

Universitat de Lleida

# **Musculatura estabilitzadora de l'extremitat inferior: estudi de la influència de les sinèrgies musculars de la cama en relació a la patologia de turmell**

Olga Borao Soler

Dipòsit Legal: L.1450-2015  
<http://hdl.handle.net/10803/314575>



*Musculatura estabilitzadora de l'extremitat inferior: estudi de la influència de les sinèrgies musculars de la cama en relació a la patologia de turmell* està subjecte a una llicència de [Reconeixement-NoComercial 3.0 No adaptada de Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/)

(c) 2015, Olga Borao Soler

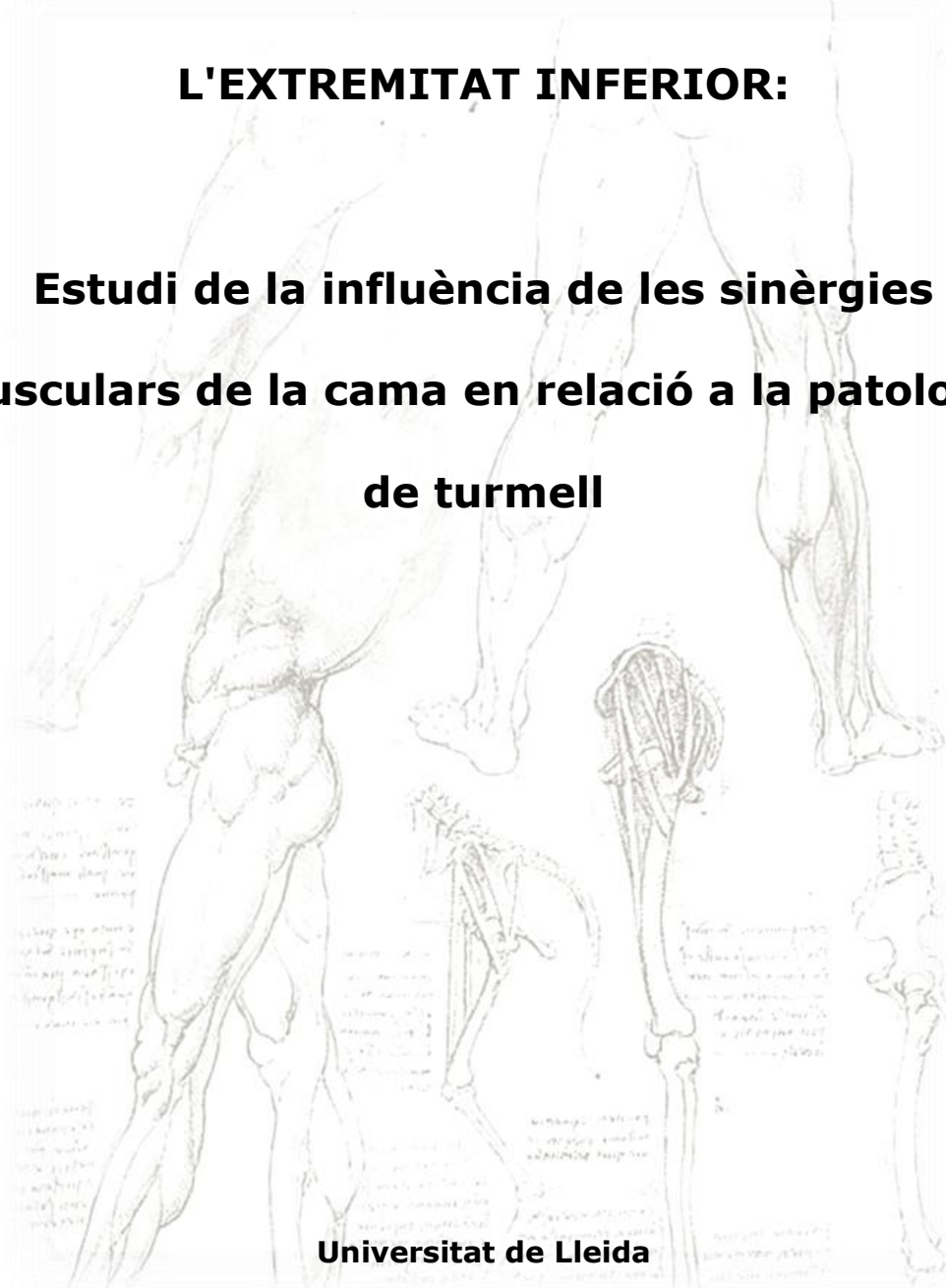


Universitat de Lleida

## **MUSCULATURA ESTABILITZADORA DE**

## **L'EXTREMITAT INFERIOR:**

# **Estudi de la influència de les sinèrgies musculars de la cama en relació a la patologia de turmell**



**Universitat de Lleida**

*Programa de doctorat:* Activitat Física i Esport (0908)

*Doctoranda:* Olga Borao Soler

*Dirigida per:* Dr. Francisco Corbi Soler  
Dr. Antoni Planas Anzano

TESI DOCTORAL, 2015



INSTITUT NACIONAL D'EDUCACIÓ FÍSICA DE CATALUNYA, CENTRE DE LLEIDA  
UNIVERSITAT DE LLEIDA  
(PROGRAMA ACTIVITAT FÍSICA I ESPORT 0908)

# **Musculatura estabilitzadora de l'extremitat inferior: estudi de la influència de les sinèrgies musculars de la cama en relació a la patologia de turmell**

Tesi doctoral per optar al títol de doctora per la Universitat de Lleida

Doctoranda: OLGA BORAO SOLER

Directors: Dr. FRANCISCO CORBI SOLER i Dr. ANTONI PLANAS ANZANO

Dr. Francisco Corbi Soler

Dr. Antoni Planas Anzano

2015





**Musculatura estabilitzadora de l'extremitat inferior:**  
***estudi de la influència de les sinèrgies musculars de***  
***la cama en relació a la patologia de turmell***

*Olga Borao Soler*



## **AGRAÏMENTS**

Aquesta tesi no hagués estat possible sense la col·laboració desinteressada de molta gent i institucions, als quals vull expressar el meu agraïment més sincer.

A **Bàsquet Manresa, S.A.E.**, que molt amablement ens va facilitar l'accés als seus jugadors de les categories inferiors, de manera que vam poder realitzar el primer estudi, i a la **Fundació Universitària del Bages** i la seva comunitat d'alumnes, que van col·laborar en la realització de la resta dels estudis. També a l'**INEFC (Centre de Lleida)**, per la cessió d'instrumental del Laboratori de Biomecànica. I especialment vull agrair a la **Clínica Universitària** la cessió de la sala de biomecànica per la realització d'aquests estudis.

Al **Dr. Vicente Beltran**, per la seva ajuda en el desenvolupament del primer estudi.

Al **Dr. Antoni Susín**, per l'ajuda en l'anàlisi de les dades electromiogràfiques, sense el qual, molt sincerament, no hagués estat possible la realització dels estudis relacionats amb aquesta eina, i per tant la finalització d'aquesta tesi.

Al **Dr. Antoni Planas**, per l'ajuda en l'anàlisi i tractament de les dades estadístiques, així com per la correcció final del document.

Al **Dr. Francesc Corbi**, per la guia, tutorització, consells i correccions realitzats durant tots aquests anys, i per la validació final del document.

A la **Dra. Ma Dolors Riera**, per tots els consells i suport que m'ha proporcionat en aquest transcurs.

A la **Judit Montesinos**, per l'ajuda en la recollida de dades.

I finalment, i el més important, **a la meva família**, per ajudar-me i fer-me més fàcil tot aquest període, i entendre la manca de disponibilitat d'aquests anys. Sense tots ells, aquest camí hagués estat molt més dur.





# ÍNDEX

ÍNDEX.....	I
ÍNDEX DE TAULES.....	V
ÍNDEX DE FIGURES .....	VII
RESUM .....	IX
RESUMEN .....	XI
ABSTRACT .....	XIII
LLISTAT D'ABREVIATURES .....	XV
ESTRUCTURA DE LA TESI.....	XVIII
CAPÍTOL 1.....	1
Estat de la qüestió .....	1
1.1 Anatomia del turmell .....	3
1.2 Factors de risc de la lesió .....	5
1.2.1 Alteració de l'equilibri o estabilitat postural.....	6
1.2.2 Capacitat de resposta de la musculatura del turmell .....	6
1.2.3 Nivell de condició física .....	7
1.2.4. Els graus de mobilitat articular i flexibilitat de les estructures locals...7	
1.2.5 Altres factors .....	8
1.3 Conseqüències posteriors a la lesió .....	8
1.3.1 De caràcter estructurals.....	8
1.3.1.1 Inestabilitat funcional del turmell.....	9
1.3.1.2 Alteracions en l'activitat muscular.....	10
1.3.1.3 Altres repercussions en forma de lesió.....	11
1.3.2 De caràcter econòmic .....	11
1.4 La propiocepció i el control motor.....	12
1.4.1 Jerarquia de control de les accions del SNC. ....	14
1.5 Concepte d'stiffness muscular.....	17
1.6 Protocols d'entrenament neuromotor.....	19
1.7 Equilibri i control postural .....	21
1.7.1 Estratègia del pèndol invertit .....	22
1.7.2 Estratègia del doble pèndol invertit.....	22
1.7.3 Debilitat muscular en alteracions de l'equilibri.....	23
1.7.4 Aparentatge per l'estudi de l'equilibri.....	24
1.7.4.1 Plataformes .....	24

1.7.4.2 Eines no instrumentades per l'estudi de l'equilibri .....	25
1.7.5 Estudi de l'activitat muscular – electromiografia de superfície .....	26
1.8 Referències .....	29
CAPÍTOL 2.....	39
Objectius de la tesi .....	39
2.1 Objectius generals .....	39
2.2 Objectius específics.....	41
CAPÍTOL 3.....	43
Estudi 1: Efectivitat d'un programa d'entrenament neuromuscular de 6 setmanes de durada sobre la realització de l'Star Excursion Balance Test en jugadors de bàsquet .....	43
3.1 Resum .....	43
3.2 Introducció.....	46
3.3 Metodologia .....	47
3.4 Resultats .....	53
3.5 Discussió .....	56
3.6 Conclusions.....	59
3.7 Referències .....	59
CAPÍTOL 4.....	63
Estudi 2: Activitat electromiogràfica de la musculatura del turmell quan es realitza una contracció isomètrica de baixa intensitat de la musculatura de la pelvis.....	63
4.1 Resum .....	63
4.2 Introducció.....	66
4.3 Metodologia .....	67
4.4 Resultats .....	71
4.5 Discussió .....	73
4.6 Conclusions.....	77
4.7 Referències .....	77
CAPÍTOL 5.....	81
Estudi 3: Influència d'una contracció isomètrica de baixa intensitat de la musculatura del maluc en l'activació de la musculatura estabilitzadora del turmell i l'estabilitat postural.....	81

5.1 Resum .....	81
5.2 Introducció.....	84
5.3 Metodologia .....	85
5.4 Resultats .....	89
5.4.1 Superfície de l'el·lipse .....	90
5.4.2 Velocitat mitjana de desplaçament .....	91
5.4.3 Anàlisi de la variable desplaçament eix X. ....	92
5.4.4 Anàlisi de la variable desplaçament eix Y.....	92
5.4.5 Anàlisi de la variable RMS absoluta.....	93
5.5 Discussió .....	94
5.6 Conclusió .....	97
5.7 Referències .....	97
CAPÍTOL 6.....	101
Estudi 4: Canvis electromiogràfics en la simulació d'un esquinç de turmell quan es realitza simultàniament una contracció isomètrica de baixa intensitat a nivell pèlvic. ....	101
6.1 Resum.....	101
6.2 Introducció.....	104
6.3 Metodologia .....	105
6.4 Resultats .....	110
6.4.1 Anàlisi de les variables $t_{onset}$ , $t_{peak}$ , $EMG_{peak}$ .....	110
6.4.2 Anàlisi de les variables d'acord amb finestres temporals de l'estudi	111
6.5 Discussió .....	113
6.6 Conclusions.....	118
6.7 Referències .....	118
CAPÍTOL 7.....	123
Discussió general.....	123
7.1 Sobre els protocols d'entrenament i la seva efectivitat.....	123
7.2 Sobre l'equilibri i l'activitat muscular .....	131
7.3 Sobre la relació existent entre una contracció de la musculatura proximal en equilibri estàtic i l'augment d'stiffness distal .....	134
7.4 Sobre la relació entre l'activitat muscular i els paràmetres d'equilibri....	136
7.5 Sobre la relació entre la contracció muscular i l'EMG en la caiguda sobtada del peu en una simulació d'esquinç .....	138
7.6 Referències .....	142

CAPÍTOL 8.....	151
Conclusions generals.....	151
CAPÍTOL 9.....	155
Propostes de futur .....	155
Annexos .....	159
Annex 1. Fitxa de treball dels participants en el primer estudi .....	161
Annex 2. Documents de consentiment informat.....	165
Annex 3. Escales de valoració de l'equilibri i la funcionalitat .....	171
Annex 4. Taula de protocols d'entrenament propioceptiu .....	183
BIBLIOGRAFIA DE LA TESI .....	189

## ÍNDIX DE TAULES

### CAPÍTOL 3

<b>Taula 1.</b> Valors antropomètrics de la mostra (n=17) .....	50
<b>Taula 2.</b> Programa d'entrenament dut a terme durant l'escalfament, estructurat en 5 fases d'evolució .....	51
<b>Taula 3.</b> Mitjana i desviació estàndard de les distàncies obtingudes (cm) en relació a grup (experimental / control), i situació (pre / post) .....	55

### CAPÍTOL 4

<b>Taula 1.</b> Resultats estadístics descriptius dels registres i diferència aritmètica per múscul, per la mitjana del valor EMG dels registres .....	72
<b>Taula 2.</b> Resultats estadístics descriptius dels registres i diferència aritmètica per múscul, per de la mitjana del valor del RMS dels registres .....	72

### CAPÍTOL 5

<b>Taula 1.</b> Resum dels resultats descriptius de les variables en el test per A i B .....	90
<b>Taula 2.</b> Resultats descriptius per situació (A/B) per la variable el·lipse del COP .....	91
<b>Taula 3.</b> Resultats descriptius per situació (A/B) per la variable COPV .....	91
<b>Taula 4.</b> Resultats descriptius per situació (A/B) per la variable eix X (pla L/M) .....	92
<b>Taula 5.</b> Resultats descriptius per situació (A/B) per la variable eix Y (pla A/P) .....	93
<b>Taula 6.</b> Resultats descriptius per situació (A/B) per la variable RMS del COP .....	93

### CAPÍTOL 6

<b>Taula 1.</b> Resultats descriptius del test per les variables $t_{onset}$ (ms), $t_{peak}$ (ms) i $EMG_{peak}$ (mV) .....	110
<b>Taula 2.</b> Resum dels resultats descriptius del test per la variable mitjana de l'EMG (mV) per les finestres temporals -3, -2, -1, +1 .....	112
<b>Taula 3.</b> Resum dels resultats descriptius del test per la variable RMS de l'EMG (mV) per les finestres temporals -3, -2, -1, +1 .....	112
<b>Taula 4.</b> Registre EMG (mV) de les finestres temporals -1 i +1 i la seva relació d'increment .....	115



## ÍNDIX DE FIGURES

### CAPÍTOL 1

<b>Figura 1.</b> Procés cognitiu que s'esdevé des de la percepció sensitiva a la resposta motriu.....	13
<b>Figura 2.</b> Jerarquia del SNC en el procés cognitiu d'una acció.....	14
<b>Figura 3.</b> Representació gràfica d'un senyal EMG estàndard amb l'esdeveniment d'una pertorbació de l'equilibri ( $\Delta$ ). En A s'observa una activitat major del tipus CPA (per no preavís) i en B una activitat més important del tipus APA que compensa el CPA (per situació previsible).....	17
<b>Figura 4.</b> Musculatura tònica que participa en el manteniment de la postura .....	18
<b>Figura 5.</b> Imatge estàndard del registre del COP d'un participant.....	21
<b>Figura 6.</b> Representació gràfica d'un registre electromiogràfic, sense filtrar (senyal brut original), i el mateix senyal una vegada s'ha suavitzat a través d'un filtre.....	28

### CAPÍTOL 3

<b>Figura 1.</b> Captura del càlcul de la grandària de la mostra a partir del programa G Power .....	49
<b>Figura 2.</b> Participant realitzant el SEBT en la direcció P.....	52

### CAPÍTOL 4

<b>Figura 1.</b> Aparentatge utilitzat durant l'estudi: Datalogger, elèctrodes de superfície i elèctrode de referència.....	68
<b>Figura 2.</b> Participant en posició de test monopodal, amb A) els elèctrodes de superfície situats, i B) detall del Datalogger de Biometrics©.....	69
<b>Figura 3.</b> Diagrama del procés d'intervenció, descrivint els 2 blocs d'estudi, les sèries, i el temps de descans entre sí.....	70
<b>Figura 4.</b> Representació gràfica dels valors d'Altmand i Bland (LoA), pels registres dels intents A) en la variable mitjana de l'EMG i B) per la variable RMS.....	73
<b>Figura 5.</b> Registres electromiogràfics d'un subjecte tipus, per músculs TA (A-control / B-intervenció) i PL (C-control / D-intervenció).....	74

### CAPÍTOL 5

<b>Figura 1.</b> Participant col·locant-se sobre la plataforma, amb la visió del registre de les pressions plantar a la pantalla .....	86
--	----



<b>Figura 2.</b> Detall del participant realitzant el test sobre la plataforma, amb els elèctrodes aplicats.....	87
<b>Figura 3.</b> Detall d'un moment de registre, amb el participant instrumentat i el registre de les dades EMG i de la plataforma amb els softwares respectius.....	88
<b>Figura 4.</b> Representació gràfica del senyal EMG dels diferents músculs estudiats, per les variables mitjana del senyal EMG i RMS.....	96

## CAPÍTOL 6

<b>Figura 1.</b> Detall de l'eina utilitzada: A) acceleròmetre, B) mecanisme amb ressort, C) electroimant pel control del ressort, D) acceleròmetre unit al ressort.....	106
<b>Figura 2.</b> A) Posició inicial de l'individu, amb la cama d'estudi sobre el ressort. B) Posició final del test, amb el ressort a 50° d'inclinació.....	108
<b>Figura 3.</b> Imatge del senyal EMG del múscul TA (en vermell) i de l'acceleròmetre (en blau) en una repetició estàndard del test, indicant el moment de l'onset muscular.....	109
<b>Figura 4.</b> Registre EMG d'un subjecte estàndard, on es mostren les diferents finestres temporals analitzades (APA i CPA) per la situació A i B.....	116
<b>Figura 5.</b> Representació gràfica de l'activitat EMG en les diferents finestres temporals (-3, -2, -1, +1) pels músculs TA, PL, GL, SL, per les variables mitjana i RMS en situació d'estudi A i B.....	117

## RESUM

L'esquinç dels lligaments laterals del turmell és una de les lesions que de manera més freqüent es registra a nivell de l'extremitat inferior. Els individus que han patit aquesta lesió acostumen a mostrar alteracions de l'equilibri postural i de la capacitat de percebre l'articulació estable, cosa que fa augmentar el risc de patir de nou un esquinç al turmell. A més, per a aquesta població també s'han descrit alteracions en els patrons d'activació muscular de grups tant distants al turmell com són els músculs de la regió glútia. Tot això ha comportat l'aparició de diferents protocols d'entrenament neuromotor orientats a disminuir el risc de patir un esquinç de turmell que, malauradament fins avui, han mostrat baixos nivells d'evidència i efectivitat.

Per aquests motius aquesta tesi va tenir dos objectius principals: analitzar l'efectivitat d'un protocol d'entrenament neuromotor com a eina de prevenció sobre la millora de l'estabilitat dinàmica del turmell, i determinar la relació existent entre els nivells d'activació de la musculatura pèlvica i els de la musculatura estabilitzadora del turmell.

En la primera part de la tesi es va comprovar l'efectivitat d'un protocol clàssic d'intervenció dissenyat per a la prevenció de l'entorsis de turmell en esportistes (Estudi 1). A partir de la selecció de diferents exercicis proposats per la bibliografia existent, un grup de jugadors de les categories inferiors del *Bàsquet Manresa, S.A.E.* va realitzar un programa d'entrenament de 6 setmanes de durada, per tal de millorar el seu equilibri. No es van trobar diferències significatives entre els jugadors que van realitzar el protocol respecte els jugadors que van formar part del grup control (sense intervenció). Aquest fet ens va fer pensar en la possible implicació d'altres elements de la cadena cinètica, com la participació de la musculatura de la pelvis, en l'estabilització del turmell.

