2016). A new approach of the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural control in people complaining from chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 45, 97-102. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.01.013>
- Plante, J. E., & Wikstrom, E. A. (2013). Differences in clinician-oriented outcomes among controls, copers, and chronic ankle instability groups. *Physical Therapy in Sport*, 14(4), 221-226. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2012.09.005>
- Plisky, P. J., Rauh, M. J., Kaminski, T. W., & Underwood, F. B. (2006). Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School Basketball Players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(12), 911-919. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2244>
- Powden, C. J., Dodds, T. K., & Gabriel, E. H. (2019). THE RELIABILITY OF THE STAR EXCURSION BALANCE TEST AND LOWER QUARTER Y-BALANCE TEST IN HEALTHY ADULTS : A SYSTEMATIC REVIEW. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 14(5), 683-694.
- Retchford, T. H., Crossley, K. M., Grimaldi, A., Kemp, J. L., & Cowan, S. M. (2013). Can local muscles augment stability in the hip? A narrative literature review. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 13(1), 1-12.
- Rivière, F., Widad, F. Z., Speyer, E., Erpelding, M.-L., Escalon, H., & Vuillemin, A. (2018). Reliability and validity of the French version of the global physical activity questionnaire. *Journal of Sport and Health Science*, 7(3), 339-345. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.08.004>
- Robinson, R. H., & Gribble, P. A. (2008). Support for a Reduction in the Number of Trials Needed for the Star Excursion Balance Test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(2), 364-370. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.08.139>
- Simon, J., Donahue, M., & Docherty, C. (2012). Development of the Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI). *Foot & Ankle International*, 33(9), 755-763. <https://doi.org/10.3113/FAI.2012.0755>
- Stiffler, M. R., Sanfilippo, J. L., Brooks, M. A., & Heiderscheit, B. C. (2015). Star Excursion Balance Test Performance Varies by Sport in Healthy Division I Collegiate Athletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(10), 772-780. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5777>

- Sueki, D. G., Cleland, J. A., & Wainner, R. S. (2013). A regional interdependence model of musculoskeletal dysfunction : Research, mechanisms, and clinical implications. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 21(2), 90-102. <https://doi.org/10.1179/2042618612Y.0000000027>
- Trojan, T. H. (2006). Single leg balance test to identify risk of ankle sprains * Commentary 1 * Commentary 2. *British Journal of Sports Medicine*, 40(7), 610-613. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2005.024356>
- Tweedell, A. J., Haynes, C. A., & Tenan, M. S. (2017). Computer-Based Algorithmic Determination of Muscle Movement Onset Using M-Mode Ultrasonography. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 43(5), 1070-1075. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2016.12.019>
- Tweedell, A. J., Tenan, M. S., & Haynes, C. A. (2018). Differences in Muscle Contraction Onset as Determined by Ultrasound and Electromyography. *Muscle & Nerve*, mus.26395. <https://doi.org/10.1002/mus.26395>
- Van Deun, S., Staes, F. F., Stappaerts, K. H., Janssens, L., Levin, O., & Peers, K. K. H. (2007). Relationship of Chronic Ankle Instability to Muscle Activation Patterns during the Transition from Double-Leg to Single-Leg Stance. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(2), 274-281. <https://doi.org/10.1177/0363546506294470>
- Wainner, R. S., Whitman, J. M., Cleland, J. A., & Flynn, T. W. (2007). Regional Interdependence : A Musculoskeletal Examination Model Whose Time Has Come. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(11), 658-660. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.0110>
- Waterman, C. B. R., Owens, M. B. D., Davey, C. S., Zacchilli, C. M. A., & Belmont, L. C. P. J. (2010). The Epidemiology of Ankle Sprains in the United States: *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 92(13), 2279-2284. <https://doi.org/10.2106/JBJS.I.01537>
- Whiting, W. C., & Zernicke, R. F. (1998). *Biomechanics of musculoskeletal injury*. Human Kinetics Publ.
- Whittaker, J. L., Ellis, R., Hodges, P. W., OSullivan, C., Hides, J., Fernandez-Carnero, S., Arias-Buria, J. L., Teyhen, D. S., & Stokes, M. J. (2019). Imaging with ultrasound in physical therapy : What is the PT's scope of practice? A competency-based educational model and training recommendations. *British Journal of Sports Medicine*, 53(23), 1447-1453. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-100193>
- Wikstrom, E. A., Bishop, M. D., Inamdar, A. D., & Hass, C. J. (2010). Gait Termination Control Strategies Are Altered in Chronic Ankle Instability Subjects: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(1), 197-205. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181ad1e2f>
- Wikstrom, E. A., & Brown, C. N. (2014). Minimum Reporting Standards for Copers in Chronic Ankle Instability Research. *Sports Medicine*, 44(2), 251-268. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0111-4>
- Wikstrom, E. A., Fournier, K. A., & McKeon, P. O. (2010). Postural control differs between those with and without chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 32(1), 82-86. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.015>
- Wikstrom, E. A., Hubbard-Turner, T., & McKeon, P. O. (2013). Understanding and Treating Lateral Ankle Sprains and their Consequences : A Constraints-Based Approach. *Sports Medicine*, 43(6), 385-393. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0043-z>
- Willwacher, S., Sanno, M., & Brüggemann, G.-P. (2020). Fatigue matters : An intense 10 km run alters frontal and transverse plane joint kinematics in competitive and recreational adult runners. *Gait & Posture*, 76, 277-283. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.11.016>
- Worth, Henry, & Bunn. (2007). Real-time ultrasound feedback and abdominal hollowing exercises for people with low back pain. *NZ J Physiother.*
- Yen, S.-C., Chui, K. K., Corkery, M. B., Allen, E. A., & Cloonan, C. M. (2017). Hip-ankle coordination during gait in individuals with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 53, 193-200.

Table des annexes

Annexe 1 : Questionnaires.....	I
Annexe 2 : Affiche de recrutement.....	VI
Annexe 3 : Avis favorable du Comité Protection des Personnes (CPP) à la réalisation de la recherche.....	VII
Annexe 4 : Notice d'information pour les participants de l'étude.....	VIII
Annexe 5 : Scripts rédigés permettant une détection automatisée du moment d'activation musculaire sous Matlab® (v. R2016a).....	XI
Annexe 6 : Coefficient de Corrélation Interclasse (CCI) et Erreur Standard de Mesure (ESM) du SEBT.....	XIV
Annexe 7 : Analyse pictorielle des variabilités interindividuelles d'activation musculaire chez les participants ICC et contrôle.....	XVI

Annexe 1 - Questionnaires

Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT), version française validée par Geerinck et al. (Geerinck et al., 2019).