En la segona part d'aquesta tesi es va analitzar la influència existent entre l'activitat de la musculatura de la pelvis i l'activitat electromiogràfica (EMG) de la musculatura del turmell. Per això es va estudiar la influència de la realització d'una contracció isomètrica de baixa intensitat (<25% del MVIC) dels músculs superficials de la pelvis sobre l'activitat EMG dels músculs estabilitzadors del turmell en una tasca d'estabilitat estàtica monopodal (Estudi 2), en relació a diferents paràmetres de les

pressions plantars registrades en una plataforma per a una tasca d'equilibri monopodal (Estudi 3) i sobre el nivell d'activitat EMG dels músculs estabilitzadors del turmell quan es veuen sotmesos a una situació de supinació sobtada (Estudi 4). Els resultats semblen indicar una alta relació entre l'activitat muscular generada a nivell pèlvic i l'augment d'activitat EMG registrada a nivell de la musculatura distal de la cama. Aquest fet implica un augment de la rigidesa activa muscular, i per tant una millor sensibilitat dels fusos neuromusculars per tal d'obtenir una resposta més adequada davant qualsevol agressió de l'estabilitat articular, i conseqüentment, aquesta activitat muscular pot esdevenir una estratègia preventiva a tenir en compte per a la prevenció de les lesions del turmell.

Basant-nos en els resultats obtinguts en aquest treball podem concloure que la realització d'un entrenament neuromotor tradicional orientat a la millora de l'estabilitat del turmell no va suposar un estímul suficient per obtenir millores en la capacitat d'equilibri de la mostra estudiada. La influència observada entre l'activació de la musculatura proximal de la cuixa i la pròpia del turmell, sembla indicar que la introducció d'exercicis d'entrenament específic de la musculatura estabilitzadora de la pelvis podria representar una eina interessant per a la millora dels nivells d'estabilitat del turmell.

*Paraules clau:* lesions del turmell; equilibri postural; electromiografia; entrenament neuromotor; maluc

## RESUMEN

El esguince de tobillo es una de las lesiones que de manera más frecuente se registra a nivel de la extremidad inferior. Los individuos que han sufrido esta lesión suelen mostrar alteraciones del equilibrio postural y de la capacidad de percibir la articulación estable, lo que aumenta el riesgo de sufrir de nuevo un esguince en el tobillo. Además, para esta población también se han descrito alteraciones en los patrones de activación muscular de grupos tan distantes en el tobillo como son los músculos de la región glútea. Todo esto ha conllevado la aparición de diferentes protocolos de entrenamiento neuromotor orientados a disminuir el riesgo de sufrir un esguince de tobillo que, desafortunadamente hasta nuestro tiempo, han mostrado bajos niveles de evidencia y efectividad.

Por estos motivos esta tesis tuvo dos objetivos principales: analizar la efectividad de un protocolo de entrenamiento neuromotor como herramienta de prevención sobre la mejora de la estabilidad dinámica del tobillo, y determinar la relación existente entre los niveles de activación de la musculatura pélvica y los de la musculatura propia del tobillo.

En la primera parte de la tesis se comprobó la efectividad de un protocolo clásico de intervención, diseñado para la prevención de la entorsis de tobillo en deportistas (Estudio 1). A partir de la selección de diferentes ejercicios propuestos por la bibliografía existente, un grupo de jugadores de las categorías inferiores del *Bàsquet Manresa, S.A.E.* realizó un programa de entrenamiento de 6 semanas de duración, con el fin de mejorar su equilibrio. No se encontraron diferencias significativas entre los jugadores que realizaron el protocolo respecto a los jugadores que formaron parte del grupo control (sin intervención). Este hecho nos hizo pensar en la posible implicación de otros elementos de la cadena cinética, como la participación de la musculatura de la pelvis, en la estabilización del tobillo. En la segunda parte de esta tesis se analizó la influencia existente entre la actividad de la musculatura de la pelvis y la actividad electromiográfica (EMG) de la musculatura del tobillo. Para ello se estudió la influencia de la realización de una contracción isométrica de baja intensidad (<25% del MVIC) de los músculos superficiales de la pelvis sobre la actividad EMG de los músculos estabilizadores del tobillo, en una tarea de estabilidad estática monopodal (Estudio 2), en relación a diferentes parámetros de las presiones plantares registradas en una plataforma

para una tarea de equilibrio monopodal (Estudio 3) y sobre el nivel de actividad EMG de los músculos estabilizadores del tobillo cuando éstos se ven sometidos a una situación de supinación súbita (Estudio 4). Los resultados parecen indicar una alta relación entre la actividad muscular generada a nivel pélvico y el aumento de actividad EMG registrada a nivel de la musculatura distal de la pierna. Este hecho lleva implícito un aumento de la rigidez activa muscular, y por tanto una mejor sensibilidad de los husos neuromusculares a la hora de obtener una respuesta más adecuada ante cualquier agresión de la estabilidad articular, y consecuentemente, convirtiendo así esta actividad muscular en una estrategia preventiva a tener en cuenta para la prevención de las lesiones del tobillo.

Basándonos en los resultados obtenidos en este trabajo podemos concluir que la realización de un entrenamiento neuromotor tradicional orientado a la mejora de la estabilidad del tobillo no supuso un estímulo suficiente para obtener mejoras en la capacidad de equilibrio de la muestra estudiada. La influencia observada entre la activación de la musculatura proximal del muslo y la propia del tobillo, parece indicar que la introducción de ejercicios de entrenamiento específico de la musculatura estabilizadora de la pelvis podría representar una herramienta interesante para la mejora de los niveles de estabilidad del tobillo.

*Palabras clave:* lesiones del tobillo; equilibrio postural; electromiografía; entrenamiento neuromotor; cadera

## **ABSTRACT**

Ankle sprain is the most frequent injury recorded in the lower limb. People who have suffered from this injury can show some kind of imbalance according to postural balance and related to the ability to perceive joint stability, which increases the risk of suffering an ankle sprain again. In addition, changes have been described in muscle activation patterns, for the ankle muscles themselves and even for those muscles further away from this joint, for example, the gluteal muscles. All this data has led physiotherapists to design different neuromotor training programs to reduce the risk of spraining the ankle again. Unfortunately until now, there is very little scientific evidence about their effectiveness.

For these reasons, this thesis had two main objectives: first, to analyse the effectiveness of a neuromotor training program as a prevention mechanism for improving the dynamic stability of the ankle, and second, to determine the relationship between the electromyographic activity of the hip muscles and the ankle muscles.

The first part of this thesis was used to verify the effectiveness of a typical training program, designed specifically for the prevention of ankle sprains in athletes (Study 1). The training program was designed using different exercises previously employed in relevant literature; a group of young players from Basquet Manresa S.A.E underwent a 6-week neuromotor training program, in order to improve their balance. There were not any significant differences between the two groups after the intervention. These results made us think about the possible involvement of other elements of the kinetic chain, such as the participation of the hip muscles in ankle stability.

In the second part of this thesis we analysed the influence between the activity of the pelvic muscles and the electromyographic activity (EMG) of the ankle muscles. For this reason we studied the influence of conducting a low-intensity isometric contraction (<25% of MVIC) of the superficial hip's muscles on the EMG activity of the ankle's muscles, when the subject is performing a static stability task (Study 2), related to some balance variables of plantar pressures recorded in a platform (Study 3) and on the level of the EMG activity of the muscles that stabilize the ankle when a sudden supination occurs (Study 4). The results suggest that there is a high relationship between the activity generated at the hip level and the increased EMG activity recorded at the distal leg muscles. This relationship implies

an increase of the muscle stiffness, and therefore a higher sensitivity of muscle spindles, in order to obtain a more adequate response to any aggression to joint stability, and consequently, muscle activity could be considered as a strategy for preventing any ankle injury.

Based on the results obtained in this thesis, we can conclude that the performance of a traditional neuromotor training program, with the aim of improving ankle stability, does not represent a sufficient stimulus to generate balance improvements in the sample studied. The influence observed between the proximal muscle activity and the ankle muscle activity, seems to show that it is necessary to introduce specific training based on the hip muscles, and this could represent an interesting tool for improving ankle stability.

*Keywords:* ankle injuries; postural balance; electromyography; neuromotor training; hip

## LLISTAT D'ABREVIATURES (anglès / català)

<b>A:</b>	(direcció) anterior
<b>A/P:</b>	(eix) anteroposterior
<b>AL:</b>	(direcció) anterolateral
<b>ANOVA:</b>	<i>analysis of variance</i> / anàlisi de la variància
<b>APA:</b>	<i>anticipatory postural adjustments</i> / ajustaments posturals anticipats
<b>CAI:</b>	<i>chronic ankle instability</i> / inestabilitat crònica de turmell
<b>COG:</b>	centre de gravetat
<b>COM:</b>	centre de masses
<b>COP:</b>	centre de pressions
<b>COPV:</b>	velocitat de desplaçament del centre de pressions
<b>CPA:</b>	<i>control postural adjustments</i> / ajustaments de control postural
<b>EIAS:</b>	espina ilíaca anterior superior
<b>EMG:</b>	electromiografia
<b>EMG<sub>peak</sub>:</b>	màxima quantitat d'activitat elèctrica muscular per un període de temps determinat
<b>EPA:</b>	<i>early postural adjustments</i> / ajustaments posturals previs
<b>FNM:</b>	fus neuromuscular
<b>GC:</b>	grup control
<b>GE:</b>	grup estudi
<b>GL:</b>	gastrocnemi lateral
<b>GMax:</b>	gluti major
<b>GMed:</b>	gluti mig
<b>IC:</b>	interval de confiança



<b>ICC:</b>	<i>intraclass correlation coefficient</i> / coeficient de correlació intraclasse
<b>IF:</b>	inestabilitat funcional
<b>IQR:</b>	<i>interquartil range</i> / rang interquartil
<b>L:</b>	(direcció) lateral
<b>LoA:</b>	<i>limits of agreement</i> (Altman i Bland) / límits d'acord
<b>LPAA:</b>	l·ligament peroneal astragalí anterior
<b>LPC:</b>	l·ligament peroneal calcani
<b>LPAP:</b>	l·ligament peroneal astragalí posterior
<b>LTPA:</b>	l·ligament tibioperoneal anterior
<b>LTPP:</b>	l·ligament tibioperoneal posterior
<b>M:</b>	(direcció) medial
<b>L/M:</b>	(eix) latero-medial
<b>MVIC:</b>	<i>maximum voluntary isometric contraction</i> / màxima contracció voluntària isomètrica
<b>OTG:</b>	òrgans tendinosos de Golgi
<b>P:</b>	(direcció) posterior
<b>PL:</b>	(direcció) posterolateral
<b>PL:</b>	(múscul) peroneal lateral llarg
<b>PM:</b>	(direcció) posteromedial
<b>RMS:</b>	<i>root mean square</i> / mitjana de l'arrel quadrada
<b>SEBT:</b>	<i>Star Excursion Balance Test</i> / Test de l'Estrella
<b>SD:</b>	<i>standard deviation</i> / desviació estàndard
<b>SL:</b>	soli
<b>SNC:</b>	sistema nerviós central

<b>TA:</b>	tibial anterior
<b>TFL:</b>	tensor de la fàscia lata
<b><math>t_{onset}</math>:</b>	temps utilitzat per arribar a la primera activació muscular
<b><math>t_{peak}</math>:</b>	temps utilitzat fins el primer valor màxim d'activitat muscular (fins $EMG_{peak}$ )
<b>TTB:</b>	<i>time to boundary</i> / temps requerit per assolir l'estabilitat del COP



## **ESTRUCTURA DE LA TESI**

Aquesta tesi està estructurada en 9 capítols. El dos primers capítols contextualitzen el marc teòric actual així com els objectius de la tesi. Els capítols centrals (3, 4, 5 i 6) són específics dels 4 estudis que s'han desenvolupat per a la redacció de la tesi. Aquests estudis han versat sobre l'equilibri i les diferents variables que s'hi poden relacionar, utilitzant diferents eines i test d'estudi. Finalment es pot trobar la discussió general de la tesi en el capítol 7, les conclusions generals finals (capítol 8) i les propostes per continuar desenvolupant aquests estudis en un futur (capítol 9). Per últim es pot trobar l'apartat final dels annexos.

El primer estudi es va dur a terme utilitzant una eina de mesura senzilla com és el *Star Excursion Balance Test* (SEBT). En aquest estudi es va pretendre millorar les capacitats d'equilibri d'una mostra de jugadors de bàsquet joves, i avaluar-ho amb aquesta eina. Un cop detectat que aquesta millora es veu condicionada per diversos elements de la cadena funcional de l'extremitat, es va prosseguir amb una sèrie d'estudis on es va implicar la musculatura de la pelvis per millorar l'equilibri. Tots aquests estudis van tenir en comú la utilització de l'estudi de l'activitat elèctrica de la musculatura de la cama amb electromiografia, ja que l'activitat muscular és un element clau en el control de la postura. En cadascun dels capítols s'estudien les variables de l'equilibri pròpies de l'eina utilitzada, com és una plataforma de pressions i un instrument amb un ressort mòbil per generar una supinació sobtada del peu.



# **CAPÍTOL 1**

## ***Estat de la qüestió***



L'extremitat inferior està formada per les articulacions del maluc, el genoll, el turmell i el peu, i permet a l'individu relacionar-se amb l'espai a través de la seva sustentació en posició bípeda i la locomoció pel seu desplaçament [1]. És una extremitat de suport i càrrega de pes, fet que comporta una alta exigència mecànica i, de manera implícita, un elevat risc de patir lesions, especialment si aquesta exigència mecànica es veu augmentada, com per exemple en la pràctica esportiva [1,2].

D'entre totes les articulacions de l'extremitat inferior, la regió que pateix el major percentatge de lesions durant la pràctica esportiva és la del turmell. Borowski et al. [3] van realitzar un seguiment durant dues temporades esportives a 100 equips universitaris americans, en les quals van registrar un percentatge de 1,94 lesions per cada 1000 exposicions (a la lesió) que tenia un atleta (exposicions/atleta), sent la regió del turmell la principal afectada amb un 39,7% del total de les lesions. Per la seva part, Starkey [4] va analitzar les lesions que van esdevenir durant 10 temporades a la lliga professional americana de bàsquet, on l'esquinç de turmell va resultar la lesió més freqüent, i de manera més específica la lesió dels lligaments del complex lateral del turmell (lligament peroneal astragalí anterior (LPAA), lligament peroneal calcani (LPC) i lligament peroneal astragalí posterior (LPAP)), representant un total del 92,8% d'aquestes lesions. En el seguiment de 4 equips de bàsquet, un de categoria elit i 3 de categories amateurs de la lliga Australiana de bàsquet, McKay et al. [5] van enregistrar una ràtio de lesió al turmell de 3,85 lesions per cada 1000 exposicions/atleta. També Nelson et al. [6], en un any de seguiment a diversos esports de les lligues universitàries americanes, van obtenir que el 22,6% de les lesions es van produir al turmell, resultant la lesió més freqüent entre totes les que es van enregistrar.

Donada la gran quantitat de lesions que afecten el turmell, és important conèixer les estructures més afectades per aquest tipus concret de lesió (l'esquinç del complex lateral lligamentós), les situacions de risc que poden influir en ella i les conseqüències que se'n poden derivar.

## **1.1 Anatomia del turmell**

El *conjunt ossi* que conforma l'extrem distal de la tibia i el peroné, i la cara superior de l'astràgal s'anomena turmell. S'organitza en dues articulacions, la talocrural (o conjunt tibioperoneal astragalí) i la tibioperoneal distal. Aquestes són les



encarregades de realitzar els moviments del peu en les 3 dimensions de l'espai de manera combinada [1,7,8].

A *nivell muscular* es descriuen els músculs extrínsecs del peu, dividits en dos grans grups de músculs, els anomenats propis del turmell, i els propis dels dits del peu. En el primer grup parlarem dels músculs tibial anterior i tercer peroneal, i del tríceps sural, encarregats de les accions de flexió plantar i dorsal del turmell, i dels músculs peroneals (llarg i curt) i del tibial posterior, responsables de les accions de supinació i pronació del peu. Pel què fa el segon grup de músculs, els propis dels dits del peu, parlem dels extensors dels dits i l'extensor propi del dit gros, els flexors dels dits i el flexor propi del dit gros, contribuint també a la funció de flexió plantar i dorsal del turmell, a part de l'acció pròpia de flexió i extensió dels dits [1,8].

A *nivell lligamentós* es descriuen de manera principal: el lligament peroneal astragalí anterior (LPAA), el lligament peroneal calcani (LPC) i el lligament peroneal astragalí posterior (LPAP) per la cara lateral del turmell; el lligament tibioperoneal anterior (LTPA) i el lligament tibioperoneal posterior (LTPP), per la cara anterior i posterior de l'articulació tibioperoneal distal i el lligament deltoïdal per la cara interna del turmell [7,9]. A part dels elements lligamentosos, altres estructures fascials proporcionen estabilitat a l'articulació, com són la membrana interòssia (situada entremig de la tibia i el peroné), els retinacles dels peroneals (lateral) i dels flexors (medial) del turmell, i per últim la càpsula articular [8]. De tots ells, el complex lateral del turmell és el que registra el major número de lesions que es descriuen al turmell (92,8%, segons Starkey [4]).

El LPAA es troba 45° inclinat en el pla frontal, amb unes mesures aproximades d'entre 6 i 10 mm d'ample, 20 mm de llarg i 2 mm de gruix [7,9,10], íntimament relacionat amb la càpsula articular. La seva funció és la de limitar el desplaçament de l'astràgal anteriorment i els moviments de flexió plantar i supinació. És el lligament més dèbil de tots, essent el més propici a lesionar-se, ja que aquest lligament es veu afectat en més del 80% dels esquinços de turmell [9-12].

El LPC és un lligament ovalat, que mesura aproximadament entre 4 i 8 mm de diàmetre i 20 mm de longitud [9,10]. Limita els moviments de supinació i rotació interna del peu, i està directament relacionat amb la musculatura peroneal lateral.

Aquesta és la segona estructura del turmell que registra major número de lesions [7,9,12].

El LPAP és el més posterior dels 3. Té una forma trapezoïdal, de 30 mm de longitud aproximadament, 5 mm d'amplada i 5-8 mm de gruix [10]. Aquest és el que es lesiona amb menys freqüència, i només representa el 12,3% de les lesions d'aquest complex lateral [12].

És interessant destacar que les lesions lligamentoses no solen esdevenir de manera aïllada, sinó que tal i com van descriure Swenson et al. [12], les porcions lligamentoses se solen lesionar seguint la següent seqüència: LPAA de manera aïllada en un 39,9% del total, LPAA conjuntament amb el LPC en un 19,1% de les ocasions, LPAA junt amb el LTPA en un 9,2% de les lesions totals, LTPA de manera aïllada en un 6% de les lesions descrites, els 3 lligaments del complex lateral conjuntament en un 4,4% del total de les lesions i el lligament deltoïdal en un 2,6% de les ocasions. Tenint en compte aquestes dades, es pot observar que el LPAA es veu afectat en més del 72% de les lesions que succeeixen d'aquest tipus [12].

L'estabilitat articular, però, no depèn exclusivament de la congruència articular del complex del turmell ni de la restricció lligamentosa que aquests elements puguin proporcionar, sinó que es dona especialment per l'estabilitat dinàmica que es realitza a través de l'activitat de la musculatura, tant intrínseca com extrínseca de l'articulació. Aquesta estabilitat proporcionada pels elements actius es descriurà més endavant en el punt 1.5 d'aquest capítol, i a partir d'aquest moment l'anomenarem *stiffness*.

## **1.2 Factors de risc de l'esquinç de turmell**

Intentar determinar un *gold standard*, una regla d'or estàndard i de referència per tal de definir els factors de risc absoluts que poguessin predir la possibilitat de patir un esquinç de turmell no es pot considerar una teoria factible, ja que segons Witchalls et al.:

"...el risc de lesió al turmell depèn de múltiples variables, és poc probable que s'estableixi un únic algorisme de predicció clínica per determinar el risc de lesió al turmell" [13].

Per tant, es pot considerar que la lesió al turmell és multifactorial. Tot i les discrepàncies que existeixen en la definició d'aquests factors, i que a continuació es descriuran, hi ha certes característiques comunes entre les persones lesionades del turmell com a conseqüència d'un esquinç:

- Alteració de l'equilibri o estabilitat postural.
- Capacitat de resposta de la musculatura del turmell.
- El nivell de condició física.
- Els graus de mobilitat articular i flexibilitat de les estructures locals.
- Altres

De totes aquestes però, l'alteració de l'equilibri i l'activitat muscular del turmell són les característiques més acceptades per la comunitat científica actualment.

### ***1.2.1 Alteració de l'equilibri o estabilitat postural***

L'alteració de l'equilibri o de l'estabilitat postural és el factor més acceptat per part de la majoria dels autors [14–16]. La seva alteració ha estat avaluada tradicionalment mitjançant diversos tests creats amb aquesta finalitat (test de Romberg, anàlisi de l'evolució del centre de pressions (COP) en una plataforma de forces, test del flamenc, etc.). Sembla que l'alteració de l'equilibri és una característica que comparteixen els pacients que demostren una inestabilitat crònica del turmell, cosa que es relaciona amb un pobre control de l'estabilitat [14–19].

### ***1.2.2 Capacitat de resposta de la musculatura del turmell***

Un altre element descrit com a factor de risc és la capacitat de resposta muscular que presenta la musculatura pròpia del turmell, essent els músculs relacionats amb la inversió i l'eversió del peu els més estudiats [16,18–20]. Si bé seria indicat pensar que una alteració en el control de l'estabilitat dinàmica del turmell podria representar un factor de risc a l'hora de patir un esquinç de turmell, no tots els estudis concorden en aquest fet. Willems et al. [21,22] van descriure, en ambdós estudis, la disminució en la capacitat de realitzar força dels músculs flexors dorsals del turmell i una activació ràpida del múscul tibial anterior en els nois com un factor de risc, en canvi no ho van definir així per les noies. Per la seva part, Fong et al. [23] van exposar com a factor de risc l'existència d'un augment de la força en els

músculs evertors del peu, mentre Beynnon et al. [16] en la seva revisió, van concloure que la resposta motora de la musculatura pròpia del turmell es veia alterada en els pacients amb un historial d'esquinç de turmell previ degut a un dèficit neuromotor. També van defensar la idea que la relació de força existent entre la musculatura agonista i antagonista de les accions d'inversió i eversió del peu, i entre la flexió plantar i dorsal del turmell, no es podia considerar un factor de risc per patir un esquinç de turmell. D'aquesta mateixa manera, Konradsen i Ravn [18], tot i trobar retards en la primera activació (*onset*) de la musculatura peroneal, es van qüestionar si aquest podia ser el motiu real de l'existència de l'alteració de l'equilibri, i en conseqüència, ser un factor de risc per patir aquesta lesió al turmell.

En canvi, Kaminski i Harstell [24] van considerar que no existia cap relació entre el dèficit de força de la musculatura del turmell i la inestabilitat crònica de turmell. Tampoc Hiller et al. [15] van notar que el temps de reacció de la musculatura peroneal, en concret el seu retard en certes accions concretes pogués representar un augment en el risc de patir un esquinç de turmell. Altres autors tampoc han pogut determinar que una alteració en l'activació o en la capacitat de realitzar força dels músculs peroneals representi un factor de risc per l'esquinç de turmell [13,21,25-28].

### **1.2.3 Nivell de condició física**

Willems et al. [22] van observar en un estudi retrospectiu, que els nois que havien mostrat pitjor nivell en els tests de condició física realitzats en l'àmbit educatiu (equilibri, velocitat de cursa i funció cardiovascular), havien tingut una major incidència en els esquinços de turmell. En canvi, no van constatar cap relació en el cas de les noies [21].

### **1.2.4. Els graus de mobilitat articular i flexibilitat de les estructures locals**

Una altra característica a considerar és la rigidesa que les estructures tenen. En aquest cas, el fet de tenir menor recorregut articular en l'acció de la flexió dorsal del peu i tenir una major extensibilitat de l'articulació del primer metatars cap a l'extensió, van ser característiques comunes que es van poder observar en la mostra observada per Willems et al. tant en la mostra masculina [22] com per la

femenina [21]. En canvi però, per Hiller et al. [15] els graus de mobilitat articular observats no van significar cap augment en les possibilitats de patir un esquinç de turmell, com tampoc ho és la hiperlaxitud articular hereditària [23].

### **1.2.5 Altres factors**

Dins d'aquesta categoria general hi podem trobar certes característiques que també s'han descrit com a factors de risc per patir una lesió del tipus esquinç al turmell, com són: mostrar una inestabilitat de la congruència articular i de les seves estructures passives [14,29], no haver realitzat un treball de rehabilitació neuromotora després de patir un esquinç de turmell [14,29], tenir una forma ampla del peu [23], estar sotmès a alta exigència esportiva [23] i tenir sobrepès [23].

Tot i així, altres característiques intrínseques que els autors han considerat que no es poden classificar com a factors de risc són: l'estructura morfològica del peu [23], el gènere [5,23], l'alçada i el pes [5,6,21], i l'edat [5].

## **1.3 Conseqüències posteriors a la lesió**

### **1.3.1 De caràcter estructurals**

S'han descrit diverses alteracions com a conseqüència d'haver patit un esquinç de turmell. Segons Safran et al. [14] en les lesions del tipus esquinç de turmell existeix una lesió del nervi peroneal superficial en el 80% dels casos estudiats. De fet, si el lligament que resulta lesionat de manera més freqüent és el LPAA, i aquest està íntimament relacionat amb la càpsula articular, es pot considerar factible l'existència d'una relació entre la lesió lligamentosa i el dany de les fibres nervioses de la regió [30], fet que podria comportar un alentiment de la resposta muscular davant una agressió sobtada per dèficit en la conductivitat nerviosa. Benchortane et al. [31] van descriure les diferents alteracions estructurals que va patir una pacient després de diversos esquinços de repetició, constatant l'existència d'un engruïment del nervi peroneal al seu pas a nivell del coll del peroné, així com un augment de la massa grassa de la musculatura peroneal. Hertel [32] i Wilkerson i Nitz [33] també van observar una relació directa entre la lesió estructural posterior a la lesió del turmell i l'alentiment de la conducció nerviosa, segurament per la pròpia inflamació neurogènica de la lesió, la segregació de neurotransmissors del

tipus substància P i histamina (propis de la sopa inflamatòria) en la fase aguda de la lesió. Tot i que aquests símptomes remeten passades les 6-12 setmanes de la lesió aguda [28], aquestes característiques temporals esdevenen, per la clínica mostrada, un factor de risc en sí mateix.

Les alteracions que s'han definit de manera més evident i que es produeixen com a conseqüència de patir un esquinç, o diversos esquinços de repetició, són les següents:

- alteracions en el control postural i l'equilibri [15,25].
- inestabilitat funcional (IF) del turmell (o la sensació que descriuen els pacients que l'articulació "té joc" -en anglès "give way") [30,34].

Aquests dos dèficits, precisament, són els que, com s'ha descrit anteriorment, coincideixen a representar un alt risc per l'esdeveniment d'un esquinç de turmell. Per tant, tenir un historial clínic d'esquinç al turmell es considera per si mateix un factor de risc important; segons McKay et al. [5] multiplica per 5 les possibilitats de patir un esquinç, respecte la població sana i Witchalls et al. [13] van establir la següent fórmula per determinar aquest risc:

*Risc de patir una lesió al turmell = risc de patir lesió per 1a vegada \* risc de recidiva*

### **1.3.1.1 Inestabilitat funcional del turmell.**

Freeman [34] va ser el primer en descriure aquest terme que avui dia s'utilitza per explicar la inestabilitat dinàmica percebuda a nivell del turmell, més relacionada amb una coordinació muscular deficitària que no amb una alteració mecànica pura de l'articulació. És a dir, fa referència a una alteració de la capacitat de cocontracció de la musculatura agonista-antagonista, segurament com a conseqüència de la lesió patida. Freeman ho va descriure de la següent manera: "En aquells pacients que es queixen que el seu peu tendeix a "tenir joc", però en els quals el turmell és estable en el test d'estrès sota imatge radiològica, és evident que existeix algun altre procés patològic, més enllà de la inestabilitat mecànica" [34]. Per tant, d'aquesta definició es pot deduir que Freeman parlava d'una alteració sensitiva dels receptors articulars, més que no d'una incongruència anatòmica articular. Tal i com va observar Hertel en la seva revisió [7], algunes de les disfuncions observades

posteriors a un esquinç de turmell són generades precisament per una alteració dels mecanoreceptors articulars. D'aquesta manera el control neuromuscular es veu alterat per un dèficit de les aferències sensibles locals i per la dificultat de coordinar una correcta cocontracció muscular del parell de forces que actuen a nivell del turmell.

Així Rosenbaum et al. [20] van diferenciar els pacients amb inestabilitat funcional del turmell dels pacients amb inestabilitat mecànica objectivable del turmell a través de la realització d'una radiografia forçada d'estrès mecànic, a partir de la qual es podia observar una supinació del peu  $>7^\circ$  i un desplaçament anterior del tars  $>7\text{mm}$ , en comparació amb el peu contra lateral del propi pacient. Els pacients amb una inestabilitat funcional del turmell, en canvi, només van expressar una sensació subjectiva de debilitat muscular i manca de sensació propioceptiva. D'una manera similar Bullock-Saxton [35] va descriure una disminució de la percepció sensitiva de la musculatura del turmell davant un estímul de vibració, per aquells pacients que havien patit un esquinç de turmell previ.

Aquest fet provocarà que l'individu que pateix aquesta IF, percebi la musculatura del turmell com a dèbil, i mostri una certa tendència a interpretar erròniament la resposta adequada quan apareix una alteració de l'homeòstasi articular [20].

### ***1.3.1.2 Alteracions en l'activitat muscular***

En relació a aquests factors, un dels elements habituals d'estudi és el temps transcorregut per a la resposta muscular davant una agressió sobtada de l'articulació, i la capacitat de realitzar força en les accions d'inversió i eversió del peu. Segons això, Kaminsky i Harstell [24] no van trobar cap relació directa entre un dèficit evident en la capacitat de desenvolupar força per la musculatura pròpia del turmell i l'existència d'una inestabilitat crònica al turmell, tot i que van insistir en la necessitat de mostrar una bona coordinació muscular com a element clau en el control articular, més que no el nivell de força disponible. Harstell i Spaulding [27] van estudiar la capacitat de desenvolupar força de la musculatura del turmell en pacients que havien patit esquinços repetidament. Van observar una lleugera disminució de la força general dels grups musculars del turmell (encarregats de l'acció d'inversió i eversió del peu), però en canvi la ràtio de força excèntrica/concèntrica (E/C) entre els parells de forces de la musculatura del turmell no es va veure alterada de manera significativa en comparació al grup de

control. Aquest fet va reforçar la hipòtesi que els pacients amb turmells inestables no havien de mostrar necessàriament una alteració en la capacitat de generar força en règim concèntric en relació amb l'excèntric. Kaminski et al. [36] també es van interessar per la relació existent entre l'activitat de la musculatura inversora i eversora del turmell en els individus prèviament lesionats, i van intentar millorar aquesta relació utilitzant un protocol d'entrenament de 6 setmanes de durada. Al final del tractament, van observar que no existien diferències significatives entre la relació del registre màxim de força inversora i el valor màxim de força eversora estudiat.

Aquestes dades ens poden indicar que la millora de les estratègies per la prevenció dels esquinços de turmell no es relaciona de manera directa amb la capacitat de realitzar força de manera analítica.

### ***1.3.1.3 Altres repercussions en forma de lesió***

Com a conseqüència de la lesió al turmell de tipus esquinç, es poden observar altres lesions que esdevenen posteriorment, com són:

- una sinovitis articular en un 10-30% dels casos [23]
- rigidesa articular [23]
- artritis [23]
- lesió de l'articulació subastragalina [7,23]

En conseqüència, les alteracions motores descrites anteriorment i la manca de control motor secundari a la lesió, esdevenen un dels majors factors de risc per patir recidives de la lesió [5,16,31] i segons Baumhauer i O'Brien [11], entre el 15-20% d'aquests pacients poden derivar en una intervenció quirúrgica reparativa.

### ***1.3.2 De caràcter econòmic***

Cal també tenir present la despesa econòmica que l'esquinç de turmell i les seves recidives representen. Hupperets et al. [37] van analitzar el cost econòmic que aquesta lesió representava per la societat holandesa. En el seu estudi van comparar la despesa generada durant el seguiment d'un any per la mostra seleccionada, distribuïda entre un grup control i un grup d'intervenció, el qual va realitzar 8 setmanes d'un protocol de treball neuromotor. La diferència econòmica que va representar un atleta lesionat del grup control respecte un atleta lesionat del grup



d'intervenció la van xifrar en 332 € , essent una despesa de 117 € / atleta lesionat del grup estudi i 447 € / atleta lesionat del grup control. Així van quantificar un estalvi econòmic d' aproximadament 36 milions d'euros en la sanitat holandesa en el cas que els pacients atesos per aquesta lesió seguissin un protocol de propiocepció a domicili, a part de les cures ambulatories protocol·litzades.

En un altre estudi similar, McGuine i Keene [38] van fer el seguiment de les lesions esdevingudes en diversos equips universitaris de lligues de futbol i bàsquet, durant un any. En aquest seguiment van distribuir la mostra de control i la mostra d'estudi de manera aleatòria, i aquesta mostra d'estudi va realitzar un protocol d'entrenament neuromotor, a part del seu entrenament diari. Les dades obtingudes en aquest estudi van mostrar que la realització d'un protocol d'entrenament neuromotor podria arribar a representar un estalvi de 26 milions de dòlars en despesa directa del sistema sanitari americà, i un estalvi de 380 milions de dòlars en les despeses indirectes generades, tenint en compte la població total que representaven tots els jugadors de les lligues en tots els estats americans.

A nivell de l'estat espanyol, i segons va recollir Calvo [39], els pressupostos de l'Estat Espanyol de l'any 2011 van destinar un total de 11.580 milions d'euros per fer front als subsidis i prestacions d'ajuda derivats de les incapacitats físiques a nivell laboral. En el seu estudi va recollir un total de 55 patologies que de manera més habitual registren baixes laborals. D'aquestes només 7 es localitzaven a l'extremitat inferior, essent l'esquinç de turmell una d'elles. En aquesta classificació, van determinar que la duració estàndard d'incapacitat temporal descrita per un esquinç de turmell és de 36 dies hàbils. Sense poder quantificar quina és la repercussió econòmica que això pot comportar a l'Estat, és evident que la prevenció, o un millor tractament de rehabilitació podria disminuir aquesta durada, i implicar un estalvi econòmic en aquest sentit.

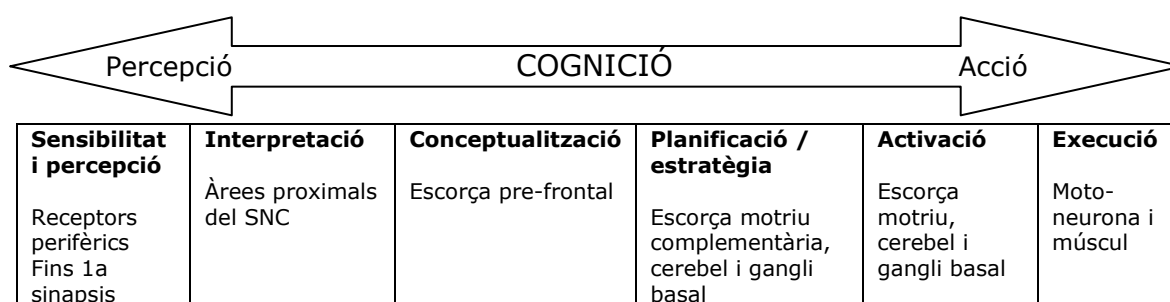
#### **1.4 La propiocepció i el control motor**

Tal i com va descriure Sherrington al 1906 en el seu tractat: "*The integrative action of the nervous system*" [40], el sistema propioceptiu és només un dels elements a tenir en compte en el control de la postura i el moviment. Segons es va relatar en aquest tractat, existeixen diferents receptors sensorials, ja sigui a nivell superficial (sistema exteroceptor), muscular (propioceptors), a nivell del l'òida intern (sistema

vestibular), etc. Tots ells utilitzen una via ascendent aferent cap a la zona més alta del sistema nerviós central, que és l'escorça cerebral [40].

Tot i que actualment es parla de manera indistinta de control motor i propiocepció, cal puntualitzar la definició dels dos conceptes. El terme propiocepció, o receptor propioceptiu, fa referència a un dels elements implicats en el control de la posició i l'equilibri de l'individu, a través de la informació sensitiva que aquests receptors locals poden enviar via neurona aferent a l'escorça cerebral [40-43]. Quan es fa referència al control de l'equilibri i en conseqüència, al control motor, cal pensar més enllà d'aquesta aferència sensitiva d'informació, i es tradueix en la capacitat d'adaptació de la resposta del sistema neuromuscular per tal de mantenir l'equilibri davant de qualsevol alteració d'aquest.

Per això, en referència al control motor, es parla d'un procés que té la següent seqüència: un receptor sensitiu percep l'alteració de l'homeòstasi (ja sigui mecànica, tèrmica, química, visual...) a nivell superficial, de manera externa o interna a l'organisme, i existeix una transmissió d'aquesta informació per la neurona corresponent cap al sistema nerviós central (SNC) (aferència). Aquesta informació s'interpreta i es processa a través de la regió del SNC corresponent, que desencadena una resposta eferent adequada a l'estímul, i finalment s'activa la musculatura corresponent que realitza l'acció indicada [33,42] (Figura 1).



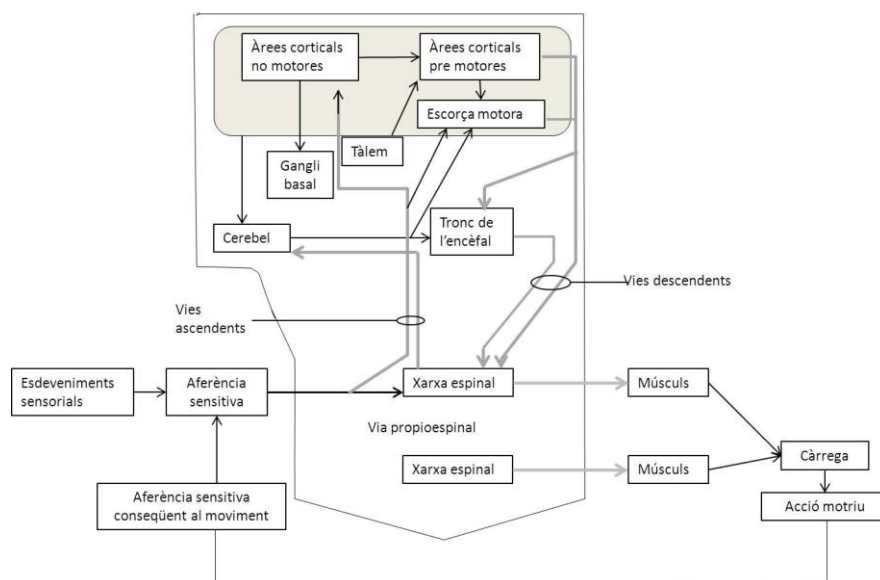
**Figura 1:** Procés cognitiu que s'esdevé des de la percepció sensitiva a la resposta motriu. Reproduït amb permís a partir de: Shumway-Cook, A., Woollocott, M. Motor control: translating research into clinical practice. 2012

En aquest procés cal tenir en compte sobretot la integració que el SNC fa de la informació aferent rebuda i la modulació de la resposta per part d'aquest, ja sigui a nivell d'escorça motora per les tasques complexes, la part baixa del cervell

(cerebel) per les tasques amb menor nivell de complexitat, o la medul·la espinal per les reaccions simples (reflexes) [42–45].

### 1.4.1 Jerarquia de control de les accions del SNC.

L'escorça cerebral, amb les seves diferents àrees corticals, és l'encarregada de processar les informacions que requereixen una resposta motriu voluntària conscient, prèviament apresada i adquirida, alhora que també emmagatzema informació adquirida a través de la resposta d'acció que realitza la part caudal del cervell davant els seus estímuls, creant patrons de moviment adquirits [43,44,46]. La part més caudal del cervell, especialment el cerebel però també el bulb raquidi i el gangli basal (de manera important el nucli caudat), són els encarregats del control del ritme motor de les activitats motrius, i d'enviar informació al còrtex motor per tal d'instaurar les habilitats motrius apresades [44,46,47]. Per últim, la medul·la espinal és l'estructura del sistema nerviós encarregada de les respostes dels reflexes motrius, generant, o inhibint l'acció d'un múscul o grup muscular [40,41,46] (Figura 2).



**Figura 2:** Jerarquia del SNC modificat amb permís de reproducció a partir de Shumway-Cook, A., Woollocott, M. Motor control: translating research into clinical practice. 2012

A nivell muscular es localitzen els receptors sensitius relacionats amb el control del to muscular, com són els fusos neuromusculars (FNM), sensibles als canvis de longitud del múscul, i controlats per la coactivació de la motoneurona  $\alpha$  (*alpha*) i la motoneurona  $\gamma$  (*gamma*), i els receptors sensitius de la tensió muscular, com són els òrgans tendinosos de Golgi (OTG). Aquests receptors (FNM i OTG) són els encarregats de transmetre la informació del nivell d'*stiffness* del conjunt articular [43,44,46].

Per altra banda, també cal considerar els altres sistemes implicats en el control de l'equilibri i la posició, com són el sistema visual i el sistema vestibular. Aquests són els encarregats, respectivament, d'aportar la informació sobre els elements externs de l'entorn i sobre la posició del cap respecte l'entorn [40–42,48]. Tot i que la participació coordinada dels tres sistemes, visual, vestibular i somatosensorial, són elements clau per a la percepció de la posició i l'execució d'una correcta resposta motriu adaptada a la pertorbació, no tots tenen el mateix nivell de participació en cada tasca. De fet, l'únic sistema imprescindible per tal d'aportar les aferències sensitives i executar la resposta motora indicada a la situació és el sistema somatosensorial o, si més no, el dèficit dels altres dos sistemes no impedeix l'execució de l'acció funcional corresponent [49–53].