Pour CHAQUE question, merci de cocher LA phrase qui décrit le MIEUX vos chevilles.

	Gauche	Droite	Score
1. J'ai des douleurs à la cheville			
Jamais	☐	☐	5
Quand je fais du sport	☐	☐	4
Quand je cours sur des surfaces irrégulières	☐	☐	3
Quand je cours sur des surfaces planes	☐	☐	2
Quand je marche sur des surfaces irrégulières	☐	☐	1
Quand je marche sur des surface planes	☐	☐	0
2. Ma cheville me semble INSTABLE quand			
Jamais	☐	☐	4
Parfois quand je fais du sport (pas à chaque fois)	☐	☐	3
A chaque fois que je fais du sport	☐	☐	2
Parfois lors d'activités quotidiennes	☐	☐	1
Fréquemment lors d'activités quotidiennes	☐	☐	0
3. Quand je pivote BRUSQUEMENT, j'ai l'impression que ma cheville est INSTABLE			
Jamais	☐	☐	3
Parfois quand je cours	☐	☐	2
Souvent quand je cours	☐	☐	1
Quand je marche	☐	☐	0
4. Quand je descends les escaliers, j'ai l'impression que ma cheville est INSTABLE			
Jamais	☐	☐	3
Si je vais vite	☐	☐	2
Occasionnellement	☐	☐	1
Toujours	☐	☐	0
5. Quand je me tiens sur UNE jambe, j'ai l'impression que ma cheville est INSTABLE			
Jamais	☐	☐	2
Quand je suis sur la pointe du pied	☐	☐	1
Quand j'ai le pied à plat	☐	☐	0
6. J'ai l'impression que ma cheville est INSTABLE quand			
Jamais	☐	☐	3
Je sautille d'un côté à l'autre	☐	☐	2
Je sautille sur place	☐	☐	1
Je saute	☐	☐	0
7. J'ai l'impression que ma cheville est INSTABLE quand			
Jamais	☐	☐	4
Je cours sur des surfaces irrégulières	☐	☐	3
Je trotte sur des surfaces irrégulières	☐	☐	2
Je marche sur des surfaces irrégulières	☐	☐	1
Je marche sur des surfaces planes	☐	☐	0
8. HABITUELLEMENT, quand ma cheville commence à se tordre, je peux l'arrêter			
Immédiatement	☐	☐	3
Souvent	☐	☐	2
Parfois	☐	☐	1
Jamais	☐	☐	0
Je ne me suis jamais tordu la cheville	☐	☐	3
9. Après un incident HABITUEL de torsion de cheville, ma cheville revient à la « normale »			
Presque immédiatement	☐	☐	3
En moins d'une journée	☐	☐	2
En un à deux jours	☐	☐	1
En plus de deux jours	☐	☐	0
Je ne me suis jamais tordu la cheville	☐	☐	3

International Physical Activity Questionnaire, version française validée par Rivière et al.
(Rivière et al., 2018).



IPAQ

International Physical Activity Questionnaire

(Version française juillet 2003)

Nous nous intéressons aux différents types d'activités physiques que vous faites dans votre vie quotidienne. Les questions suivantes portent sur le temps que vous avez passé à être actif physiquement au cours des **7 derniers jours**. Répondez à chacune de ces questions même si vous ne vous considérez pas comme une personne active. Les questions concernent les activités physiques que vous faites au lycée, lorsque vous êtes chez vous, pour vos déplacements, et pendant votre temps libre.

Bloc 1 : Activités intenses des 7 derniers jours

1. Pensez à toutes les **activités intenses** que vous avez faites au cours des **7 derniers jours**.

Les activités physiques intenses font référence aux activités qui vous demandent un effort physique important et vous font respirer beaucoup plus difficilement que normalement. Pensez seulement aux activités que vous avez effectuées pendant **au moins 10 minutes d'affilée**.

1-a. Au cours des **7 derniers jours**, **combien y a-t-il eu de jours** au cours desquels vous avez fait des **activités physiques intenses** comme porter des charges lourdes, bêcher, faire du VTT ou jouer au football ?

__ jour(s)

☐ Je n'ai pas eu d'activité physique intense

➡ **Passez au bloc 2**

1-b. Au total, combien de **temps** avez-vous passé à faire des **activités intenses au cours des 7 derniers jours** ?

__ heure(s) __ minutes

☐ Je ne sais pas

Bloc 2 : Activités modérées des 7 derniers jours

2. Pensez à toutes les **activités modérées** que vous avez faites au cours des **7 derniers jours**.

Les activités physiques modérées font référence aux activités qui vous demandent un effort physique modéré et vous font respirer un peu plus difficilement que normalement. Pensez seulement aux activités que vous avez effectuées pendant **au moins 10 minutes d'affilée**.

2-a. Au cours des **7 derniers jours**, **combien y a-t-il eu de jours** au cours desquels vous avez fait des **activités physiques modérées** comme porter des charges légères, passer l'aspirateur, faire du vélo tranquillement ou jouer au volley-ball ? Ne pas inclure la marche.

__ jour(s)

☐ Je n'ai pas eu d'activité physique modérée

➡ **Passez au bloc 3**

2-b. Au total, combien de **temps** avez-vous passé à faire des **activités modérées au cours des 7 derniers jours** ?

__ heure(s) __ minutes

☐ Je ne sais pas



Bloc 3 : La marche des 7 derniers jours

3. Pensez au temps que vous avez passé à **marcher au moins 10 minutes d'affilée** au cours des **7 derniers jours**.

Cela comprend la marche au lycée et à la maison, la marche pour vous rendre d'un lieu à un autre, et tout autre type de marche que vous auriez pu faire pendant votre temps libre pour la détente, le sport ou les loisirs.

3-a. Au cours des **7 derniers jours**, combien y a-t-il eu de jours au cours desquels vous avez marché pendant **au moins 10 minutes d'affilée**.

___ jour(s)

☐ Je n'ai pas fait de marche

⇒ **Passez au bloc 4**

3.b. Au total, combien d'épisodes de marche d'au **moins 10 minutes d'affilée**, avez-vous effectué au cours des **7 derniers jours** ?