A través de la repetició d'una acció motora i de l'aprenentatge adquirit per l'escorça cerebral a partir de les aferències rebudes, el SNC és capaç de generar un aprenentatge d'aquestes situacions i crear patrons de resposta motora predeterminats [41,45,47,54–59]. Aquest aprenentatge adquirit és el que permet activar una resposta determinada i concreta, de manera anticipada a la realització de l'acció motriu, a través de la contracció prèvia d'uns músculs seleccionats per aquell patró d'acció concret. Aquest mecanisme del SNC d'activació previ és el que s'anomena *Feedforward* [41,42,60–66].

Diverses finestres temporals han estat descrites dins del *Feedforward*, segons l'instant en què succeeix l'activació muscular i dependent del moment de la pertorbació.

En aquest sentit Santos et al. [67], Vedula et al. [68] i Krishnan et al. [63] van descriure:

- Els *Anticipatory Postural Adjustments* (APA), que esdevenen entre els -250 ms (previs) i els +50ms (posteriors) respecte el moment 0 (instant en què apareix la pertorbació que altera l'homeòstasi de l'individu) i que tenen com a objectiu fonamental l'activació de la musculatura responsable del manteniment i restitució de l'equilibri, convertint-se en un verdader mecanisme de protecció envers l'estímul agressor.
- Els *Early Postural Adjustments* (EPA), que succeeixen previs als APA, aproximadament entre els -500ms i els -400ms previs a l'acció generadora del desequilibri. El seu objectiu fonamental és realitzar una correcció prèvia de la posició del centre de gravetat de l'individu, no tant com a resposta de la pròpia agressió, sinó per tal de poder suportar millor l'activació muscular realitzada posteriorment pels APA.

Aquest tipus d'activitat muscular prèvia s'ha descrit per diversos autors amb anterioritat [58,60,62,63,67-69].

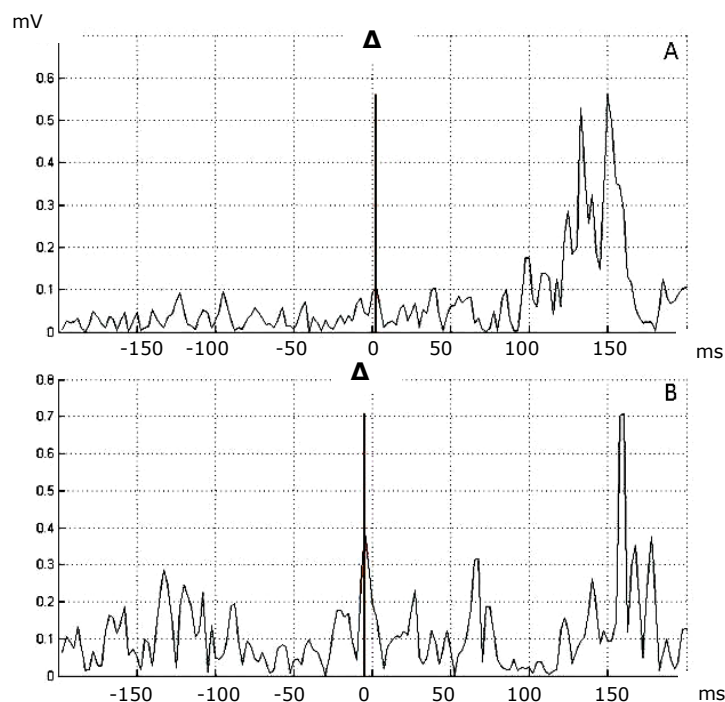
L'altre mecanisme fonamental en la correcció postural i del gest realitzat és l'anomenat *Feedback* [42,44,48,64,67,70-72]. Aquest mecanisme s'esdevé per la necessitat de regulació dels moviments lents i precisos, permetent l'ajust de l'acció motora a la tasca funcional realitzada. Igual que s'han descrit els EPA i els APA, en el moment posterior a la pertorbació es parla dels *Control Postural Adjustments* (CPA).

- Els CPA tenen lloc durant els instants posteriors a la pertorbació de l'homeòstasi, aproximadament entre els +50ms i els +200ms posteriors al moment 0, i es consideren un mecanisme de control del SNC per tal de mantenir, i restablir si cal, la posició del centre de gravetat (COG) dins la base de sustentació [58,62,63,67].

En aquest sentit, s'ha considerat que els dos mecanismes, *Feedback* i *Feedforward*, són presents en el control de l'equilibri de manera conjunta, però amb una relació inversament proporcional (Figura 3).

Quan l'acció de control a desenvolupar és coneguda o previsible, la contracció muscular del tipus APA és molt important, disminuint de manera considerable la resposta del tipus CPA; en canvi, quan l'agressió a l'estabilitat no és previsible, sinó

brusca i sobtada, com podria ser l'exemple d'una entorsis de turmell, la contracció realitzada per restablir l'estabilitat del COG ha de ser molt important, essent quasi inexistent els ajustaments del tipus APA, i molt important la reacció del tipus CPA [62,63,67,68,73].



**Figura 3:** Representació gràfica d'un senyal EMG estàndard amb l'esdeveniment d'una pertorbació de l'equilibri ( $\Delta$ ). En A s'observa una activitat major del tipus CPA (per no preavís) i en B una activitat més important del tipus APA que compensa el CPA (per situació previsible).

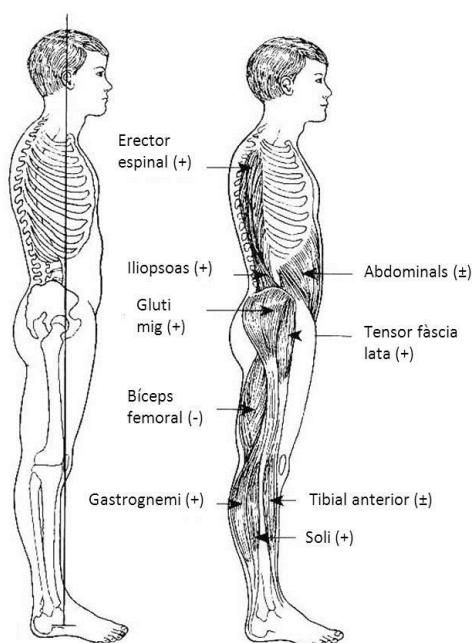
## 1.5 Concepte d'*stiffness* muscular

L'*stiffness* muscular es descriu com "el grau de resistència a la rotació que ofereix una articulació, gràcies al parell de forces oposades que es generen" [74]; és a dir, és el nivell de contracció tònica de la musculatura, que des d'un punt de vista del control postural, fa que el múscul sigui capaç de resistir-se a ser estirat [46], generant una contracció basal d'alerta que pot repercutir en un augment de la sensibilitat dels FNM davant el reflex d'estirament. Aquesta contracció pot facilitar, com a conseqüència, el fet d'obtenir una resposta més ràpida davant les pertorbacions de l'equilibri i un menor retard en el feedback de correcció articular [53,72].

Ja es troben referències a l'stiffness en el tractat de Sherrington [40], on va descriure l'estat tònic muscular com un element decisiu per la resposta correcta dels reflexes posturals. Des d'aleshores diversos autors [32,42,59,60,71,72,75,76] han fet referència a aquesta propietat del teixit tou, acceptant que té gran importància en l'estabilitat articular.

En l'actualitat, es considera que un alt nivell d'stiffness de la musculatura i, en conseqüència, dels teixits tous de l'articulació, pot facilitar una ràpida resposta muscular posterior a l'agressió que altera l'estabilitat, i així contribuir en una millor resposta de protecció davant qualsevol risc de lesió estructural [49,59,71,72,74,76].

En aquest sentit, els músculs que s'han descrit com a tònic posturals encarregats de mantenir un to de base correcte per tal de mantenir la postura són: soli, gastrocnemi, tibial anterior, isquiotibials, gluti mig, tensor de la fàscia lata, iliopsoas i erector espinal [46,77] (Figura 4).



**Figura 4:** Musculatura tònica que participa en el manteniment de la postura. Reproducció amb permís a partir de: Shumway-Cook, A., Woollocott, M. Motor control: translating research into clinical practice. 2012

## **1.6 Protocols d'entrenament neuromotor.**

Freeman va ser un dels primers autors que va descriure i aplicar protocols de treball per tal de millorar el dèficit propioceptiu mostrat en els individus prèviament lesionats. En el seu estudi titulat "*The etiology and prevention of functional instability of the foot*" [30] van comprovar una millora en el dèficit propioceptiu i en la inestabilitat funcional en aquells pacients que havien seguit un protocol basat en exercicis de coordinació, entre ells el que avui en dia es coneix com *el plat de Freeman*. De fet l'entrenament neuromotor és el tractament que s'ha acceptat de manera més àmplia per la rehabilitació i/ o prevenció de les lesions vinculades a dèficits del control de l'equilibri i la posició. En l'estudi Konradsen et al. [78] van demostrar que la capacitat de resposta dinàmica de la musculatura del turmell quedava inalterada quan aplicaven un agent anestèsic a nivell dels receptors articulars de l'articulació, essent els propis receptors musculars els que podien compensar els dèficits articulars dels elements passius, i justificant així la necessitat de l'entrenament propioceptiu sota qualsevol circumstància real o potencialment lesiva.

S'han realitzat molts estudis sobre l'efectivitat de diversos protocols d'entrenament neuromotor, especialment vinculats a una població físicament activa, amb resultats diversos. En un estudi realitzat sobre una mostra de jugadors de voleibol, Stasinopoulos [79] va determinar que l'entrenament de les habilitats tècniques específiques de cada esport va esdevenir el mètode més efectiu per disminuir les lesions dels jugadors avaluats, més inclús que la realització d'un entrenament convencional de treball neuromotor o la utilització d'embenats funcionals. Altres autors van estudiar la relació existent entre la realització d'un protocol d'entrenament neuromotor i la prevalença de l'esquinç de turmell. Així Verhagen et al. [80] van seguir el desenvolupament de 2 temporades esportives de jugadors de voleibol, observant el resultat obtingut per l'aplicació d'un protocol de propiocepció sobre un grup experimental. Tot i que no van trobar diferències significatives pel que fa l'exposició de la lesió, i tant el grup de control com el grup d'intervenció van registrar lesions a l'extremitat inferior, sí que el grup experimental va tenir uns registres sensiblement menors que el grup de control. Per la seva banda, Cumps et al. [81] van proposar un protocol de 22 setmanes d'entrenament propioceptiu amb una freqüència de realització de 3 dies a la setmana, d'aproximadament 10 minuts de durada, i van seguir els jugadors de 6 equips de bàsquet al llarg d'una temporada esportiva. En aquest protocol es van incorporar també exercicis



relacionats amb les habilitats específiques de l'esport igual que en l'estudi realitzat per Stasinopoulos [79]. Tot i que la intervenció va resultar no ser significativa, la ràtio d'incidència de lesió pel grup experimental va ser inferior respecte a la del grup de control (1'19 / 1000 vs. 3'54 / 1000). Emery i Meewisse [82] van realitzar una proposta similar en el seu protocol de treball, duent a terme 20 setmanes d'entrenament específic en una població formada per jugadors de futbol, durant els 10 minuts primers de la sessió, i realitzant també una pauta de treball a domicili pels components del seu grup experimental, durant una temporada esportiva. Igual que en estudis anteriors [79,81], la ràtio de prevalença d'esdeveniment de la lesió pel grup experimental va ser sensiblement inferior (2'08 / 1000 exposicions / atleta) respecte a la del grup de control (3'35 / 1000 exposicions/atleta). Una dada important d'aquest estudi que cal posar de manifest és que menys del 15% del participants del grup d'estudi van seguir la pauta domiciliària d'exercicis proporcionats. També cal mencionar altres estudis similars, els quals van xifrar la disminució de la incidència de la lesió del tipus esquinç de turmell en un 38% [38] i un 35% [83].

Tot i així, els resultats obtinguts en la revisió que van realitzar O'Driscoll i Delahunt [84] sobre l'efectivitat dels protocols d'entrenament propioceptiu, van mostrar una limitada-moderada evidència al fet que l'execució d'un protocol de propiocepció pugui generar millores en l'habilitat de mantenir el control dinàmic de l'estabilitat postural i en la percepció de la posició del peu a l'espai, i una limitada evidència de l'existència de millores en el control estàtic de la postura, de la capacitat de reposicionar el peu de manera passiva, de la millora de la força isomètrica de la musculatura relacionada amb el turmell, de la velocitat en la resposta de la musculatura, i de la disminució de les recidives de la lesió. Totes aquestes troballes les van vincular a la dificultat de trobar estudis no esbiaixats i en la dificultat de poder reproduir els estudis analitzats, ja que com s'ha dit anteriorment, l'esquinç de turmell és una lesió d'origen multi factorial [13,84]. Igualment, la revisió que van dur a terme Postle et al. [85] tampoc va aportar significació per la disminució de les recidives dels esquinços de turmell pels individus que van seguir un protocol de propiocepció, tot i que van poder mostrar millores subjectives pel què fa la sensació d'instabilitat funcional. Segons aquesta revisió els diferents protocols de propiocepció avaluats mostraven una alta variabilitat en la seva durada, tant per la freqüència setmanal d'entrenament (entre 1 dia a la setmana i 7 dies a la setmana) com en la seva durada en el temps (des de 4 setmanes a 22 setmanes).

## 1.7 Equilibri i control postural

Si bé és cert que els termes equilibri i control postural tenen un alt grau de relació i s'acostumen a utilitzar de manera indistinta, cal definir cadascun d'ells i els elements que els conformen. La postura fa referència a l'orientació que qualsevol segment corporal pren en relació a la projecció vertical del centre de gravetat. L'equilibri en canvi descriu la postura dinàmica que el cos pren per tal de prevenir la caiguda o la pèrdua de l'equilibri [86]. Per tant, la postura estarà directament relacionada amb la força de la gravetat i amb el seu caràcter vectorial (magnitud, direcció, sentit i punt d'aplicació), en canvi en l'equilibri hi intervé qualsevol força de l'entorn exterior i la pròpia inèrcia dels segments corporals.

En la relació d'aquests dos conceptes es descriuen els següents elements propis de l'estudi de l'equilibri:

- Centre de Masses (COM): Variable passiva que caracteritza la posició del cos respecte el vector vertical, i indica el punt equivalent del total de massa corporal en el sistema global de referència (3D) [86–89].
- Centre de Gravetat (COG): Projecció del COM respecte el vector de la gravetat en relació amb el terra [86–89].
- Centre de Pressions (COP): Punt d'aplicació del vector de reacció del terra, on es representen la resultant de totes les forces que actuen entre un cos i la seva base de sustentació [86–88] (Figura 5).



Figura 5: Imatge estàndard del registre del COP d'un participant.

Gràcies a l'estudi de l'evolució temporal d'aquestes variables, es va poder determinar que el COP i el COM interactuen de tal manera que el SNC sempre intenta mantenir-los dins la base de sustentació de l'individu per tal de conservar l'equilibri. Si bé els autors coincideixen a afirmar que el SNC sempre buscarà l'estratègia neural de menor consum energètic per preservar l'equilibri [46,90-92], encara no s'ha pogut determinar com es gestionen les diferents estratègies que el sistema neuromusculoesquelètic estableix per cadascuna de les seves intervencions. Winter [88] va descriure una equació per tal de poder explicar aquest mínim desgast energètic, segons la qual:

$$\text{Eficiència mecànica} = \frac{\text{treball mecànic (intern + extern)}}{\text{cost metabòlic} - \text{cost metabòlic en repòs}}$$

Tot i així, s'han descrit dues estratègies bàsiques per tal d'explicar el control de l'equilibri, com són l'estratègia del turmell (o pèndol invertit), i l'estratègia del maluc (o doble pèndol invertit).

### ***1.7.1 Estratègia del pèndol invertit***

En aquesta estratègia es considera l'articulació del turmell, i la seva musculatura, com els principals responsables d'activar els mecanismes pel manteniment de l'equilibri, actuant en el mateix sentit que la resta del cos. Aquesta es dóna especialment per situacions de control postural en el pla sagital. Quan l'individu percep una alteració de l'equilibri en la direcció posterior del COG, la musculatura flexora plantar del peu actua per contrarestar aquest desequilibri, i genera una sèrie de sinèrgies de cocontracció de la musculatura de la cara ventral i dorsal de la cama, per tal de compensar aquests desequilibris [46,60,71,72,90,93].

### ***1.7.2 Estratègia del doble pèndol invertit***

Aquesta estratègia considera que el mecanisme d'acció per contrarestar el desequilibri s'origina per una acció de la pelvis, i combina els elements actius de les dues articulacions (pelvis i turmell), en sentit contrari i direcció cranio-caudal. Es considera que aquest control proximal es dóna quan la base de suport és estreta, per tant quan la tasca d'equilibri és més complexa, i que aquesta estratègia té una menor despesa energètica pel què fa el SNC, i per tant és més eficient [46,60,86,91,92]. Alguns estudis, però, van justificar l'existència d'aquesta

estratègia descartant la pròpia del turmell, ja que es va considerar que la resposta del conjunt articular del turmell era insuficient per poder explicar les respostes d'equilibri de l'individu davant una alteració, i per això calia estudiar altres possibilitats d'actuació [60,66].

Tot i així, ningú ha pogut determinar encara quin és el mecanisme que activa cadascun dels dos patrons descrits, ni tan sols si aquests són els únics, tot i que siguin els que s'han acceptat de manera més àmplia. Per exemple, de Freitas et al. [94] van avaluar la resposta d'equilibri que l'individu generava immobilitzant el turmell, el genoll, el maluc, i la zona lumbar, realitzant diferents combinacions entre elles, i la situació que va repercutir en un pitjor equilibri postural en el pla sagital va ser la immobilització conjunta de les regions del genoll, el maluc i la zona lumbar; en canvi va esdevenir un millor control postural en el pla frontal precisament amb la mateixa immobilització. També Hsu et al. [90] van considerar que l'acció del SNC sempre s'encamina a sol·licitar les estructures afectades per una acció sinèrgica, i que per tant l'explicació de l'equilibri a través de les estratègies de maluc i de turmell esdevé massa simple. Tots dos estudis, conjuntament amb el de Gatev et al. [60] van estimar que l'estratègia que millor podia descriure les diferents accions pel control de l'equilibri és conseqüència de la redundància informativa que les diferents articulacions de la cama, així com el tronc, poden aportar al SNC per gestionar la resposta motora més indicada [60,90,94]. Sigui com sigui cal destacar l'estudi realitzat per Li et al. [95] en el qual van poder observar que en l'estimulació elèctrica del nervi sural al seu pas pel turmell es va detectar activitat elèctrica, amb les mateixes característiques que la resposta de tipus reflex muscular, en els músculs gluti mig i soli homolaterals a la cama estimulada, ampliant encara més la idea de la interconnexió important entre els esdeveniments que succeeixen a nivell distal de l'extremitat inferior i la seva regió més proximal.

### ***1.7.3 Debilitat muscular en alteracions de l'equilibri***

Malgrat no es pugui determinar de manera exacta com es gestionen les diferents estratègies que originen les reaccions musculars generades pel manteniment de l'equilibri, sí que s'han estudiat les alteracions que es deriven a nivell proximal de la cadena (musculatura pròpia del maluc) quan existeix una lesió a nivell distal d'aquesta (el turmell), així com també com les alteracions del registre electromiogràfic (EMG) de la musculatura proximal de la pelvis, pot afectar el propi

equilibri. Diversos autors van descriure una disminució en l'activitat EMG de la musculatura abductora de la pelvis en aquells pacients que havien patit alguna lesió a nivell del turmell [35,96–98].

Un altre aspecte que cal tenir en compte pel control de l'equilibri és el nivell de fatiga muscular. Aquest és un altre dels elements que poden influir en la capacitat de resposta muscular davant les interrupcions de l'equilibri, i és precisament la fatiga muscular a nivell de la musculatura de la pelvis la que sembla tenir més influència en aquest paràmetre. En aquest sentit són diversos els autors que han estudiat l'efecte que la fatiga de la musculatura de la pelvis pot generar en l'equilibri, constatant que a mesura que augmenta la situació de fatiga empitjora l'equilibri [53,99–102]. Aquesta fatiga muscular proximal sembla influir negativament en la capacitat de generar altres estratègies motores per restablir l'equilibri. En canvi, la fatiga muscular a nivell de la musculatura pròpia del turmell no semblaria tenir tanta influència sobre la capacitat de mantenir l'equilibri, ja que el SNC disposa d'altres articulacions proximals, que poden activar diverses sinèrgies musculars, i així produir la redundància informativa d'aferències necessàries pel control de l'equilibri [54, 101-103].

#### ***1.7.4 Aparellatge per l'estudi de l'equilibri***

##### ***1.7.4.1 Plataformes***

En l'estudi de l'equilibri i el control postural és l'instrument que s'ha utilitzat de manera més habitual. A través d'aquestes es poden analitzar diferents aspectes del comportament de l'individu respecte el seu entorn a partir de l'evolució del COP i les variables que d'aquest se'n deriven [72,103–105]. Aquest pot calcular-se gràcies a la captació i transformació de la informació proporcionada per un receptor, normalment una plataforma. Aquestes plataformes es componen d'un o diversos transductors, capaços de transformar un determinat impuls físic, ja sigui una força, una pressió o una vibració, en un senyal elèctric, per tal de ser monitoritzat i així posteriorment analitzat.

Existeixen diversos tipus de transductors que poden formar part d'aquestes plataformes. Entre ells destaquen els següents:

- *piezoelèctrics*, formats per cristalls, ja siguin naturals o sintètics, com el quars i el silici. Aquests cristalls es deformen quan reben una pressió, i en conseqüència generen un senyal elèctric [7,66,106,107].
- *capacitius*, el component principal és un condensador, que veu variada la seva capacitat a través de la pressió aplicada i gràcies al desplaçament de les seves plaques [60].
- *magnètics*, basats en la modificació que es produeix del camp magnètic quan es desplaça un cos en el seu interior [25].
- *resistius*, els quals es basen en la capacitat que tenen certs materials, com alguns metalls, plàstics i ceràmiques, a variar la seva resistència elèctrica quan es veuen sotmesos a una força externa [108,109].

Les plataformes són capaces de captar les variacions que es generen en el registre del COP, especialment per les variables derivades d'aquests, com són les modificacions en el sentit anteroposterior (A/P), les variacions en el sentit latero-medial (L/M), l'el·lipse que dibuixa l'àrea que ocupa el COP, l'orientació predominant del dibuix de l'el·lipse, l'oscil·lació de l'equilibri, etc. [103,108]. A partir d'aquestes variables registrades, i gràcies a la possibilitat de processar tots aquests registres, s'han pogut fer diversos estudis avaluant l'equilibri en condicions estàtiques i dinàmiques, entre les quals destacaria l'anàlisi de la marxa i la recepció del salt [25,60,62,66,69,86,110–112].

Un altre tipus de plataforma utilitzada per l'anàlisi de l'equilibri és l'anomenada *Biodex Stability System™ SD* (BSS). Aquest tipus de sistema es basa en una plataforma circular mòbil, que disposa de 12 nivells d'estabilitat, podent-la utilitzar des d'un punt de vista molt estable (nivell 12) o molt inestable (nivell 1). Aquesta plataforma pot oscil·lar fins a 20° en totes les direccions. A través del seu propi software és capaç de registrar i avaluar l'oscil·lació de l'individu estudiat, tant en l'eix X com en l'eix Y, així com el temps que l'individu ha restat en cadascuna de les posicions [113–116].

#### **1.7.4.2 Eines no instrumentades per l'estudi de l'equilibri**

S'han descrit diversos tests funcionals per l'estudi de l'equilibri, els quals no necessiten d'aparellatges externs i que resulten molt econòmics de realitzar, i senzills d'interpretar els resultats. D'entre aquests podem destacar:

- *Star Excursion Balance Test (SEBT)*. Per a la realització d'aquest test es dibuixa una estrella al terra, utilitzant 4 tires de cinta adhesiva, i separades entre sí 45° des del punt central. A partir d'aquí es demana a l'individu d'estudi que se situï en recolzament monopodal al mig de l'estrella. El test consisteix en tocar el terra amb la punta del dit gros del peu contra lateral, en cadascuna de les direccions de l'estrella, sense repenjar mai el pes del cos sobre aquest peu. Es registra en centímetres els punts de contacte amb el terra. Uns registres elevats impliquen un millor control de l'estabilitat i l'equilibri postural [117–120].
- *Escala de Tinetti*. Aquesta escala s'utilitza especialment per a la valoració de l'equilibri en l'àmbit geriàtric. Aquest test es divideix en 2 parts, una per la valoració de l'estabilitat i l'altra per l'estudi de la marxa, i del seu resultat se n'extreu el risc de caiguda de la persona estudiada. Un valor alt en el test de Tinetti implica menor risc de caiguda de la persona [121].
- *Escala d'equilibri de Berg (the Berg Balance Scale (BBS))*. Aquesta és una altra escala de valoració especialitzada per a la detecció de risc de caigudes de la població d'edat avançada. Puntuacions elevades en el test impliquen una bona estabilitat de l'individu [121,122].
- *Test del flamenc*. Test en el qual s'avalua la capacitat de l'individu de mantenir la posició estàtica de recolzament unipodal. Es considera que si l'individu és capaç de mantenir aquesta posició més enllà dels 30", el control de l'equilibri és correcte [121,123].
- *Foot and Ankle Disability Index (FADI) i FADI Sport*. L'escala de valoració FADI avalua de manera específica les limitacions funcionals generades directament a nivell del turmell i el peu, i de manera específica, la FADI Sport està dissenyada per a la utilització d'individus actius (a nivell esportiu). Una puntuació baixa és indicatiu d'alteracions funcionals importants [124].

### **1.7.5 Estudi de l'activitat muscular – electromiografia de superfície**

A través de l'electromiografia (EMG) es pot analitzar el reclutament dels potencials d'acció de la unitat motora d'un múscul concret, de manera que ens proporciona informació sobre les forces musculars que interactuen en una acció estudiada [88,125]. Els músculs en repòs es veuen activats a partir d'un potencial d'acció que genera canvis químics a la placa motriu i, en conseqüència, despolaritza la membrana postsinàptica. Aquest canvi de polarització de la membrana genera una

onada electromiogràfica, que augmenta segons se sumin unitats motores a l'activitat del múscul estudiat [43,77,88].

Per l'estudi correcte de l'EMG cal tenir en compte una sèrie de factors que poden distorsionar la recepció, i posterior interpretació del senyal elèctric. Per una banda es poden trobar una sèrie de premisses relacionades amb l'elèctrode i la superfície on s'emplaça, i uns altres elements propis de les característiques fisiològiques del múscul estudiat.

Dins del primer grup caldrà tenir en compte:

- La configuració i forma de l'elèctrode i les superfícies de captació de senyal elèctric, que segons les seves dimensions podrà ocupar un espai diferent i així rebre el senyal de més o menys fibres muscular [88,125].
- La distància existent entre l'elèctrode i la placa motora del múscul, que es relacionarà directament amb el temps implicat en rebre el senyal de despolarització [89,125].
- La col·locació de l'elèctrode sobre el múscul respecte els altres músculs contigus, per tal d'evitar l'efecte de *cross-talk*, és a dir, la interferència d'un altre múscul diferent a l'estudiat [88,89,125].
- Orientació longitudinal de l'elèctrode respecte les fibres musculars, que tindrà a veure amb la conductivitat nerviosa, per tant amb la capacitat de recepció de l'estímul muscular [125].
- La impedància d'entrada del senyal elèctric, en relació a interferències que la pròpia pell pugui oferir [88,89].
- Elements externs a l'elèctrode i l'individu, com aparells elèctrics, maquinària... que pugui crear interferències del senyal estudiat [88,89].

D'entre els elements que es troben fora del control dels investigadors, i que cal minimitzar la seva influència, es poden descriure els següents:

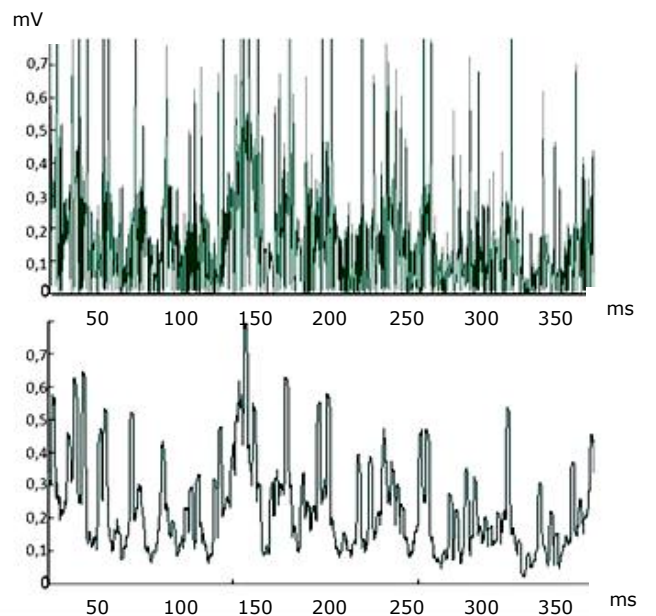
- Les propietats fisiològiques del múscul estudiat, com la quantitat de fibres motores que l'individu pot activar a la vegada, i el tipus de fibres musculars (aeròbiques / anaeròbiques), de la qual cosa en dependrà l'amplitud del senyal estudiat [125].



- La distància (en relació el pla) a la que es troben les fibres musculars estudiades respecte l'elèctrode, ja sigui per la quantitat i densitat del teixit subcutani, com per la localització de les fibres musculars actives [125].

Un cop registrada l'EMG, cal fer-ne el tractament de les dades per tal de poder ser estudiades. Els més habituals són la rectificació del senyal a valors absoluts, el filtratge per suavitzar-ne els valors més extrems, i qualsevol operació que incorpori la integració del senyal [88] (Figura 6).

Gràcies a la utilització de l'EMG es pot quantificar el comportament d'un múscul, per exemple per conèixer el seu moment d'activació respecte el  $t_0$  (moment inicial d'una acció motora), o bé per saber-ne la quantitat d'activació d'un múscul en una acció determinada. Per tal de conèixer aquesta activitat muscular per una acció concreta i un temps específic, s'aconsella utilitzar la variable anomenada root-mean-square (RMS), que representa el valor de la mitjana quadràtica de la senyal rectificada, així com també el valor rectificat de la mitjana aritmètica del senyal processat [77,89,125].



**Figura 6:** Representació gràfica d'un registre electromiogràfic, sense filtrar (senyal brut origina), i el mateix senyal una vegada s'ha suavitzat a través d'un filtre.

Per conèixer el moment d'activació d'un múscul davant un gest concret, s'aconsella determinar aquest moment analitzant la senyal elèctrica en brut, i agafant aquell moment que l'activitat elèctrica superi la mitjana del valor de repòs en 2 o 3 desviacions estàndards, i es mantingui per sobre d'aquest llindar per entre 3 i 20ms (depenent dels autors) [28,89,125-127].

Un altre paràmetre que ens permet estudiar l'EMG és el valor de la màxima contracció isomètrica voluntària (MVIC - *màximum voluntary isomètric contraction*), a partir del qual es podran establir els diferents llindars d'anàlisi i normalització de valors (en el cas que sigui necessari) per un múscul. Aquest valor es determina realitzant 3 vegades una contracció isomètrica màxima de 5 segons, amb el múscul a testar fixat per evitar la contracció isotònica, i extraient la mitjana d'aquests 3 intents [125].

## 1.8 Referències

1. Dufour M, Pillu M. Biomecànica funcional: membres, cabeza, tronco. Barcelona: MASSON; 2006
2. Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. J Athl Train. 2007; 42(2):311-319.
3. Borowski LA, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. The epidemiology of US high school basketball injuries, 2005-2007. Am J Sports Med. 2008; 36(12):2328-2335.
4. Starkey C. Injuries and Illnesses in the National Basketball Association: A 10-Year Perspective. J Athl Train. 2000; 35(2):161-167.
5. McKay GD, Goldie P a, Payne WR, Oakes BW. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. Br J Sports Med. 2001; 35(2):103-108.
6. Nelson AJ, Collins CL, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. Ankle Injuries Among United States High School Sports Athletes, 2005-2006. J Athl Train. 2007; 42(3):381-387.
7. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. J Athl Train. 2002;37(4):364-375.
8. Dufour M. Anatomía del aparato locomotor. Tomo 1: Miembro inferior. Barcelona: MASSON; 2003.

9. Golano P, Vega J, Leeuw PAJ, Malagelada F, Manzanares MC, Gotzens V, et al. Anatomy of the ankle ligaments: a pictorial essay. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc.* 2010; 18(5):557–569.
10. Van den Bekerom MPJ, Oostra RJ, Alvarez PG, van Dijk CN. The anatomy in relation to injury of the lateral collateral ligaments of the ankle: a current concepts review. *Clin Anat.* 2008; 21(7):619–626.
11. Baumhauer J, O'Brien T. Surgical considerations in the treatment of ankle instability. *J Athl Train.* 2002; 37(4):458–462.
12. Swenson DM, Collins CL, Fields SK, Comstock RD. Epidemiology of U.S. high school sports-related ligamentous ankle injuries, 2005/06-2010/11. *Clin J Sport Med.* 2013; 23(3):190–196.
13. Witchalls J, Blanch P, Waddington G, Adams R. Intrinsic functional deficits associated with increased risk of ankle injuries: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2012;45:515–523.
14. Safran MR, Benedetti R, Bartolozzi ARIII, Mandelbaum B. Lateral ankle sprains: a comprehensive review: part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. *Med Sci Sports Exerc.* 1999; 31(7 SUPPL.):S429–S437.
15. Hiller CE, Nightingale EJ, Lin C-WC, Coughlan GF, Caulfield B, Delahunt E. Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systemic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2011; 45:660–672.
16. Beynnon BD, Murphy DF, Alosa DM. Predictive factors for lateral ankle sprains: A literature review. *J Athl Train.* 2002; 37(4):376–380.
17. McKeon PO, Ingersoll CD, Kerrigan DC, Saliba E, Bennett BC, Hertel J. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2008; 40(10):1810–1819.
18. Konradsen L, Ravn J. Prolonged Peroneal Reaction time in Ankle Instability. *Int J Sports Med.* 1991; 12:290–292.
19. Lofvenberg R, Karrholm J, Sundelin G, Ahlgren O. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *Am J Sports Med.* 1995; 23(4):414–417.
20. Rosenbaum D, Becker H, Gerngrob H, Claes L. Peroneal reaction times for diagnosis of functional ankle instability. *Foot ankle Surg.* 2000; 6:31–38.
21. Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, Philippaerts R, De Bourdeaudhuij I, De Clercq D. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in females - a prospective study. *Scand J Med Sci Sport.* 2005; 15(5):336–345.
22. Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, Mathieu N, De Bourdeaudhuij I, De Clercq D. Intrinsic Risk Factors for Inversion Ankle Sprains in Male Subjects: A Prospective Study. *Am J Sports Med.* 2005; 33(3):415–423.

23. Fong DTP, Chan Y-Y, Mok K-M, Yung PSH, Chan K-M. Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *Sport Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2009; 1(14):1-14.
24. Kaminski TW, Hartsell HD. Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Strength Perspective. *J Athl Train.* 2002; 37(4):394-405.
25. Sefton JM, Hicks-little CA, Hubbard TJ, Clemens MG, Yengo CM, Koceja DM, et al. Sensorimotor function as a predictor of chronic ankle instability. *Clin Biomech.* 2009; 24(5):451-458.
26. Fox J, Docherty CL, Schrader J, Applegate Tr. Eccentric Plantar-Flexor Torque Deficits in Participants With Functional Ankle Instability. *J Athl Train.* 2008; 43(1):51-54.
27. Harstell H, Spaulding S. Eccentric/concentric ratios at selected velocities for the invertor and evertor muscles of the chronically unstable ankle. *Br J Sports Med.* 1999; 33:255-258.
28. Palmieri-Smith R, Hopkins JT, Brown T. Peroneal activation deficits in persons with functional ankle instability. *Am J Sports Med.* 2009; 37(5):982-988.
29. Bonnel F, Toullec E, Mabit C, Tourné Y. Chronic ankle instability: biomechanics and pathomechanics of ligaments injury and associated lesions. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010; 96(4):424-432.
30. Freeman MAR, Dean MRE, Hanham W. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Jt Surg.* 1965; 47B(4):678-685.
31. Benchortane M, Collado H, Coudreuse J-M, Desnuelle C, Viton J-M, Delarque A. Chronic ankle instability and common fibular nerve injury. *Jt Bone Spine.* 2011; 78:206-208.
32. Hertel J. Sensorimotor Deficits with Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Clin J Sport Med.* 2008; 27:353-370.
33. Wilkerson GB, Nitz AJ. Dynamic Ankle Stability: Mechanical and Neuromuscular Interrelationships. *J Sport Rehabil.* 1994; 3:43-57.
34. Freeman MAR. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Jt Surg.* 1965; 47B(4):669-677.
35. Bullock-Saxton JE. Local Sensation Changes and Altered Hip Muscle Function Following Severe Ankle Sprain. *Phys Ther.* 1994; 74(1):17-28.
36. Kaminski TW. Effect of strength and proprioception training on eversion to inversion strength ratios in subjects with unilateral functional ankle instability \* Commentary. *Br J Sports Med.* 2003; 37(5):410-415.
37. Hupperets MDW, Verhagen E, Heymans MW, Bosmans JE, van Tulder MW, van Mechelen W. Potential savings of a program to prevent ankle sprain recurrence: economic evaluation of a randomized controlled trial. *Am J Sports Med.* 2010;38 (11):2194-2200.

38. McGuine TA, Keene JS. The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *Am J Sports Med.* 2006; 34(7):1103–1111.
39. Calvo Bonacho E. Duración de la incapacidad temporal asociada a diferentes patologías en trabajadores españoles. Capítulo 2. [Internet]. Gobierno de España. Ministerio de trabajo e inmigración. Secretaría de Estado de la Seguridad Social. 2009. Available from: <http://www.seg-social.es/prdi00/groups/public/documents/binario/146662.pdf>
40. Sherrington S. The integrative action of the nervous system [Internet]. 1906 [cited 2014 Sep 19]. Available from: <https://archive.org/stream/integrativeactio00sher#page/114/mode/2up/search/proprioceptive>
41. Lephart SM, Fu FH. *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability.* United States: Human Kinetics; 2000.
42. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train.* 2002; 37(1):71–9.
43. Widmaier EP, Raff H, Strang KT. *Vander’s Human Physiology. The mechanisms of body function.* 11th ed. New York, NY: McGraw-Hill; 2008
44. Biedert RM. Contribution of the three levels of nervous system motor control: spinal cord, lower brain, cerebral cortex. En: Lephart SM, Fu FH, editors. *Proprioception and neuromuscular control in joint stability.* United States. Human Kinetics; 2000. p23-29.
45. Nashner L. Organization and Programming of Motor Activity during Posture Control. *Prog Brain Res.* 1979; 50:177–184.
46. Shumway-Cook A, Woollocott MH. *Motor control: translating research into clinical practice.* Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams; 2012
47. Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo J, Fu FH. The Role of Proprioception in the Management and Rehabilitation of Athletic Injuries. *Am J Sports Med.* 1997; 25(1):130–137.
48. Diedrichsen J, Shadmehr R, Ivry RB. The coordination of movement: optimal feedback control and beyond. *Trends Cogn Sci.* 2010; 14(1):31–39.
49. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part II: The role of proprioception in motor control and functional stability. *J Athl Train.* 2002; 37(1):80–4.
50. Vaugoyeau M, Viel S, Amblard B, Azulay JP, Assaiante C. Proprioceptive contribution of postural control as assessed from very slow oscillations of the support in healthy humans. *Gait Posture.* 2008; 27:294–302.
51. Cappa P, Patanè F, Rossi S, Petrarca M, Castelli E, Berthoz A. Effect of changing visual condition and frequency of horizontal oscillations on postural balance of standing healthy subjects. *Gait Posture.* 2008; 28(4):615–626.

52. Guillou E, Dupui P, Golomer E. Dynamic balance sensory motor control and symmetrical or asymmetrical equilibrium training. *Clin Neurophysiol.* 2007; 118:317–324.
53. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neurosci Biobehav Rev.* 2012; 36(1):162–176.
54. Le Pellec A, Maton B. Anticipatory postural adjustments depend on final equilibrium and task complexity in vertical high jump movements. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10:171–178.
55. Torres Oviedo G, Ting LH. Subject-Specific Muscle Synergies in Human Balance Control Are Consistent Across Different Biomechanical Contexts. *J Neurophysiol.* 2010; 103(6):3084–3098.
56. Wikstrom EA, Naik S, Lodha N, Cauraugh JH. Bilateral balance impairments after lateral ankle trauma: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture.* 2010; 31:407–414.
57. Horak F, Nashner L, Diener H. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp brain Res.* 1990; 82(1):167–177.
58. Bouisset S, Do M-C. Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurol Clin Neurophysiol.* 2008; 38(6):345–362.
59. Nashner L. Fixed Patterns of Rapid Postural Responses among Leg Muscles during Stance. *Exp brain Res.* 1977; 30:13–24.
60. Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J Physiol.* 1999; 514.3:915–928.
61. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Simultaneous feedforward recruitment of the vasti in untrained postural tasks can be restored by physical therapy. *J Orthop Res.* 2003; 21(3):553–8.
62. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010; 20:388–397.
63. Krishnan V, Latash ML, Aruin AS. Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clin Neurophysiol.* 2012; 123(5):1016–26.
64. Tsao H, Hodges PW. Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 18(4):559–567.
65. Gutierrez GM, Knight CA, Swanik CB, Royer T, Manal K, Caulfield B, et al. Examining Neuromuscular Control During Landings on a Supinating Platform in Persons With and Without Ankle Instability. *Am J Sports Med.* 2012; 40(1):193–201.