_____ nombre d'épisodes de 10 minutes d'affilée

Exemples :

Lundi :	1 marche de 60 minutes	6 épisodes
Mardi :	1 marche de 20 minutes et 3 marches de 5 minutes	2 épisodes
Mercredi :	1 marche de 35 minutes	3 épisodes
Jeudi :	1 marche de 8 minutes	0 épisode
Vendredi :	1 marche de 6 minutes puis 3 marches de 4 minutes →	0 épisode
Samedi :	1 marche de 18 minutes	1 épisode
Dimanche :	1 marche de 10 minutes et 3 marches de 5 minutes	1 épisode
Total		13 épisodes

☐ Je ne sais pas

Bloc 4 : Temps passé assis au cours des 7 derniers jours

4. La dernière question porte sur **le temps que vous avez passé assis** pendant les jours de semaine, au cours des **7 derniers jours**. Cela comprend le temps passé assis au lycée, à la maison, lorsque vous étudiez et pendant votre temps libre. Il peut s'agir par exemple du temps passé assis à un bureau, chez des amis, à lire, à être assis ou allongé pour regarder la télévision, devant un écran.

4-a. Au cours des **7 derniers jours**, pendant les jours de semaine, **combien de temps**, en moyenne, avez-vous passé **assis** ?

___ heure(s) ___ minutes

☐ Je ne sais pas

Foot Ankle Ability Measure (FAAM), version française validée par Borloz et al.
(Borloz et al., 2011).



Evaluation

Foot and Ankle Ability Measure (FAAM)

1.0

Evaluation des capacités fonctionnelles du pied et de la cheville

Merci de répondre à chaque question en donnant la réponse qui décrit le mieux votre état au cours de la semaine passée (une seule réponse par question).

Si l'activité en question est limitée par autre chose que votre pied ou votre cheville, notez non applicable (N/A).

	Pas de difficulté	Difficulté légère	Difficulté modérée	Difficulté sévère	Incapable de le faire	N/A
Se tenir debout	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Marcher sur un terrain régulier	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Marcher pied nu sur un terrain régulier	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Monter une pente	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Descendre une pente	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Monter les escaliers	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Descendre les escaliers	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Marcher sur un terrain irrégulier	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Monter et descendre d'un trottoir	☐	☐	☐	☐	☐	☐
S'accroupir	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Se mettre sur la pointe des pieds	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Faire les premiers pas (le matin au réveil / après une position assise prolongée)	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Marcher 5 minutes ou moins	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Marcher environ 10 minutes	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Marcher 15 minutes ou plus	☐	☐	☐	☐	☐	☐

En raison de votre pied et de votre cheville, quel est le niveau de difficulté pour faire :

	Pas de difficulté	Difficulté légère	Difficulté modérée	Difficulté sévère	Incapable de le faire	N/A
Les tâches ménagères	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Les activités de la vie quotidienne	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Les soins personnels	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Un travail léger à modéré (se tenir debout, marcher)	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Un travail lourd (pousser/ tirer, grimper, porter)	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Les activités de loisirs	☐	☐	☐	☐	☐	☐

A combien estimez-vous votre niveau actuel de fonctionnement dans les activités habituelles de votre vie quotidienne de 0 à 100, 100 étant votre niveau de fonctionnement avant votre problème de pied ou de cheville, 0 étant l'incapacité à faire la moindre de vos activités quotidiennes habituelles ?

%

Score calculé : 0 %

En raison de votre pied et de votre cheville, quel est votre niveau de difficulté pour faire les activités suivantes :

	Pas de difficulté	Difficulté légère	Difficulté modérée	Difficulté sévère	Incapable de le faire	N/A
Courir	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Sauter	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Se réceptionner d'un saut	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Démarrer et s'arrêter rapidement	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Faire des pas chassés / des déplacements latéraux	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Activités sportives à faible impact (peu de chocs)	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Capacité à exécuter votre activité sportive avec votre technique habituelle	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Capacité à pratiquer votre sport aussi longtemps que vous le souhaitez	☐	☐	☐	☐	☐	☐

A combien estimez-vous votre niveau actuel de fonctionnement durant vos activités sportives de 0 à 100, 100 étant votre niveau de fonctionnement avant votre problème de pied ou de cheville, 0 étant l'incapacité à faire la moindre de vos activités sportives habituelles ?

%

Score calculé : 0 %

Globalement, comment estimez-vous votre niveau actuel de fonctionnement ?

☐ Normal ☐ Presque normal ☐ En dessous de la normale ☐ Bien en dessous de la normale



RECRUTEMENT

ETUDE non interventionnelle transversale

Contrôle moteur de la hanche

lors du test sensorimoteur de la cheville Star Excursion Balance Test



But de l'étude: identifier les stratégies motrices utilisées au niveau de la hanche lors du test utilisé en routine d'évaluation clinique Star Excursion Balance Test.



Vous pouvez participer à cette étude si :

- vous êtes âgé.e entre 18 et 55 ans.
- vous avez ou non un/plusieurs antécédent.s d'entorse de la cheville



Déroulé de l'étude :

2 sessions



Session 1: familiarisation (durée: 1h)

Ecole de kinésithérapie -
IFM3R - Saint-Sébastien s/ Loire



Session 2: test (durée: 2h)

Laboratoire d'analyse du mouvement -
Hôpital St-Jacques CHU Nantes



Qui contacter ?

Julie PHILIPPOT,
étudiante en kinésithérapie
julie.philippot@ifm3r.eu

Supervisée par :

Guillaume LE SANT, PT, PhD
François MATHE, PT

Annexe 3 - Avis favorable du Comité Protection des Personnes (CPP) à la réalisation de la recherche



Clermont Ferrand, le 10 février 2020

Titre de l'essai :	Contrôle moteur des muscles de la hanche durant le test sensorimoteur de la cheville Star Excursion Balance Test (SEBT)		
Promoteur	Université de Nantes		
Investigateur	M. Guillaume LE SANT		
Réf. CPP	AU 1580	Réf. Promoteur	CPP-MIP-016
Réf. ID-RCB	2019-A01981-56	Réf. SI	19.10.15.55219
Acronyme	AnkleControl	Catégorie	3

Documents examinés :	Numéro et date de version
Courrier de réponse	- -
Dossier scientifique complet (protocole, notice d'information, etc.)	Version n°3 du 29 janvier 2020

Le Comité a été saisi le : **15 octobre 2019**

par : **Dr. Guillaume LE SANT**

représentant le promoteur : **Université de Nantes**

d'une demande d'avis pour un projet de recherche ci-dessus référencé.

Le Comité a examiné les informations relatives à cet essai lors de sa séance du : **06 décembre 2019**, et le projet revu à sa demande comportant certaines modifications.

Ont participé à la délibération :

Premier Collège		Deuxième Collège	
Pr. Jean-Etienne BAZIN (T)	Anesthésiste Réanimateur	M. Bertrand NOUAILLES (T)	Philosophe
Mme Aurélie CABRESPINE (T)	Ingénieur de recherche	M. Pascal DESSENNE (S)	Psychologue clinicien
Pr. Claude DUBRAY (S)	Pharmacologue	Mme Céline VERLET (S)	Assistante sociale
Dr. Daniel TERRAL (S)	Pédiatre	Mme Rose-Marie BORGES (T)	Maitre de Conf. en droit privé
M. Fabrice KWIATKOWSKI (S)	Biostatisticien	Me Marion LIBERT (T)	Avocate
Dr. Maylis CAULE (T)	Médecin Généraliste	Mme Christine LASSALAS (S)	Maitre de Conf. en droit privé
Mme Catherine COUDERT (S)	Pharmacien Hospitalier	Pr. Christiane FORESTIER (T)	Représentant l'ADAPEI 63
Mme Anne KEBOUR (S)	Cadre Sup. de Santé	M. Daniel VIGIER (S)	Représentant l'ASDA
		Mme Jeany GALLIOT (S)	Représentant l'ADMD

Le Comité a adopté la délibération suivante : **AVIS FAVORABLE**

Le Président,
Pr. Jean-Etienne BAZIN

Notice d'information pour les personnes participant à une recherche biomédicale

Projet de recherche non interventionnelle

Contrôle moteur des muscles de la hanche durant le test sensorimoteur de la cheville Star Excursion Balance Test (SEBT).

AnkleControl (CPP-MIP-016)

Version du 06/12/2019

Numéro ID RCB : 2019-A01981-56

Promoteur : Université de Nantes

Investigateurs :

Guillaume LE SANT	(Enseignant-chercheur, kinésithérapeute – EA 4334, Université de Nantes/IFM3R Nantes)
Raphaël GROSS	(MCU-Praticien hospitalier, EA 4334, Université de Nantes)
Antoine NORDEZ	(Professeur, EA 4334, Université de Nantes)
François MATHE	(MK, Cadre de Santé, IFM3R Nantes)
Julie PHILIPPOT	(Etudiante en masso-kinésithérapie, IFM3R Nantes)

L'investigateur principal, Dr. Guillaume LE SANT vous propose de participer volontairement au projet de recherche biomédicale intitulé « *Contrôle moteur des muscles de la hanche durant le test sensorimoteur de la cheville Star Excursion Balance Test (SEBT)* ».

1. Contexte du projet de recherche

La réalisation d'un grand nombre d'activités de la vie quotidienne dépend de l'efficacité des stratégies motrices mises en jeu. Le Star Excursion Balance Test (SEBT) est un test dynamique utilisé en routine clinique d'évaluation, qui nécessite des capacités de force, de souplesse et de proprioception (Gribble et al., 2012). Son utilisation est recommandée pour identifier les individus à risque de subir une blessure du membre inférieur, et comme un critère de progression de la rééducation chez des personnes ayant subi un traumatisme de la cheville (Plisky et al., 2009; Gribble et al., 2012; Delahunt et al., 2018). Cependant, ce test est très global, et sollicite différentes articulations du membre inférieur.

2. Objectif du projet

Cette étude vise à étudier les modalités d'activation des muscles fessiers durant le Star Excursion Balance Test (SEBT). Pour ce faire, le moment d'activation des muscles *gluteus medius*, *gluteus minimus* sera mesurée durant le test SEBT par échographie ultrasonore (Dieterich et al., 2014).

3. Déroulement de l'étude

Vous êtes libre d'accepter ou de refuser de participer à cette étude.

Il vous est demandé de participer à deux sessions au sein de ce protocole : une session de familiarisation au dispositif et au test SEBT (durée : 1h), et ii) une session expérimentale qui servira à enregistrer les mesures (durée : 2h). Elles seront espacées de 2 à 15 jours. Dans les 4 jours qui précèdent chaque session de test, vous ne devrez réaliser aucune activité physique intense ou inhabituelle susceptible de générer des courbatures. Vous pourrez vous opposer à la transmission des données soumises au secret professionnel en le spécifiant à l'investigateur principal de l'étude.

3.1. La Session #1

Cette session vise à vous familiariser avec le dispositif et le protocole expérimental.

- 1- Une information générale vous sera faite : présentation des dispositifs utilisés : échographe, et plateforme de force. Nous vous demanderons votre : âge, poids, taille. Nous mesurerons la longueur de vos membres inférieurs, et vous demanderons de remplir deux questionnaires sur votre niveau d'activité.
- 2- Une explication et une démonstration du test SEBT vous sera faite par l'investigateur.
- 3- Vous serez ensuite positionné, pieds nus au centre de l'étoile matérialisée au sol par de l'adhésif anti-déparant. Le test SEBT sera réalisé, de sorte à vous y familiariser. La consigne sera d'atteindre la plus longue distance possible avec la pointe de son pied en décharge dans les huit directions et de revenir en position initiale sans décoller le talon du membre inférieur portant. Quatre essais seront réalisés dans chaque direction permettant de stabiliser les valeurs maximales du test, et réduisant le risque d'apparition de fatigue.

3.2. La Session #2

Cette session reprendra les étapes présentées concernant la session #1 complétées par des mesures échographiques simultanées (i.e., mesure de l'activation des muscles *gluteus medius* et *gluteus minimus*) qui serviront à l'analyse statistique.

- 1- L'étape 2 (familiarisation et consigne) de la session #1 sera de nouveau réalisée.
- 2- Vous serez installé au centre de l'étoile matérialisée au sol. L'investigateur réalisera un scan échographique du bassin et positionnera la sonde échographique en regard des muscles *gluteus medius* et *gluteus minimus*. Celle-ci sera ensuite sanglée autour de votre bassin pour la stabiliser durant le test.
- 3- De façon aléatoire, il vous sera ensuite donné comme consigne au participant d'atteindre la plus longue distance possible avec la pointe de son pied en décharge dans les huit directions (ordre aléatoire) du test SEBT et de revenir en position initiale sans décoller le talon du membre inférieur portant. Vous recevrez pour cela un signal (« go ») de la part de l'investigateur.

4. Bénéfices, risques et contraintes

Cette recherche ne présente pas de bénéfice direct pour les personnes qui y participent. Les outils d'investigation et de mesure utilisés lors de l'étude ne présentent pas de risques connus à ce jour.

Si vous acceptez de participer à cette étude vous n'aurez pas le droit de participer simultanément à une autre recherche pendant la durée de votre participation. Les résultats globaux de l'étude vous seront communiqués dans un délai de 6 mois après la fin de la période expérimentale.