66. Amin DJ, Herrington LC. The relationship between ankle joint physiological characteristics and balance control during unilateral stance. *Gait Posture*. 2014; 39(2):718–722.
67. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010; 20:398–405.
68. Vedula S, Kearney R, Wagner R, Stapley P. Decoupling of stretch reflex and background muscle activity during anticipatory postural adjustments in humans. *Exp brain Res*. 2010; 205:205–213.
69. Vennila K, Aruin AS. Postural control in response to a perturbation: Role of vision and additional support. *Exp brain Res*. 2011; 212:385–97.
70. Kiemel T, Zhang Y, Jeka JJ. Identification of Neural Feedback for Upright Stance in Humans: Stabilization Rather Than Sway Minimization. *J Neurosci*. 2011; 31(42):15144–15153.
71. Masani K, Popovic MR, Nakazawa K, Kouzaki M, Nozaki D. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J Neurophysiol*. 2003; 90(6):3774–82.
72. Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol*. 1998; 80(3):1211–21.
73. Hall LM, Brauer S, Horak F, Hodges PW. Adaptive Changes in Anticipatory Postural Adjustments With Novel and Familiar Postural Supports. *J Neurophysiol*. 2010; 103(2):968–76.
74. Riemann BL, Guskiewicz KM. Contribution of the peripheral somatosensory system to balance and postural equilibrium. En: Lephart SM, Fu FH, editors. *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. United States. Human Kinetics; 2000. p. 37–51.
75. Almeida GL, Carvalho RL, Talis VL. Postural strategy to keep balance on the seesaw. *Gait Posture*. 2006; 23(1):17–21.
76. Suzuki Y, Nomura T, Casadio M, Morasso P. Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing: A theoretical proposal based on a double inverted pendulum model. *J Theor Biol*. 2012; 310:55–79.
77. Basmajian J V. *Muscles Alive Their functions revealed by electromyography*. 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1967.
78. Konradsen L, Ravn JB, Srensen AI, Sorensen A. Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J Bone Jt Surg Br Vol*. 1993; 75B(3):433–436.
79. Stasinopoulos D. Comparison of three preventive methods in order to reduce the incidence of ankle inversion sprains among female volleyball players. *Br J Sports Med*. 2004;38(2):182–185.

80. Verhagen EALM, van der Beek A, Twisk J, Bouter L, Bahr R, van Mechelen W. The Effect of a Proprioceptive Balance Board Training Program for the Prevention of Ankle Sprains: A prospective controlled trial. *Am J Sports Med.* 2004; 32(6):1385–1393.
81. Cumps E, Evert V, Meeusen R. Efficacy of a sports specific balance training programme on the incidence of ankle sprains in basketball. *Sport Sci Med.* 2007; 6(2):212–219.
82. Emery CA, Meeuwisse WH. The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial. *Br J Sports Med.* 2010; 44:555–562.
83. Eils E, Schröter R, Schröder M, Gerss J, Rosenbaum D. Multistation Proprioceptive Exercise Program Prevents Ankle Injuries in Basketball. *Med Sci Sports Exerc.* 2010; 42(11):2098–2105.
84. O’Driscoll J, Delahunt E. Neuromuscular training to enhance sensorimotor and functional deficits in subjects with chronic ankle instability: A systematic review and best evidence synthesis. *Sport Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2011; 3(1):19.
85. Postle K, Pak D, Smith T. Effectiveness of proprioceptive exercises for ankle ligament injury in adults: A systematic literature and meta-analysis. *Man Ther.* 2012; 17:285–291.
86. Winter DA. Human balance and posture standing and walking control during. *Gait Posture.* 1995; 3:193–214.
87. Benda BJ, Riley PO, Krebs DE. Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1994; 2(1):3–10.
88. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement.* Hoboken, New Jersey : John Wiley; 2009
89. Boyd SK, Herzog W, Nigg B, Shrive N, Thornton G, van den Bogert T, et al. *Biomechanics of the Musculo-skeletal System.* 3<sup>a</sup> ed. Nigg BM, Herzog W, editors. Alberta, Canada: John Wiley & Sons; 2006.
90. Hsu W-L, Scholz JP, Schöner G, Jeka JJ, Kiemel T, Scho G, et al. Control and Estimation of Posture During Quiet Stance Depends on Multijoint Coordination. *J Neurophysiol.* 2007; 97(4):3024–3035.
91. Kuo AD. An optimal control model for analyzing human postural balance. *IEEE Trans biomed Eng.* 1995; 42(1):87–101.
92. Kuo AD, Zajac FE. Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. *Prog Brain Res.* 1993; 97:349–358.
93. Deniskina N V, Levik YS. Relative contribution of ankle and hip muscles in regulation of the human orthograde posture in a frontal plane. *Neurosci Lett.* 2001; 310(2-3):165–168.



94. De Freitas PB, Freitas SMSF, Duarte M, Latash ML, Zatsiorsky VM. Effects of joint immobilization on standing balance. *Hum Mov Sci.* 2009; 28(4):515–528.
95. Li S, Kukulka CG, Rogers MW, Brunt D, Bishop M. Sural nerve evoked responses in human hip and ankle muscles while standing. *Neurosci Lett.* 2004; 364:59–62.
96. Friel K, McLean N, Myers C, Caceres M. Ipsilateral Hip Abductor Weakness After Inversion Ankle Sprain. *J Athl Train.* 2006; 41(1):74–78.
97. Webster KA, Gribble PA. A comparison of electromyography of gluteus medius and maximus in subjects with and without chronic ankle instability during two functional exercises. *Phys Ther Sport.* 2013; 14:17–22.
98. Franettovich Smith MM, Honeywill C, Window N, Crossley KKM, Creaby MW, Wyndow N. Neuromotor control of gluteal muscles in runners with Achilles tendinopathy. *Med Sci Sports Exerc.* 2014; 46(3):594–599.
99. Gribble PA, Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004; 14(6):641–646.
100. Bisson EJ, McEwen D, Lajoie Y, Bilodeau M. Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance. *Gait posture.* 2011; 33(1):83–87.
101. McMullen KL, Cosby NL, Hertel J, Ingersoll CD, Hart JM. Lower Extremity Neuromuscular Control Immediately After Fatiguing Hip-Abduction Exercise. *J Athl Train.* 2011; 46(6):607–614.
102. Bizid R, Margnes E, François Y, Jully JL, Gonzalez G, Dupui P, et al. Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. *Eur J Appl Physiol.* 2009; 106(3):375–380.
103. Scoppa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. Clinical stabilometry standardization: basic definitions - acquisition interval - sampling frequency. *Gait Posture.* 2013; 37(2):290–292.
104. Hrysonmallis C. Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sport Med.* 2007; 37(6):547–556.
105. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Postural control strategies during single limb stance following acute lateral ankle sprain. *Clin Biomech.* 2014; 29(6):643–649.
106. Schmiedmayer H-B, Kastner J. Parameters influencing the accuracy of the point of force application determined with piezoelectric force plates. *J Biomech.* 1999; 32(11):1237–1242.
107. Middleton J, Sinclair P, Patton R. Accuracy of centre of pressure measurement using a piezoelectric force platform. *Clin Biomech.* 1999; 14(5):357–360.

108. Le Clair K, Riach C. Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clin Biomech.* 1996; 11(3):176–178.
109. Chockalingam N, Giakas G, Iossifidou A. Do strain gauge force platforms need in situ correction? *Gait Posture.* 2002; 16(3):233–237.
110. Winter DA, Patla AE, Ishac M, Gage WH. Motor mechanisms of balance during quiet standing. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003; 13:49–56.
111. Lee S-P, Souza RB, Powers CM. The influence of hip abductor muscle performance on dynamic postural stability in females with patellofemoral pain. *Gait Posture.* 2012; 36(3):425–429.
112. Hatton AL, Dixon J, Martin D, Rome K. The effect of textured surfaces on postural stability and lower limb muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009; 19(5):957–964.
113. Sherafat S, Salavati M, Ebrahimi Takamjani I, Akhbari B, Mohammadirad S, Mazaheri M, et al. Intrasession and intersession reliability of postural control in participants with and without nonspecific low back pain using the Biodex Balance System. *J Manipulative Physiol Ther.* 2013; 36(2):111–118.
114. Salavati M, Moghadam M, Ebrahimi I, Arab AM. Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. *Gait Posture.* 2007; 26(2):214–218.
115. Pereira HM, de Campos TF, Santos MB, Cardoso JR, Garcia M de C, Cohen M. Influence of knee position on the postural stability index registered by Biodex Stability System. *Gait Posture.* 2008; 28:668–672.
116. Oh K, Kim S, Lee S, Lee Y. Comparison of manual balance and balance board tests in healthy adults. *Ann Rehabil Med.* 2011; 35:873–879.
117. Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train.* 2012; 47(3):339–357.
118. Olmsted LC, Carcia CR, Hertel J, Shultz SJ. Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2002; 37(4):501–506.
119. Filipa A, Byrnes R, Paterno M, Myer G, Hewett T. Neuromuscular training improves performance on the star excursion balance test in young female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40(9):551–558.
120. Munro AG, Herrington LC. Between-session reliability of the star excursion balance test. *Phys Ther Sport.* 2010; 11(4):128–132.
121. Yelnik A, Bonan I. Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiol Clin.* 2008; 38(6):439–445.
122. Browne J, O'Hare N. Review of the Different Methods for Assessing Standing Balance. *Physiotherapy.* 2001; 87(9):489–495.

123. Jansen W, Raat H, Zwanenburg E, Reuvers I, van Walsem R, Brug J. A school-based intervention to reduce overweight and inactivity in children aged 6-12 years: study design of a randomized controlled trial. *BMC Public Health*. 2008; 8:257.
124. Hale S, Hertel J. Reliability and sensitivity of the foot and ankle disability index in subjects with chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2005;40(1):35-40.
125. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*. 1997; 13:135-163.
126. Beckman SM, Buchanan TS. Ankle inversion injury and hypermobility: Effect on hip and ankle muscle electromyography *onset* latency. *Arch Phys Med Rehabil*. 1995; 76(12):1138-43.
127. Lee S-P, Powers C. Fatigue of the hip abductors results in increased medial-lateral center of pressure excursion and altered peroneus longus activation during a unipedal landing task. *Clin Biomech*. 2013; 28(5):524-9.

## **CAPÍTOL 2**

### ***Objectius de la tesi***



## **2.1 Objectius generals**

- Valorar l'efectivitat de l'aplicació d'un protocol clàssic d'intervenció en la millora de l'estabilitat del turmell, en individus sans.
- Avaluar el comportament dels músculs tibial anterior, peroneal lateral llarg, gastrocnemi lateral i soli quan es troben sotmesos a diferents situacions d'estrès.

## **2.2 Objectius específics**

- Determinar si el programa d'entrenament proposat, basat en exercicis específics pel turmell i la pràctica del bàsquet, genera un canvi en l'estabilitat dinàmica d'un grup de jugadors de bàsquet sense lesió prèvia, utilitzant el SEBT. (estudi 1)
- Determinar el número ideal de repeticions necessàries per obtenir una mesura fiable del SEBT. (estudi 1)
- Analitzar l'efecte d'una contracció isomètrica de baixa intensitat (<25% MVIC) de la musculatura proximal de la cuixa (gluti major, gluti mig i tensor de la fàscia lata) sobre l'activitat electromiogràfica dels músculs tibial anterior, peroneal lateral llarg, gastrocnemi lateral i soli en una posició estàtica monopodal de la cama dominant. (estudi 2)
- Conèixer l'efecte d'una contracció isomètrica de baixa intensitat (<25% MVIC) de la musculatura proximal de la cuixa (gluti major, gluti mig i tensor de la fàscia lata) sobre l'equilibri i la seva vinculació amb la l'activitat dels músculs tibial anterior, peroneal lateral llarg, gastrocnemi lateral i soli. (estudi 3)
- Conèixer l'efecte de la realització d'una contracció isomètrica de baixa intensitat (<25% MVIC) de la musculatura proximal de la cuixa (gluti major, gluti mig i tensor de la fàscia lata) sobre la resposta electromiogràfica dels músculs tibial anterior, peroneal lateral llarg, gastrocnemi lateral i soli en una situació de supinació sobtada del turmell. (estudi 4)



## CAPÍTOL 3

***Estudi 1:*** *Efectivitat d'un programa d'entrenament neuromuscular de 6 setmanes de durada sobre la realització de l'Star Excursion Balance Test en jugadors de bàsquet*





### 3.1 Resum

**Antecedents.** El percentatge més alt de lesions en el bàsquet es localitza a les extremitats inferiors, especialment a l'articulació del turmell, i aquesta és la causa principal de dies d'absència a l'entrenament durant una temporada. A més, les lesions de turmell poden augmentar el factor de risc de patir recidives.

**Objectius.** Determinar si el programa d'entrenament proposat, basat en exercicis específics pel turmell i la pràctica del bàsquet, genera un canvi en l'estabilitat dinàmica d'un grup de jugadors de bàsquet sense lesió prèvia, utilitzant el SEBT. També determinar el número ideal de repeticions necessàries per obtenir una mesura fiable de la prova.

**Material i mètodes.** Van participar disset jugadors de bàsquet sense lesió (8 experimental (GE), 9 control (GC)) (GE= 15,12 a  $\pm$  0,83 // GC= 14,67 a  $\pm$  1,0). El GE va realitzar el programa d'entrenament durant l'escalfament, i el GC va completar l'escalfament habitual. El SEBT es va dur a terme abans i després del programa d'entrenament de 6 setmanes de durada. Per a l'anàlisi estadística es va realitzar un MANOVA2 \*2 per grup i situació.

**Resultats.** Només les mesures per la direcció posterior-lateral van ser significatives, i pels dos grups (GC: Mdif= 15,5 p= 0,002 (95% IC: 6,83 a 24,17 cm) GE: Mdif= 12,063 p= 0,014 (95% IC: 2,87 a 21,26 cm)). No hi va haver diferències en el SEBT entre els grups després de l'entrenament específic.

**Conclusions.** Un intent sembla ser suficient per a la realització de la prova. La realització d'un entrenament específic per a jugadors de bàsquet en situació de no lesió no va mostrar millores en l'equilibri.

**Paraules clau:** equilibri postural; propiocepció; entrenament; bàsquet; lesions de turmell.

## 3.2 Introducció

La majoria de les lesions que es produeixen en el bàsquet esdevenen a nivell de l'extremitat inferior [1,2]. El percentatge més important d'aquestes lesions afecta el peu, essent l'esquinç del lligament col·lateral lateral la lesió més comuna [3,4]. Aquesta lesió acostuma a afectar el lligament peroneal astragalí anterior (LPAA), i és la causa principal de pèrdua de dies d'entrenament durant la temporada (d'1 a 3,5 dies). En un estudi realitzat sobre 1094 jugadors, Starkey [3] va descriure les lesions de turmell com la principal causa de dies perduts d'entrenament (9,4%), Deitch et al. [5] van trobar una relació similar (18% de totes les lesions) en el seguiment de jugadors de bàsquet professionals (NBA, WNBA) durant sis temporades i Borowski et al. [1] van registrar 1518 lesions localitzades al peu (39,7%) a les lligues universitàries de bàsquet.

També cal mencionar que les lesions de turmell poden tenir diverses conseqüències: des d'un punt de vista funcional, cal assenyalar que representen un factor de risc de patir recidives, ja que les persones amb una lesió prèvia del LPAA multipliquen per 5 les probabilitats de patir de nou aquesta lesió [6]. Des d'un punt de vista morfològic, entre el 55% i el 72% dels casos poden derivar en una osteocondritis de la regió durant l'any posterior a la lesió [7], i entre el 10% i el 50% experimenta dolor residual a la zona afectada a causa d'un atrapament del conjunt de les parts toves [8].

L'esquinç del LPAA és causat per un mecanisme combinat de flexió plantar i supinació del peu, generalment després d'un cicle de salt – recepció [1,9]. L'esport amb major risc que això es produeixi és el bàsquet [10], i entre els factors de risc que poden influir en aquesta lesió sembla que s'inclouen el gènere, l'alçada, el pes, l'edat i els dies d'entrenament setmanals [8,9,11].

Tenint en compte aquesta situació, especialment important en individus prèviament lesionats, la prevenció sembla ser una de les millors solucions descrites. Diversos autors aconsellen realitzar un programa d'entrenament preventiu per tal de reduir el risc de lesió al turmell [12-14]. Freeman et al. [15] van descriure millores en l'estabilitat per aquells pacients que van seguir un programa d'exercicis específics, al contrari que aquells que se'ls va aplicar una immobilització. Eils i Rosenbaum [16] i McGuine i Keene [11] van trobar una disminució de les lesions d'entre el 35%

i el 38% en aquells pacients que havien seguit un entrenament propioceptiu i McKeon i Hertel [17] van registrar millores en la capacitat de l'equilibri.

Tot i que els estudis revisats es refereixen principalment a individus que han estat lesionats anteriorment, no existeix un acord comú sobre l'eficàcia d'aquests exercicis preventius, i per aquest motiu, tal i com van comentar Fort i Romero [18], és important tenir en compte aspectes neuromotors en l'entrenament. Per aquesta raó, en aquest estudi es va centrar l'atenció en individus sans amb la finalitat de determinar la influència que aquest tipus d'entrenament pot tenir sobre els jugadors amb aquestes característiques, sense cap alteració externa. Per altra banda, Witchalls et al. [19] van detectar que els propis dèficits funcionals d'estabilitat es podien relacionar amb un major risc de patir una lesió al turmell. Per aquests motius, el fet de tenir un bon nivell d'equilibri pot ser considerat com un mecanisme de protecció davant els esquinços de turmell.

Els objectius d'aquest estudi van ser: en primer lloc, determinar si el programa d'entrenament proposat, basat en exercicis específics pel turmell i la pràctica del bàsquet, va generar un canvi en l'estabilitat dinàmica d'un grup de jugadors de bàsquet sense lesió prèvia, utilitzant el Test de l'Estrella (*Star Excursion Balance Test* -SEBT), i en segon lloc, determinar el número de repeticions necessàries per tal d'obtenir un registre fiable del test.

### **3.3 Metodologia**

Vint participants masculins (10 experimental, 10 control) van ser reclutats de 4 equips competitius de les categories inferiors del Bàsquet Manresa S.A.E. (lliga ACB) per participar en aquest estudi. La mida de la mostra es va calcular a partir dels resultats presentats per Filipa et al. [20] abans de l'estudi. Pel càlcul de la mida de la mostra es va assumir una diferència de mitjanes del 10% i una desviació estàndard del 7,5%. Es va realitzar el càlcul de la mida de la mostra mitjançant el programa G Power 3 [21], amb les següents especificacions:

F tests - ANOVA: Repeated measures, within-between interaction

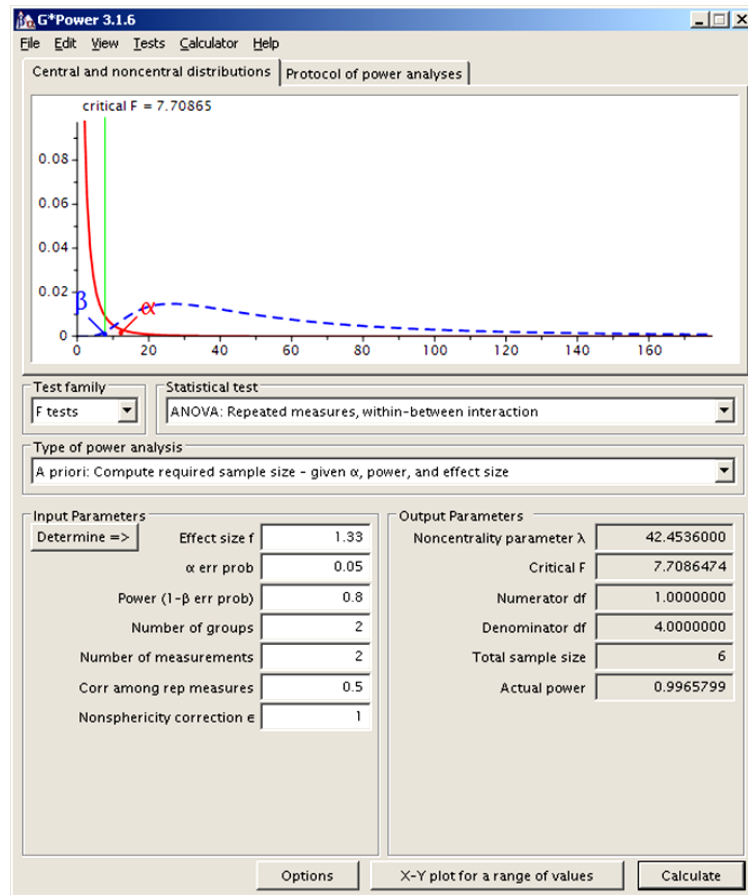
*Analysis:* A priori: Compute required sample size

*Input:* Effect size  $f = 1.33$   
 $\alpha$  err prob = 0.05  
Power ( $1 - \beta$  err prob) = 0.8  
Number of groups = 2  
Number of measurements = 2  
Corr among rep measures = 0.5  
Nonsphericity correction  $\epsilon = 1$

*Output:* Noncentrality parameter  $\lambda = 42.4536000$   
Critical F = 7.7086474  
Numerator df = 1.0000000  
Denominator df = 4.0000000  
Total sample size = 6  
Actual power = 0.9965799

El resultat va mostrar la necessitat de reclutar 6 subjectes (3 per cada grup) per tal que el poder estadístic fos del 80% i l'error  $\alpha$  de 0,05 (Figura 1). En el nostre estudi, es van reclutar 10 subjectes per a cada grup (estudi i control), de manera que la mostra va tenir la potència adequada, i el número de participants va ser suficient per evitar que, en cas d'algun abandonament de l'estudi, la mostra no fos massa petita.