Tout au long de l'étude, vous avez le droit de poser des questions et de vous retirer du protocole sans justification particulière. Toute information nouvelle, susceptible de modifier le consentement, vous sera communiquée.

5. Confidentialité et protection des données

Dans le cadre de cette étude, les données vous concernant seront anonymisées par la première lettre de votre nom, la 1^{ère} première lettre de votre prénom et votre numéro de participant. Le traitement informatisé des données nominatives est conforme aux dispositions européennes sur la protection des données personnelles, ainsi que de la loi n°2004-801 du 6 août 2004 relative à la protection des personnes physiques à l'égard des traitements de données à caractère personnel et modifiant la loi n°78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés. Vous pourrez exercer votre droit d'accès et de rectification garantis par les articles 39 et 40 de cette dite loi en vous adressant aux collaborateurs de cette recherche. Vous pouvez accéder au texte de cette loi sur le site internet de la CNIL : www.cnil.fr.

Les documents et données seront conservés pendant 15 ans, ce qui vous permet en respect de la réglementation européenne sur la protection des données personnelles (Règlement (UE) 2016/679 et du Conseil du 27 avril 2016) relatif de pouvoir exercer votre droit à l'oubli à tout moment. Pour plus d'informations sur le RGPD, vous pouvez consulter le site de la CNIL : www.cnil.fr.

Ces droits s'exercent directement auprès de l'investigateur Dr Guillaume LE SANT, qui sur simple demande pourra procéder à l'effacement des données. A tout moment, cette demande peut être réalisée par courriel à l'adresse suivante : guillaume.le-sant@univ-nantes.fr

Cette recherche a reçu l'avis favorable du Comité de Protection des Personnes SE6 – Sud-Est VI (dossier n°19.10.15.55219) le 06 décembre 2019.

Je soussigné(e) (*prénom, NOM*) _____ accepte librement et volontairement de participer au projet de recherche intitulée « *Contrôle moteur des muscles de la hanche durant le test sensorimoteur de la cheville Star Excursion Balance Test (SEBT)* » dont l'investigateur principal est le Dr Guillaume LE SANT. J'ai reçu les informations concernant la nature et le but de cette étude et ce qu'elle implique en pratique pour ma personne.

Fait à Nantes le ____-____-____

Signature précédée de la mention "lu, compris et approuvé" :

Annexe 5 - Scripts rédigés permettant une détection automatisée du moment d'activation musculaire sous Matlab® (v. R2016a)

```
% ankle control (Julie Philippot, 2019/2020)
% contact guillaume.le-sant@univ-nantes.fr (EA 4344 MIP) for assistance
% V1 - oct 2019 : visual detection of muscle onset of activation using TKEO

clear all
close all

%listing all files from folder
start_path=cd;
pathname=uigetdir(start_path,'select the folder with .jpg files');
cd(pathname)
list=dir('*.jpg');

for iii =1:length(list)

%load file
filename = list(iii).name;
Filename1 = [pathname,'/',filename];

RGB = imread(Filename1);

%convert RGB to gray
I=rgb2gray(RGB);

%temporal scaling of ultrasound machine (M-Mode)
Fech=100;

%% define hip muscle areas in M-Mode subplot
% Use zoom if needed

%GMed_superf
[J_GMed_superf, rect(1,:)] = imcrop(I);
%GMed_deep
[J_GMed_deep, rect(2,:)] = imcrop(I);
%GMin
[J_GMin, rect(3,:)] = imcrop(I);
close(gcf)

%set "real" M-Mode into area from time=0
G_Med_superf_eee=find(mean(J_GMed_superf(:,1:25))>3,1,'first');
G_Med_deep_eee=find(mean(J_GMed_deep(:,1:25))>3,1,'first');
G_Min_eee=find(mean(J_GMin(:,1:25))>3,1,'first');

%image cropping
J_GMed_superf2_im=J_GMed_superf(:,G_Med_superf_eee:end);
J_GMed_deep2_im=J_GMed_deep(:,G_Med_deep_eee:end);
J_GMin2_im=J_GMin(:,G_Min_eee:end);

%convert image to matrix
J_GMed_superf2=double(J_GMed_superf2_im);
J_GMed_deep2=double(J_GMed_deep2_im);
J_GMin2=double(J_GMin2_im);

[r1,c1]=size(J_GMed_superf2);
[r2,c2]=size(J_GMed_deep2);
[r3,c3]=size(J_GMin);

%% GMed_superf

% Denoising signals, by TKEO processing for each muscle (Kaiser 1990, Li et al 2007)
% TKEO improve signal to noise ratio or recording signal and minimize
% erroneous onset detection.
% TKEO measures the instantaneous energy changes of signals
% composed of a single time-varying frequency.

% TKEO formula :  $y = x(t) \leq -x(t-1)*x(t+1)$ ;

for jj=1:r1;
    for jjj=2:length(J_GMed_superf2)-1;
        J_GMed_superf_F(jj,jjj)=J_GMed_superf2(jj,jjj).^2 - J_GMed_superf2(jj,jjj-1).*J_GMed_superf2(jj,jjj+1);
    end
end
J_GMed_superf_F=J_GMed_superf_F(:,2:end);
mean_SD_TKEO_GMed_superf(1,:)=mean(J_GMed_superf_F);
mean_SD_TKEO_GMed_superf(2,:)=std(J_GMed_superf_F);

[r1,c1]=size(J_GMed_superf_F);
```

```

%parameters (based on Dieterich et al, JEK 2015)
threshold=[1200 800 600 400];
perc=0.2;

for k=1:length(threshold)
    thres=threshold(k);

    %not first/last time-frames to avoid non-physiological values
    frame_GM_superf{k}=find(mean_SD_TKEO_GMed_superf(2,3:end-1)>thres,100,'first')+3;
    count{k}=sum(J_GMed_superf_F(:,frame_GM_superf{k}) > thres)/r1;

    %find first 10 frames to met percentage condition
    MO_frame{k}=find(count{k}>perc,10,'first');
    MO_frame{k}=frame_GM_superf{k}(MO_frame{k});

    %if no image, display arbitrary value
    if isempty(MO_frame{k})
        MO_frame{k} = ones(1,10);
    end
end

%plot
figure
subplot(2,1,1)
imshow(J_GMed_superf2_im)
hold on
subplot(2,1,2)
plot(mean_SD_TKEO_GMed_superf(1,:), '-k')
hold on
plot(mean_SD_TKEO_GMed_superf(2,:), '-k')
hold on
plot(MO_frame{1,1}(1),mean_SD_TKEO_GMed_superf(2,MO_frame{1,1}(1)), 'ro') %circle
hold on
plot(MO_frame{1,2}(1),mean_SD_TKEO_GMed_superf(2,MO_frame{1,2}(1)), 'r+') %plus sign
hold on
plot(MO_frame{1,3}(1),mean_SD_TKEO_GMed_superf(2,MO_frame{1,3}(1)), 'r*') %asterisk
hold on
plot(MO_frame{1,4}(1),mean_SD_TKEO_GMed_superf(2,MO_frame{1,4}(1)), 'rd') %diamond

%define MO, based on threshold
title('GMEdsuperf, Please precise frame location of muscle onset');
[X1,Y1] = ginput(1);
close(gcf);
MO_Frame2=X1;
MO_GMed_Superf2=MO_Frame2/Fech;
MO_GMed_Superf=round(MO_GMed_Superf2,2);

sauv(1,iii)= MO_GMed_Superf;

sauv2(1:4,iii)=[MO_frame{1,1}(1), MO_frame{1,2}(1), MO_frame{1,3}(1), MO_frame{1,4}(1)];
sauv2=sauv2./Fech;

clear jj jjj J_GMed_superf_F mean_SD_TKEO_GMed_superf X1 Y1 count MO_frame MO_Frame2

%% GMed_deep

%TKEO
for jj=1:r2;
    for jjj=2:length(J_GMed_deep2)-1;
        J_GMed_deep_F(jj,jjj)=J_GMed_deep2(jj,jjj).^2 - J_GMed_deep2(jj,jjj-1).*J_GMed_deep2(jj,jjj+1);
    end
end
J_GMed_superf_F=J_GMed_deep_F(:,2:end);
mean_SD_TKEO_GMed_deep(1,:)=mean(J_GMed_deep_F);
mean_SD_TKEO_GMed_deep(2,:)=std(J_GMed_deep_F);

[r2,c2]=size(J_GMed_deep_F);

threshold=[1200 800 600 400];
perc=0.2;

for k=1:length(threshold)
    thres=threshold(k);

    frame_GM_deep{k}=find(mean_SD_TKEO_GMed_deep(2,3:end-1)>thres,100,'first')+3;
    count{k}=sum(J_GMed_deep_F(:,frame_GM_deep{k}) > thres)/r2;

    MO_frame{k}=find(count{k}>perc,10,'first');
    MO_frame{k}=frame_GM_deep{k}(MO_frame{k});

    if isempty(MO_frame{k})
        MO_frame{k} = ones(1,10);
    end
end

%plot
figure
subplot(2,1,1)
imshow(J_GMed_deep2_im)
hold on

```

```

subplot(2,1,2)
plot(mean_SD_TKEO_GMed_deep(1,:), '-k')
hold on
plot(mean_SD_TKEO_GMed_deep(2,:), '-k')
hold on
plot(MO_frame{1,1}(1), mean_SD_TKEO_GMed_deep(2, MO_frame{1,1}(1)), 'ro') %circle
hold on
plot(MO_frame{1,2}(1), mean_SD_TKEO_GMed_deep(2, MO_frame{1,2}(1)), 'r+') %plus sign
hold on
plot(MO_frame{1,3}(1), mean_SD_TKEO_GMed_deep(2, MO_frame{1,3}(1)), 'r*') %asterisk
hold on
plot(MO_frame{1,4}(1), mean_SD_TKEO_GMed_deep(2, MO_frame{1,4}(1)), 'rd') %diamond

%define MO, based on threshold
title('GMeddeep, Please precise frame location of muscle onset');
[X1,Y1] = ginput(1);
close(gcf);
MO_Frame2=X1;
MO_GMed_deep2=MO_Frame2/Fech;
MO_GMed_deep=round(MO_GMed_deep2,2);

sauv(2,iii)= MO_GMed_deep;

sauv2(5:8,iii)=[MO_frame{1,1}(1), MO_frame{1,2}(1), MO_frame{1,3}(1), MO_frame{1,4}(1)];
sauv2=sauv2./Fech;

clear jj jjj J_GMed_deep_F mean_SD_TKEO_GMed_deep X1 Y1 count MO_frame MO_Frame2

%% GMin
%TKEO
for jj=1:r3;
    for jjj=2:length(J_GMin2)-1;
        J_GMin_F(jj,jjj)=J_GMin2(jj,jjj).^2 - J_GMin2(jj,jjj-1).*J_GMin2(jj,jjj+1);
    end
end
J_GMed_superf_F=J_GMed_superf_F(:,2:end);
mean_SD_TKEO_GMin(1,:)=mean(J_GMin_F);
mean_SD_TKEO_GMin(2,:)=std(J_GMin_F);

[r3,c3]=size(J_GMin_F);

threshold=[1200 800 600 400];
perc=0.2;

for k=1:length(threshold)

    thres=threshold(k);

    frame_GMin{k}=find(mean_SD_TKEO_GMin(2,3:end-1)>thres,100,'first')+3;
    count{k}=sum(J_GMin_F(:,frame_GMin{k}) > thres)/r3;

    MO_frame{k}=find(count{k}>perc,10,'first');
    MO_frame{k}=frame_GMin{k}(MO_frame{k});

    if isempty(MO_frame{k})
        MO_frame{k} = ones(1,10);
    end
end

%plot
figure
subplot(2,1,1)
imshow(J_GMin2_im)
hold on
subplot(2,1,2)
plot(mean_SD_TKEO_GMin(1,:), '-k')
hold on
plot(mean_SD_TKEO_GMin(2,:), '-k')
hold on
plot(MO_frame{1,1}(1), mean_SD_TKEO_GMin(2, MO_frame{1,1}(1)), 'ro') %circle
hold on
plot(MO_frame{1,2}(1), mean_SD_TKEO_GMin(2, MO_frame{1,2}(1)), 'r+') %plus sign
hold on
plot(MO_frame{1,3}(1), mean_SD_TKEO_GMin(2, MO_frame{1,3}(1)), 'r*') %asterisk
hold on
plot(MO_frame{1,4}(1), mean_SD_TKEO_GMin(2, MO_frame{1,4}(1)), 'rd') %diamond

%define MO, based on threshold
title('GMin, Please precise frame location of muscle onset');
[X1,Y1] = ginput(1);
close(gcf);
MO_Frame2=X1;
MO_GMin2=MO_Frame2/Fech;
MO_GMin=round(MO_GMin2,2);

sauv(3,iii)= MO_GMin;
sauv2(9:12,iii)=[MO_frame{1,1}(1), MO_frame{1,2}(1), MO_frame{1,3}(1), MO_frame{1,4}(1)];
sauv2=sauv2./Fech;

clear jj jjj J_GMin_F mean_SD_TKEO_GMin X1 Y1 count MO_frame MO_Frame2

end

% export data
save data.xls sauv -ASCII -TABS
save data_auto.xls sauv2 -ASCII -TABS

xlswrite('data.xlsx',sauv,1)
xlswrite('data_auto.xlsx',sauv2,1)