Tots els participants van mostrar nivells similars d'activitat física, tant en l'entrenament com en la seva vida quotidiana. Tots els subjectes van signar un document de consentiment informat i els seus drets van ser garantits en tot moment. El protocol de l'estudi va ser escrit d'acord amb la Declaració d'Hèlsinki, i acceptat pel Comitè d'Ètica del Consell Català de l'Esport.



**Figura 1.** Captura del càlcul de la grandària de la mostra a partir del programa G Power.

Els criteris per participar en aquest estudi van ser: no haver patit cap lesió a l'extremitat inferior en els últims 6 mesos, no tenir antecedents de cirurgia a l'extremitat inferior, no patir cap trastorn vestibular, ser dretà, poder assistir a les sessions de pre i post test, així com poder fer el seguiment complet del protocol durant els entrenaments. La mostra final va estar formada per 17 subjectes (8 subjectes al grup experimental (GE) i 9 subjectes al grup control (GC)) (GE edat 15,12 anys  $\pm$  0,83 / alçada 178,94 cm  $\pm$  9,50 / pes 67,54 kg pes  $\pm$  13,21 // GC edat 14,67 anys  $\pm$  1,0 / alçada 183,11 cm  $\pm$  8,44 / pes 67,14 kg  $\pm$  10,45). No hi va haver diferències significatives entre ambdós grups. Tres subjectes van abandonar l'estudi abans de la seva finalització, ja que no van poder assistir a la totalitat dels entrenaments. Es va mesurar la longitud de les cames, des de l'espina ilíaca anterior superior (EIAS) al mal·lèol lateral [22]. Per la distribució dels

subjectes en grups (experimental / control), els participants van ser agrupats per parelles segons la puntuació de les mesures del SEBT i els paràmetres antropomètrics (amb l'objectiu que cada emparellament fos el més similar possible), i finalment es va col·locar cada membre de la parella de manera aleatòria dins el grup de control o el d'estudi. No es van observar diferències significatives inicials entre els dos grups quan aquests es van constituir ( $p > 0,05$ ) (Taula 1).

Abans de l'inici de l'estudi, els participants juntament amb els seus pares o tutors legals, van ser informats sobre les condicions de la seva participació. Tots els participants i els seus pares (en el cas de ser menor d'edat), van rebre i signar un document de consentiment informat.

**Taula 1.** Valors antropomètrics de la mostra (n=17)

<b>Variable</b>	<b>GE</b>	<b>GC</b>	<b>Valor p</b>
Edat (anys)	15,12 ± 0,8	14,67 ± 1,0	0,17
Alçada (cm)	178,94 ± 9,5	183,11 ± 8,4	0,95
Pes (kg)	67,54 ± 13,21	67,14 ± 10,4	0,35

*Nota:* Els valors presentats son mitjana ± desviació estàndard

Cap dels participants va rebre cap tipus de recompensa econòmica o en espècies per la seva participació en aquest estudi.

El primer dia, i abans de l'inici del primer test, es van registrar els paràmetres antropomètrics dels participants per tal de confirmar que complien totes les condicions necessàries per ser inclosos a l'estudi. Els participants van ser distribuïts de manera aleatòria en qualsevol dels dos grups. Es van aparellar els participants segons la seva alçada i pes per així evitar qualsevol alteració causat com a conseqüència d'una diferència en aquests valors.

Els participants de l'estudi van realitzar el registre previ del test durant la primera setmana de la pretemporada esportiva. A partir d'aquest moment, el GE va realitzar un programa d'entrenament propioceptiu de 6 setmanes de durada, amb una freqüència de 3 sessions setmanals. Aquest programa es va dur a terme durant l'escalfament normal de la sessió d'entrenament, i va ser supervisat per un entrenador que havia estat instruït prèviament, mentre que el grup de control

simplement va dur a terme la sessió l'habitual d'escalfament. Tots els entrenadors van ser prèviament instruïts sobre el programa d'entrenament per l'investigador principal. Cada dues setmanes es van realitzar sessions de seguiment dels grups. Els participants van continuar amb la seva rutina diària sense canviar cap dels seus hàbits diaris i van mantenir un nivell similar d'activitat física i de pràctica esportiva. Després de 6 setmanes es va realitzar l'avaluació posterior a la prova.

El programa d'entrenament va consistir en la realització d'una sèries d'exercicis que incorporaven treball de coordinació, força, equilibri i habilitats pròpies del bàsquet (Taula 2).

Durant el transcurs de l'entrenament, els exercicis van esdevenir més difícils per l'augment de la seva durada, que va ser de 15 segons cada dues setmanes. D'aquesta manera, el temps va augmentar dels primers 30 segons estipulats a l'inici, a 45 segons després de dues setmanes i, finalment, un minut de realització després de quatre setmanes. El número de sèries també es va incrementar mitjançant l'addició de dues sèries a les ja estipulades cada dues setmanes. Altres autors han proposat protocols similars [13,14,23]. L'elecció dels exercicis del present estudi va estar condicionada pel fet que no havien de suposar cap cost financer per l'entitat esportiva.

**Taula 2.** Programa d'entrenament dut a terme durant l'escalfament, estructurat en 5 fases d'evolució.

<b>Caminar (15 m)</b>	<b>Bipedestació (mantenir)</b>	<b>Monopodal (mantenir cada cama)</b>	<b>Pliomètrics (5 rep.)</b>	<b>Tècnica de bàsquet (15 m)</b>
Taló-punta	Sobre un coixí	Monopodal	Salt-recepció anterior	Posició de defensa
De talons	Sobre una pilota	Amb pilota de tennis sota taló	Salt-recepció posterior	Avançar en posició de defensa contra company
Cara lateral del peu	Sobre BOSU	Amb pilota de tennis sota metatars	Salt-recepció de costat	Corrent d'esquena
De puntetes			Salt-recepció sobre coixí	Corrent d'esquena contra company
D'esquena	En parelles: afegir dificultat passant pilota	En parelles: afegir dificultat passant pilota (amb la pilota de tennis sota taló/metatars)	Salt-recepció monopodal sobre coixí	En parelles: córrer en diferents sentits passant pilota
			En parelles: afegir dificultat passant pilota	



Per avaluar el nivell d'estabilitat dinàmica dels participants, es va utilitzar el SEBT. Es van col·locar 4 tires de cinta adhesiva, separades entre sí 45 graus, formant una estrella. Els subjectes van romandre en posició monopodal, col·locant el seu peu dret nu (a l'alçada del cap de la 2a falange del primer dit) en el punt mig de l'estrella, d'una manera similar a la descrita en estudis previs [20,24-29]. Se'ls va demanar que mantinguessin els braços estirats al llarg del cos.

Durant l'execució del test es va demanar als participants que anessin a tocar el punt més llunyà possible amb la punta del dit gros del peu esquerre per cadascuna de les 5 direccions del test escollides (anterior (A), anterolateral (AL), lateral (L), posterolateral (PL), posterior (P)) (Figura 2).

Aquestes direccions van ser escollides amb la intenció de desequilibrar l'individu en direcció lateral, desplaçant el seu centre de gravetat (COG) lateralment, forçant així el mecanisme d'inversió del peu. Els músculs inversor, quan es troben treballant en una cadena cinètica tancada, tenen un paper estabilitzador important en el moment que el COG es desplaça lateralment respecte a la línia mitjana del cos [30,31].



**Figura 2.** Participant realitzant el SEBT en la direcció P.

Cadascun dels participants va realitzar 3 intents de pràctica del test previs, i a continuació van realitzar 6 intents de registre en totes les direccions, seguint les

instruccions de Hertel [26]. Per tal de garantir la correcta execució de la prova, els participants van rebre dues indicacions: 1) no aixecar el taló dret del terra en cap moment, i 2) no repenjar el seu pes al peu esquerre durant l'execució de l'exercici. Amb la intenció d'evitar qualsevol tipus d'aprenentatge sobre la realització de la prova, no es va realitzar cap tipus de demostració prèvia; els subjectes van ser animats verbalment a assolir la màxima distància possible en el registre, de manera similar a les recomanacions realitzades en estudis anteriors [13,32].

Es va comprovar la distribució de les dades amb la prova de Shapiro-Wilk. Es va analitzar l'estabilitat temporal (fiabilitat) del test durant els registres del pre-test, a través de la comparació de les diferents parelles de jugadors de bàsquet, utilitzant el coeficient de correlació de Spearman ( $\rho$ ) i el sumatori de l'execució de les 6 repeticions usant la W de Kendall. La consistència interna va ser analitzada amb el coeficient alpha de Cochran, a partir del registre de la màxima distància aconseguida en el pre-test per cadascuna de les direccions. Es van considerar les distàncies registrades per cada direcció com a variables dependents.

L'anàlisi de les dades d'aquest estudi es va dur a terme mitjançant l'anàlisi de variància de mesures repetides (ANOVA 2x2 : Dos grups (experimental - control) i dues situacions (pre-entrenament i post-entrenament). El nivell de significació estadística es va fixar en  $p = 0,05$ . L'anàlisi estadística es va dur a terme utilitzant els programes PASW Statistics v18.0 © (IBM Corporation, NY) i Microsoft Excel 2007 © (2011 Microsoft Corporation).

### **3.4 Resultats**

L'anàlisi estadística d'aquest estudi no va mostrar diferències significatives entre els dos grups (GC, GE) ni entre les dues situacions (pre / post entrenament) per a les següents direccions: A (GC: Mdif= 1,82  $p = 0,508$ ; GE: Mdif= 0,063  $p = 0,983$ ); AL (GC:  $p = 0,697$  Mdif= 1,11; GE: Mdif= 0,312  $p = 0,918$ ); L (GC: Mdif= 1,33  $p = 0,591$ ; GE: Mdif= 0,563  $p = 0,830$ ) i P (GC: Mdif= 6,33  $p = 0,163$ ; GE: Mdif= 7,06  $p = 0,163$ ). Tot i així, es van detectar diferències significatives per les diferents situacions per la direcció PL (GC: Mdif= 15,5  $p = 0,002$  (95% CI: 6,83 a 24,17 cm) GE: Mdif= 12,063  $p = 0,014$  (95% CI: 2,87 a 21,26 cm)), essent el grup de control el que va mostrar una millora significativa en el post-test (Taula 3).

Les mesures preses van mostrar uns resultats similars en tots els casos, excepte per als intents de 1-6 de la direcció AL ( $\rho$  de Spearman= 0,287) i l'intent 3-6 de la direcció PL ( $\rho$  de Spearman= 0,464).

Pel què fa a l'avaluació de la consistència interna de les mesures, es va trobar una associació estadísticament significativa entre els elements estudiats, sense cap tipus de redundància entre ells (alfa de Cronbach = 0,803).

**Taula 3.** Mitjana i desviació estàndard de les distàncies obtingudes (cm) en relació a grup (experimental / control), i situació (pre / post). Significació (p) per grup i situació.

	Pretest (n=17)		Posttest (n=17)		Significació			Evolució	
	GC	GE	GC	GE	Efectes principals			GC	GE
	(n=9)	(n=8)	(n=9)	(n=8)	Grup p	Situació p	Interacció		
<b>A</b>	81,2±9,55	83,19±8,92	83,11±7,21	83,13±12,91	F=0,049 P=0,828 β=0,055	F=0,201 P=0,660 β=0,071	F=0,231 P=0,638 β=0,074	Mdif=1,82 P=0,508 β=0,097	Mdif=0,063 P=0,983 β=0,050
<b>AL</b>	73,67±9,46	77,25±10,92	74,78±6,01	76,94±12,80	F=0,427 P=0,524 β=0,094	F=0,038 P=0,848 β=0,054	F=0,122 P=0,732 β=0,062	Mdif=1,11 P=0,697 β=0,051	Mdif=0,312 P=0,918 β=0,066
<b>L</b>	64,94±10,46	66,37±7,34	66,28±5,11	66,94 ±7,96	F=0,092 P=0,766 β=0,059	F=0,287 P=0,600 β=0,079	F=0,047 P=0,831 β=0,055	Mdif=1,33 P=0,591 β=0,048	Mdif=0,563 P=0,830 β=0,055
<b>PL</b>	86,39±9,64	86,94±13,00	101,89±11,14	99,00±12,65	F=0,06 P=0,811 β=0,056	<b>F=21,606</b> <b>P&lt;0,0005†</b> <b>IC95%:</b> <b>7,46 a 20,1</b> <b>β=0,991</b>	F=0,336 P=0,571 β=0,084	<b>Mdif=15,5</b> <b>P=0,002†</b> <b>IC95%:</b> <b>6,83 a 24,17</b> <b>β=0,945</b>	<b>Mdif=12,063</b> <b>P=0,014†</b> <b>IC95%:</b> <b>2,87 a 21,26</b> <b>β=0,743</b>
<b>P</b>	102,83±17,36	99,06±13,22	109,17±8,82	106,13±11,66	F=0,386 P=0,544 β=0,090	F=4,099 P=0,061 PE=0,474	F=0,012 P=0,914 β=0,051	Mdif=6,33 P=0,163 β=0,257	Mdif=7,06 P=0,163 β=0,279

Nota: β, 1-beta (potència estadística)

† Significació a p<0,05.

### 3.5 Discussió

El SEBT és una eina àmpliament utilitzada per a l'avaluació del nivell d'estabilitat dinàmica a causa de la seva simplicitat tècnica i instrumental. S'han descrit els seus intervals de confiança, essent de 0,84 a 0,92 [27], de 0,82 a 0,87 [29], i de 0,80 a 0,93 [13]. Pel què fa la fiabilitat de la prova, es va estudiar l'estabilitat temporal de la mostra, el resultat de la qual va mostrar un alfa de Cronbach de 0,803. Diversos autors han utilitzat el SEBT com una eina de predicció per l'aparició de lesions [28] i també per l'anàlisi de l'estabilitat dinàmica de l'extremitat inferior [24,32,33]. Segons Munn et al. [30] les persones que han patit una lesió al turmell amb anterioritat mostren un dèficit en la contracció excèntrica de la musculatura del turmell durant els moviments d'inversió, fet que comporta tenir una major inestabilitat articular. De la mateixa manera, Wilkerson i Nitz [31] van suggerir que en aquesta posició, quan el COG es desplaça lateralment, la contracció de tipus excèntric generada contribueix en l'estabilitat del peu en els moviments en cadena cinètica tancada, evitant la caiguda brusca del peu en inversió, que generalment pot comportar lesió. Durant la realització de les direccions seleccionades per aquest estudi, el peu intenta mantenir-se pla, en contacte amb el terra. Quan el COG es desplaça lateralment, els músculs inversor inicien la seva acció de frenada excèntrica per tal de mantenir l'arc mig i la part posterior del peu en contacte amb el terra. Aquesta contracció fa alentir el desplaçament lateral del COG del cos, compensant així el moment de la força generada (*torque*) i evitant la posició d'inversió. En aquest estudi, es van avaluar 5 de les direccions possibles del test, amb la intenció que en aquestes direccions els músculs inversors del turmell treballassin de forma excèntrica. Malauradament no es van trobar millores significatives en l'execució del test després de la intervenció.

La millora en els nivells d'estabilitat sembla aparèixer entre les 4 i les 8 setmanes d'entrenament específic, depenent del número d'hores setmanals dedicades a realitzar aquest entrenament, essent el més habitual una freqüència d'entre 3 a 5 dies a la setmana [10,14,17]. Hubscher et al. [23] en canvi van suggerir que era necessari dedicar un mínim de 10 minuts per sessió, més d'una vegada a la setmana, i durant un mínim de 3 mesos per tal que la millora sigui objectivable. Matsusaka et al. [34] van observar que la millora més important es va produir durant la sisena setmana d'entrenament, realitzant 5 sessions d'entrenament setmanal. En el nostre estudi, la durada del programa va ser de 6 setmanes, i es va fer coincidir amb la durada de la pretemporada dels equips, coincidint també amb

les sessions d'entrenament setmanal que van realitzar (3 en aquest cas). Tot i que en la última revisió de Gribble et al. [35] es va confirmar l'efecte positiu en l'avaluació del SEBT d'un programa d'entrenament, fins i tot en individus sans, s'ha de tenir en consideració que els participants en els estudis no eren individus físicament actius, cosa que podria explicar el fet de no trobar aquests canvis en el nostre estudi.

El fet de no trobar diferències significatives en el present estudi entre els dos grups, pot ser degut a diversos motius: com Steffen et al. [36] van afirmar, la intensitat dels exercicis pot no representar un estímul suficient per generar canvis en l'equilibri per la nostra mostra. Aquest fet suggereix que és essencial tenir en compte tant el tipus d'individus que conformen la mostra, així com el seu nivell de condició física, a l'hora de crear els entrenaments específics per la millora de l'equilibri. Tal i com Fort i Romero [18] van assenyalar en la seva revisió, el fet d'escollir el tipus d'entrenament específic tenint en compte la mostra d'estudi i les habilitats esportives dels subjectes, és un factor molt important pel correcte disseny dels protocols per a la prevenció i la rehabilitació. Yaggie i Campbell [14] van suggerir que la manca d'inestabilitat crònica del turmell (CAI) pot ser la causa de no trobar cap canvi en el desenvolupament del programa preventiu. Demura i Yamada [24] i Munro i Herrington [27] van arribar a conclusions similars en no va trobar diferències significatives en la comparació dels registres obtinguts pels participants sense cap patologia dels seus estudis. S'ha observat que també caldria tenir en compte la incorporació d'exercicis d'entrenament de la musculatura que conforma el *core* per obtenir millors resultats en aquest tipus d'entrenaments [35].

A més, les mesures dels nivells d'equilibri dinàmic dels participants d'aquest estudi en el moment de la realització del pre-test van ser similars, fet que confirma l'homogeneïtat de la mostra. Tant sols es van poder observar millores significatives de les mesures de la direcció PL en el post-test, tant pel grup d'estudi com pel grup control. La mostra va ser exclusivament masculina, ja que sembla no haver-hi evidència que el sexe de la mostra utilitzada pugui tenir alguna influència en els resultats del test [8,27].

D'altra banda els resultats del nostre estudi semblen indicar l'existència d'una bona consistència interna en els diversos registres obtinguts, amb un gran equilibri entre les 5 direccions mesurades, cosa que dóna pes a la mostra utilitzada per l'estudi i confirma la prova escollida com una eina fiable. Els resultats obtinguts en aquest

estudi concorden amb els estudis d'Olmsted et al. [28] i McKeon et al. [17], que van observar que les direccions PL i PM van ser les ideals per demostrar l'evolució de l'equilibri, probablement pel fet que aquestes direccions impliquen una rotació del dors. Resultats similars es van obtenir també per Filipa et al. [20], McKeon et al. [17] i Yaggie i Campbell [14], els quals van trobar millores significatives en les direccions PM i PL en els seus respectius estudis, però en canvi no per les altres direccions estudiades. En canvi però, Sefton et al. [32] no van trobar diferències significatives en el test realitzat en individus sense lesió prèvia i individus amb CAI, i van considerar que l'estratègia, la força i el control muscular representen factors importants per a la seva correcta execució.

Pel què fa els nostres resultats, es pot suggerir que les sessions d'entrenament van representar un estímul suficient per incrementar la capacitat d'equilibri d'aquests jugadors sense lesió prèvia al turmell. D'aquesta manera, fins i tot, es podria considerar la no necessitat de dedicar un temps específic per aquest tipus d'entrenament, i per tant que els jugadors podrien utilitzar aquest temps per entrenar altres habilitats necessàries per la correcta execució tècnica d'aquest esport. En aquest sentit, però, és important tenir en compte que és possible que l'entrenament de les tasques específiques pot reduir els factors de risc de patir una lesió [18] motiu pel qual és important realitzar entrenaments de les habilitats tècniques.

Basant-nos en els resultats obtinguts en el nostre estudi, podem dir que una repetició del test va ser suficient per obtenir un registre fiable de la mesura, així com la realització de més repeticions podria donar lloc a l'aparició de la fatiga, especialment referida a la musculatura de la pelvis [33,37]. En els registres de l'estabilitat temporal es pot observar que tots els intents van ser molt fiables en cadascuna de les direccions (A: W de Kendall= 0,941; AL: W de Kendall= 0,685; L: W de Kendall= 0,825; PL: W de Kendall= 0,806 ; P: W de Kendall= 0,907). Aquests resultats concorden amb els obtinguts per Hertel et al. [26] i Demura i Yamada [24], però contradiuen els resultats aportats per Munro i Herrington [27], que van considerar que els registres del seu estudi no es van estabilitzar fins al quart intent, i van recomanar la realització de 18 sessions de 6 intents cadascuna per aconseguir un resultat fiable. La fatiga [33] pot explicar algun dels nostres resultats (intent 1-6 AL rho de Spearman= 0,287; intenta 3-6 PL rho de Spearman= 0,464).