```

Annexe 6 - Coefficient de Corrélation Interclasse (CCI) et Erreur Standard de Mesure (ESM) du SEBT

Essai 1 vs essai 4

Directions	Groupes	Latéralité	Coefficient Corrélation Intraclasse (CCI)	Erreur Standard de Mesure (en %)
Antérieur	ICC	Dominant	0,9	2,99
		Non-dominant	0,83	2,66
	CTRL	Dominant	0,79	2,26
		Non-dominant	0,81	2,4
Postérieur	ICC	Dominant	0,76	4,42
		Non-dominant	0,96	2,37
	CTRL	Dominant	0,68	4,39
		Non-dominant	0,87	2,76
Médial	ICC	Dominant	0,86	3,85
		Non-dominant	0,94	2,48
	CTRL	Dominant	0,81	2,96
		Non-dominant	0,76	3,4
Latéral	ICC	Dominant	0,94	2,86
		Non-Dominant	0,91	3,15
	CTRL	Dominant	0,89	3,03
		Non-dominant	0,88	5,03
Antéro-médial	ICC	Dominant	0,8	4,2
		Non-Dominant	0,97	1,41
	CTRL	Dominant	0,81	2,29
		Non-Dominant	0,98	1,03
Antérolatéral	ICC	Dominant	0,9	2,69
		Non-Dominant	0,88	3,81
	CTRL	Dominant	0,75	2,63
		Non-Dominant	0,46	4,38
Postéro-médial	ICC	Dominant	0,91	3,3
		Non-Dominant	0,84	4,35
	CTRL	Dominant	0,88	2,89
		Non-Dominant	0,87	2,83
Postéro-latéral	ICC	Dominant	0,83	4,33
		Non-Dominant	0,93	3,28
	CTRL	Dominant	0,87	2,65
		Non-Dominant	0,75	3,77
Score %	ICC	Dominant	0,96	1,72
		Non-Dominant	0,96	1,53
	CTRL	Dominant	0,95	1,27
		Non-Dominant	0,93	1,63

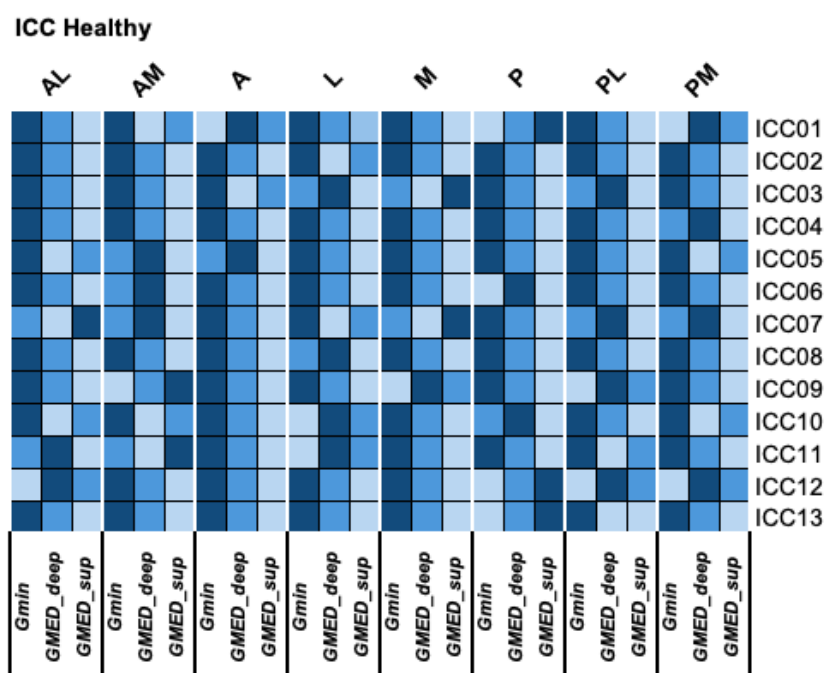
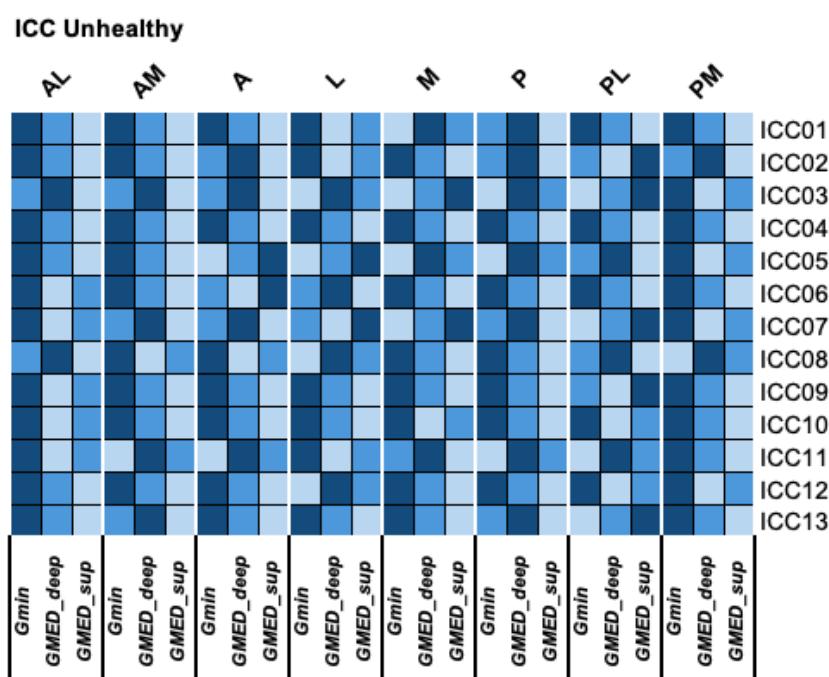
ICC : instabilité chronique de cheville. CTRL : contrôle

Essai 3 vs essai 4

Directions	Groupes	Latéralité	Coefficient Corrélation Intraclasse (CCI)	Erreur Standard de Mesure (en %)
Antérieur	ICC	Dominant	0,92	2,74
		Non-dominant	0,94	1,78
	CTRL	Dominant	0,98	0,73
		Non-dominant	0,85	1,94
Postérieur	ICC	Dominant	0,92	2,35
		Non-dominant	0,93	3,18
	CTRL	Dominant	0,97	1,49
		Non-dominant	0,86	2,84
Médial	ICC	Dominant	0,98	1,52
		Non-dominant	0,97	1,9
	CTRL	Dominant	0,91	2,14
		Non-dominant	0,87	2,25
Latéral	ICC	Dominant	0,95	2,62
		Non-dominant	0,9	3,17
	CTRL	Dominant	0,86	3,59
		Non-dominant	0,98	2,48
Antéro-médial	ICC	Dominant	0,97	1,59
		Non-dominant	0,97	1,4
	CTRL	Dominant	0,91	1,58
		Non-dominant	0,93	1,6
Antérolatéral	ICC	Dominant	0,84	2,83
		Non-dominant	0,96	2,11
	CTRL	Dominant	0,97	1,12
		Non-dominant	0,82	1,97
Postéro-médial	ICC	Dominant	0,89	3,09
		Non-dominant	0,94	2,83
	CTRL	Dominant	0,91	2,86
		Non-dominant	0,77	3,48
Postéro-latéral	ICC	Dominant	0,91	3,13
		Non-dominant	0,95	2,44
	CTRL	Dominant	0,85	3,51
		Non-dominant	0,91	2,74
Score %	ICC	Dominant	0,99	0,92
		Non-dominant	0,98	1,15
	CTRL	Dominant	0,99	0,75
		Non-dominant	0,97	1,19

ICC : instabilité chronique de cheville. CTRL : contrôle

Annexe 7 - Analyse pictorielle des variabilités interindividuelles d'activation musculaire chez les participants ICC et contrôle.



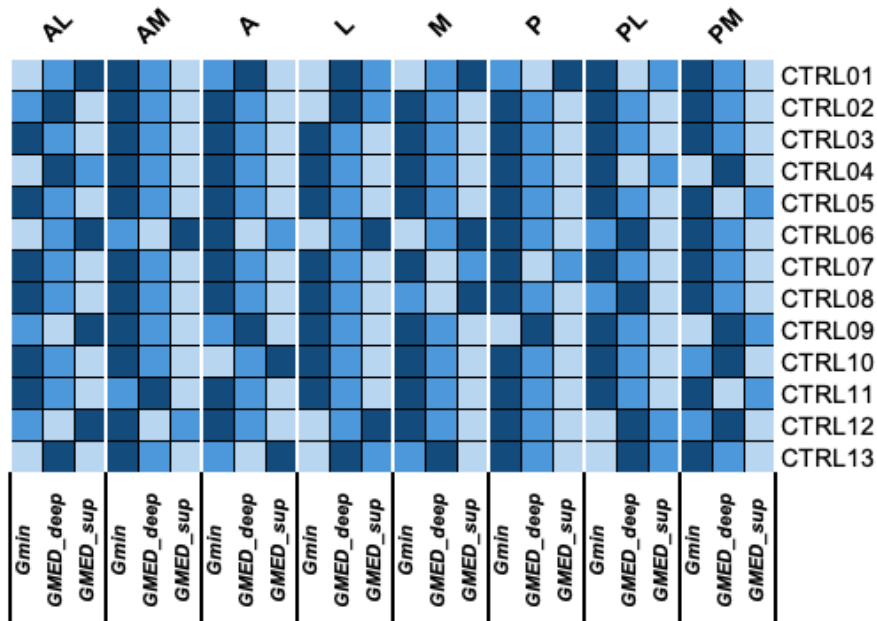
Ordre d'activation musculaire

- Activation 1
- Activation 2
- Activation 3

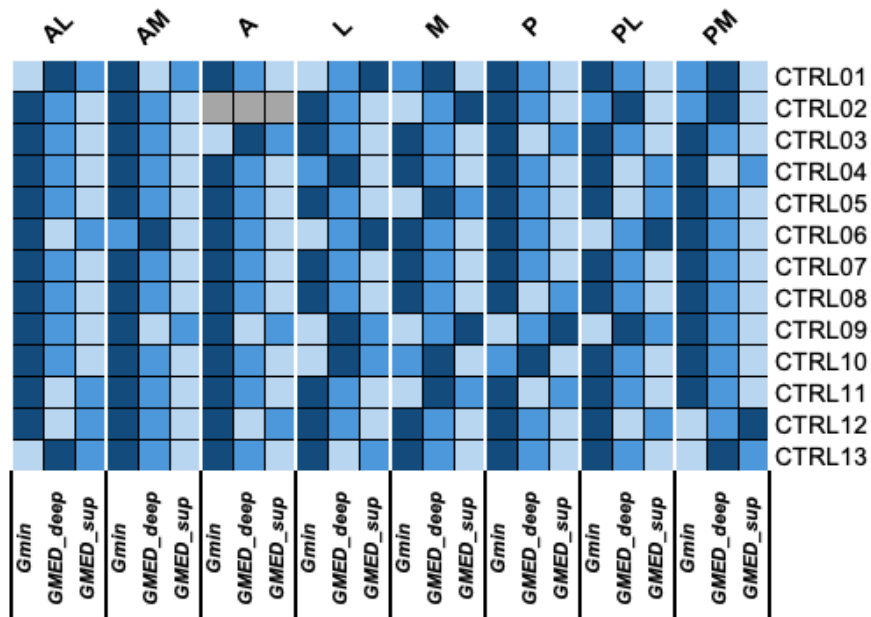
■ Données manquantes

Abréviations : A : antérieure, P : postérieure, M : médiale, L : latérale, PM : postéro-médiale, AM : antéro-médiale, PL : postéro-latérale, AL : antéro-latérale, ICC : groupe instabilité chronique de cheville, Healthy : controlatéral à l'entorse, Unhealthy : homolatéral à l'entorse.

CTRL Unhealthy



CTRL Healthy



Ordre d'activation musculaire

- Activation 1
- Activation 2
- Activation 3

Données manquantes

Abréviations : A : antérieure, P : postérieure, M : médiale, L : latérale, PM : postéro-médiale, AM : antéro-médiale, PL : postéro-latérale, AL : antéro-latérale, CTRL : groupe contrôle, Healthy : controlatéral à l'entorse, Unhealthy : homolatéral à l'entorse.