Aquest estudi va tenir com a limitació que no es van utilitzar tècniques d'electromiografia. Encara que es van trobar lleugeres millores en el SEBT en el nostre estudi, altres canvis referents al patró de reclutament muscular podrien haver esdevingut. L'estudi electromiogràfic s'ha de tenir en compte per futurs estudis en aquest tipus d'anàlisi.

### **3.6 Conclusions**

Els resultats obtinguts en el nostre estudi no mostren una diferència significativa entre els grups (GE / GC) en els registres del SEBT per les direccions A, AL, L, P. No obstant això sí que és significativa per la direcció PL en el post-test d'ambdós grups. Un intent sembla ser suficient per a la realització de la prova. La direcció PL sembla ser la més important per mostrar l'evolució dels diferents registres del test obtinguts pre-test i el post-test.

### **3.7 Referències**

1. Borowski LA, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. The epidemiology of US high school basketball injuries, 2005-2007. *Am J Sports Med.* 2008; 36(12):2328-2335.
2. Nelson AJ, Collins CL, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. Ankle Injuries Among United States High School Sports Athletes, 2005-2006. *J Athl Train.* 2007; 42(3):381-387.
3. Starkey C. Injuries and Illnesses in the National Basketball Association: A 10-Year Perspective. *J Athl Train.* 2000; 35(2):161-167.
4. Swenson DM, Collins CL, Fields SK, Comstock RD. Epidemiology of U.S. high school sports-related ligamentous ankle injuries, 2005/06-2010/11. *Clin J Sport* 2013; 23(3):190-196.
5. Deitch JR, Starkey C, Walters SL, Moseley JB. Injury risk in professional basketball players: a comparison of Women's National Basketball Association and National Basketball Association athletes. *Am J Sports Med.* 2006; 34(7):1077-1083.
6. McKay GD, Goldie PA, Payne WR, Oakes BW. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sports Med.* 2001; 35(2):103-108.



7. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train.* 2002; 37(4):364–375.
8. Beynon BD. First-time inversion ankle ligament trauma: The effects of sex, level of competition, and sport on the incidence of injury. *Am J Sports Med.* 2005; 33(10):1485–1491.
9. Fong DTP, Chan Y-Y, Mok K-M, Yung PSH, Chan K-M. Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *Sport Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2009 ;1(14):1–14.
10. Emery C, Cassidy JD, Klassen T, Rosychuk R, Rowe B. Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: a cluster randomized controlled trial. *Can Med Assoc J.* 2005; 172(6):749–754.
11. McGuine TA, Keene JS. The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *Am J Sports Med.* 2006; 34(7):1103–1111.
12. Emery CA, Meeuwisse WH. The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial. *Br J Sports Med.* 2010; 44:555–562.
13. Hale SA, Hertel J, Olmsted-Kramer LC. The effect of a 4-week comprehensive rehabilitation program on postural control and lower extremity function in individuals with chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007; 37(6):303–311.
14. Yaggie JA, Campbell BM. Effects of balance training on selected skills. *J Strength Cond Res.* 2006; 20(2):422–428.
15. Freeman MAR. Treatment of ruptures of the lateral ligament of the ankle. *J Bone Jt Surg.* 1965;47B(4):661–668.
16. Eils E, Rosenbaum D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;33(12):1991–1998.
17. McKeon PO, Ingersoll CD, Kerrigan DC, Saliba E, Bennett BC, Hertel J. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40(10):1810–1819.
18. Fort Vanmeerhaeghe A, Romero Rodriguez D. Análisis de los factores de riesgo neuromusculares de las lesiones deportivas. *Apunt Med l'Esport.* 2013; 48(179): 109-120
19. Witchalls J, Blanch P, Waddington G, Adams R. Intrinsic functional deficits associated with increased risk of ankle injuries: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2012;45:515–523.

20. Filipa A, Byrnes R, Paterno M, Myer G, Hewett T. Neuromuscular training improves performance on the star excursion balance test in young female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(9):551–558.
21. Faul F, Faul E, Erdfelder E, Lang A, Buchner A. G\*3 Power: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods.* 2007;39(2):175–191.
22. Casajús JA. Capítulo 3: Cineantropometría. In: Guillén del Castillo M, Linares D, editors. *Bases biológicas y fisiológicas del movimiento humano.* Madrid: Médica Panamericana; 2002. p. 31–39.
23. Hubscher M, Zech A, Pfeifer K, Hansel F, Vogt L, Banzer W. Neuromuscular Training for Sports Injury Prevention: A Systematic Review. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(3):413–421.
24. Demura S, Yamada T. Proposal for a practical star excursion balance test using three trials with four directions. *Sport Sci Health.* 2010;6(1):1–8.
25. Gribble PA, Hertel J. Considerations for normalizing measures of the Star Excursion Balance Test. *Meas Phys Educ Exerc Sci.* 2003;7(2):89–100.
26. Hertel J, Braham RA, Hale SA, Olmsted Kramer L, Olmsted-kramer LC. Simplifying the Star Excursion Balance Test: Chronic Ankle Instability. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2006;36(3):131–137.
27. Munro AG, Herrington LC. Between-session reliability of the star excursion balance test. *Phys Ther Sport.* 2010;11(4):128–132.
28. Olmsted LC, Carcia CR, Hertel J, Shultz SJ. Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):501–506.
29. Plisky PJ, Rauh MJ, Kaminski TW, Underwood FB. Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2006;36(12):911–919.
30. Munn J, Beard D, Refshauge K, Lee RYW. Eccentric muscle strength in functional ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(2):245–250.
31. Wilkerson GB, Nitz AJ. Dynamic Ankle Stability: Mechanical and Neuromuscular Interrelationships. *J Sport Rehabil.* 1994;3:43–57.
32. Sefton JM, Hicks-little CA, Hubbard TJ, Clemens MG, Yengo CM, Koceja DM, et al. Sensorimotor function as a predictor of chronic ankle instability. *Clin Biomech.* 2009;24(5):451–458.
33. Gribble PA, Hertel J, Denegar CR. Chronic ankle instability and fatigue create proximal joint alterations during performance of the Star Excursion Balance Test. *Int J Sports Med.* 2007;28(3):236–242.

34. Matsusaka N, Yokoyama S, Tsurusaki T, Inokuchi S, Okita M. Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle. *Am J Sports Med.* 2001;29(1):25–30.
35. Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train.* 2012;47(3):339–57.
36. Steffen K, Bakka HM, Myklebust G, Bahr R. Performance aspects of an injury prevention program: a ten-week intervention in adolescent female football players. *Scand J Med Sci Sport.* 2008;18(5):596–604.
37. Bizid R, Margnes E, François Y, Jully JL, Gonzalez G, Dupui P, et al. Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. *Eur J Appl Physiol.* 2009;106(3):375–380.

## CAPÍTOL 4

***Estudi 2:*** *Activitat electromiogràfica de la musculatura del turmell quan es realitza una contracció isomètrica de baixa intensitat de la musculatura de la pelvis.*



## 4.1 Resum

**Antecedents:** Després de patir una lesió de turmell, els patrons d'activació de tota la musculatura de la cama es poden trobar alterats, i això pot influir de manera negativa en la biomecànica de l'extremitat inferior en aquests individus.

**Objectiu:** Analitzar l'efecte d'una contracció isomètrica de baixa intensitat (<25% MVIC) de la musculatura proximal de la cuixa (gluti major, gluti mig i tensor de la fàscia lata) sobre l'activitat electromiogràfica dels músculs tibial anterior, peroneal lateral llarg, gastrocnemi lateral i soli en una posició estàtica monopodal de la cama dominant.

**Material i mètode:** Es van reclutar 34 participants sans, tot ells estudiants de la comunitat universitària de Manresa. Es van col·locar en posició monopodal amb el peu descalç, durant 30 segons, en 2 sèries de 6 intents. Es va registrar l'activitat electromiogràfica dels músculs tibial anterior, peroneal lateral llarg, gastrocnemi lateral i soli. Es va analitzar la fiabilitat del test amb el mètode d'Altman i Bland, i es va utilitzar la prova no paramètrica de mesures repetides de Wilcoxon per l'anàlisi dels resultats de la prova.

**Resultats:** Es van obtenir diferències estadísticament significatives en l'activitat elèctrica dels músculs de la cama estudiats ( $p \leq 0,001$ ) en l'aplicació de la contracció isomètrica de la musculatura pèlvica.

**Conclusions:** S'ha de tenir en compte l'entrenament específic de la musculatura del maluc per tal d'aconseguir una millor funcionalitat de l'entrenament neuromotor en relació a l'equilibri. Aquests resultats poden ser interpretats com una estratègia preventiva de les lesions de turmell.

**Paraules clau:** equilibri, esquinç de turmell, electromiografia, teràpia física

## 4.2 Introducció

Les lesions de turmell representen una alta proporció del nombre total de lesions registrades a nivell de les extremitats inferiors [1,2]. Diversos autors mantenen la idea que una disminució de la capacitat de generar força a nivell de la musculatura del maluc, això pot influir de manera significativa en l'equilibri de la persona afectada [3-5]. De la mateixa manera, altres sustenten la idea que podria existir una relació important entre el fet de patir una lesió del turmell i la disminució de la capacitat d'activació dels diferents grups musculars de la pelvis, com a resultat dels efectes generats en la pròpia lesió del turmell [6-8].

L'equilibri i la resposta motora associada al correcte manteniment de la postura dels individus estan regulats pel sistema nerviós central (SNC), tant pel què fa referència a les respostes primàries (reflexos), com per les respostes que requereixen un procediment més complex [9-11]. La qualitat de la resposta generada depèn de la integració adequada de la informació aferent, proporcionada pels sistemes visual, vestibular i somatosensorial, així com de la correcta jerarquia en el processament d'aquesta informació [9,11,12].

Així doncs, la informació recollida pel sistema somatosensorial a través de diversos receptors aferents és fonamental per la correcta regulació de la postura. La seva efectivitat en la tasca es veurà condicionada per la capacitat del to muscular a adaptar i corregir els diversos programes motors apresos a les diferents situacions derivades del seu entorn [3,13,14]. Aquest pot esdevenir un element clau pel manteniment de l'equilibri quan la posició del cos es veu alterada de manera brusca, ja que s'ha dit que un augment del to muscular actiu dels músculs implicats millorarà l'estabilitat, així com la sensibilitat pròpia dels FNM i, per tant, la resposta motriu davant una pertorbació de la postura [3,15]. Per aquest motiu l'activitat muscular es pot interpretar com una mecanisme preventiu davant de possibles lesions [14-16].

Tal i com diversos autors han descrit anteriorment, es considera que el sistema musculoesquelètic utilitza dues diferents estratègies de coordinació per mantenir l'equilibri en posició de bipedestació: l'estratègia del pèndol invertit (on tots els cos es mou en el mateix sentit, amb l'inici del moviment a nivell del turmell) i l'estratègia del maluc (on el control inicial es realitza a nivell de la pelvis i la resta del cos es mou en un sentit contrari) [11,15,17].

Tot i que s'han descrit aquestes dues estratègies, no es coneix el motiu pel qual s'escull una de les dues per controlar l'equilibri. No obstant això, les activitats que es desenvolupen en el pla sagital es basen principalment en l'estratègia d'acció del turmell mentre que les activitats dutes a terme en el pla frontal utilitzen més l'estratègia del maluc [18,19].

La hipòtesi del present estudi estima que, així com l'activitat de la musculatura de la pelvis influencia la capacitat per mantenir l'equilibri, i posterior a una lesió de turmell l'activitat d'aquesta musculatura es veu afectada, el fet de millorar la capacitat de contracció de la musculatura pèlvica tindrà una influència positiva en la capacitat de mantenir l'equilibri, i aquest fet implicarà també canvis de l'activitat de la musculatura pròpia de la cama.

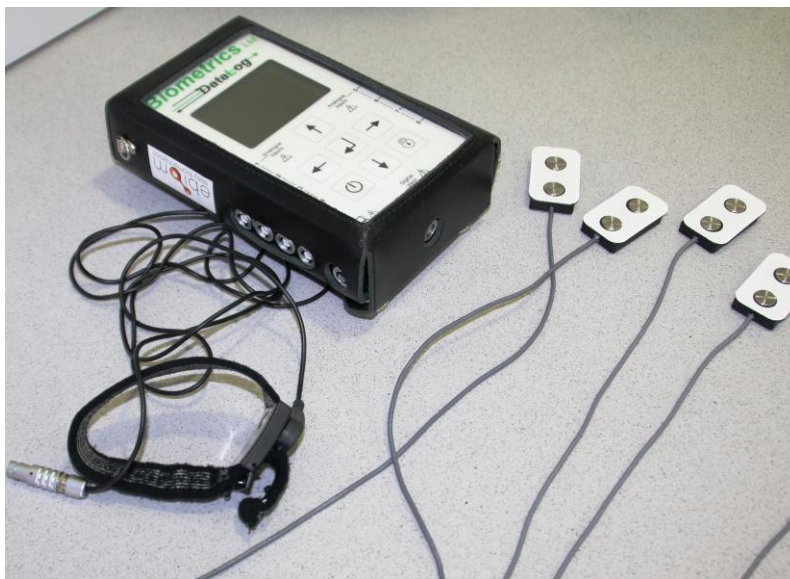
Per tant, l'objectiu del nostre estudi va ser analitzar l'efecte d'una contracció isomètrica de baixa intensitat (<25% MVIC) de la musculatura proximal de la cuixa (gluti major, gluti mig i tensor de la fàscia lata) sobre l'activitat electromiogràfica dels músculs tibial anterior, peroneal lateral llarg, gastrocnemi lateral i solí en una posició estàtica monopodal de la cama dominant.

### **4.3 Metodologia**

Es van reclutar 34 participants entre els estudiants de la comunitat universitària de la Fundació Universitària del Bages (Universitat Autònoma de Barcelona - Espanya) (20 dones, 14 homes). Els criteris d'inclusió per a aquest estudi van ser: no haver patit mai cap lesió o cirurgia a les extremitats inferiors i no tenir cap alteració del sistema somatosensorial o vestibular. Es van descartar totes aquelles persones que no complien amb tots els requisits per a la inclusió. Es va seleccionar la cama d'estudi com aquella que utilitzarien per realitzar un xut. Abans de començar l'estudi, es va informar a tots els participants de les condicions d'aquest i tots ells van signar el document de consentiment informat. Previ a l'inici de l'estudi es van registrar els paràmetres antropomètrics de la mostra (mitjana i desviació estàndard: edat 21,9 anys  $\pm$  2,3; pes 65,5 kg  $\pm$  9,9; alçada 170,6 cm  $\pm$  8,9; mida del peu 25,7 cm  $\pm$  2,2), seguint les instruccions de Pheasant i Haslegrave [20]. Es va demanar als participants de no realitzar cap esforç físic intens durant les 24 hores prèvies a l'estudi. El protocol d'intervenció va ser aprovat pel Comitè Ètic d'Investigació Clínica del Consell Català de l'Esport. Cap dels participants va rebre cap tipus de compensació per la seva participació.



Es van utilitzar uns elèctrodes de superfície SX230 (de forma rectangular, 10 mm de diàmetre, amb una separació entre elèctrodes de 20 mm, aplicats sobre el múscul amb una cinta adhesiva de doble cara) per tal de registrar l'activitat EMG, equipats amb un sistema d'amplificador del senyal (Biometrics Ltd, Gwent, Wales) i connectats a un Datalogger de Biometrics© (Figura 1). Totes les captures de dades es van realitzar a una freqüència de 1000 Hz, i les dades en brut es van emmagatzemar al propi Datalogger, fins el moment de poder ser descarregades a un ordinador personal i analitzades posteriorment. Tan bon punt es va rentar la pell, afaitar i eixugar, es van col·locar els elèctrodes a la musculatura proximal citada (gluti major (GMax), gluti mig (GMed) i tensor de la fàscia lata (TFL)) i als músculs distals de la cama (tibial anterior (TA ), peroneal lateral llarg (PL), gastrocnemi lateral (GL), i soli (SL)) seguint les indicacions de Hermens [21]. Es va col·locar l'elèctrode de referència a l'estiloides cubital. La recollida de dades de cada subjecte es va dur a terme en una sola sessió.



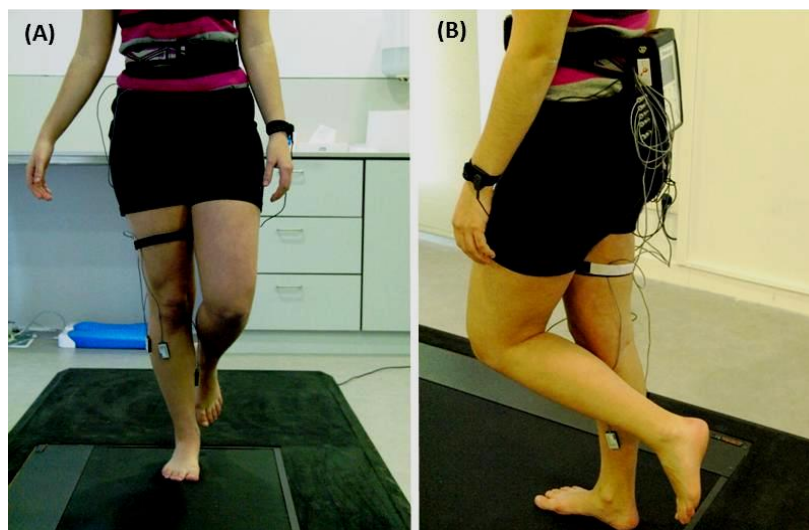
**Figura 1.** Aparellatge utilitzat durant l'estudi: Datalogger, elèctrodes de superfície i elèctrode de referència.

Una vegada que van ser col·locats els sensors, es van realitzar tres registres de cinc segons cadascun per tal de determinar el valor del MVIC dels músculs GMax, GMed i TFL, per determinar el % d'activitat electromiogràfica necessari de l'estudi. Es va calcular la mitjana dels tres intents. Per determinar el MVIC d'aquesta

musculatura es van realitzar les posicions de test segons Daniels [22]. L'investigador principal va guiar totes les accions. Es va permetre als participants la pràctica de dos intents previs, i se'ls va encoratjar verbalment per arribar a la màxima contracció possible.

Una vegada determinat el valor del MVIC, es va determinar el llindar d'activitat muscular al 25% en base al valor absolut del senyal en brut del MVIC.

Per calcular la fiabilitat del registre en el test-retest, es van realitzar dues sèries de tres intents del test. Cada intent va seguir el següent protocol: l'individu es va mantenir dret amb el peu descalç i en suport monopodal al punt determinat per l'investigador principal, amb els braços al llarg del cos, la mirada fixada en un punt marcat a la paret, a 3 m de separació davant del subjecte, mantenint la posició durant 30 segons el més estable possible (Figura 2). Es va demanar al subjecte de no fer moviments amb el cap o amb els ulls, i es van controlar els nivells de llum i de soroll del laboratori. En el cas que el subjecte no completés l'intent correctament, aquest es va dur a terme de nou.

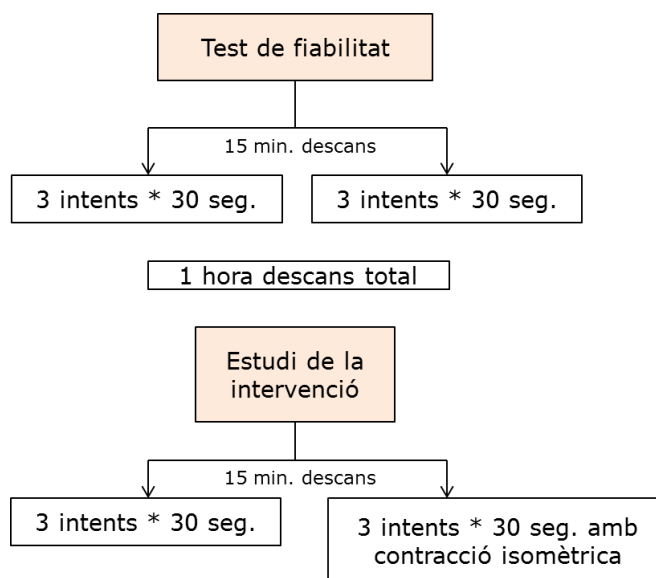


**Figura 2.** Participant en posició de test monopodal, amb A) els elèctrodes de superfície situats, i B) detall del Datalogger de Biometrics©.

Es va permetre un repòs de 5 minuts entre cada intent i un altre descans de 15 minuts entre les dues sèries (test-retest). Aquest primer bloc de repeticions va

servir per avaluar la fiabilitat dels registres a partir de l'anàlisi de l'*intraclass correlation coefficient* (ICC) i el patró d'activitat de cada subjecte.

Després d'una hora de repòs absolut, es va procedir a avaluar l'efecte de la intervenció. Es van dur a terme dues sèries de tres intents per a l'anàlisi de la intervenció, seguint el mateix protocol dut a terme en el test-retest del registre de la fiabilitat (Figura 3). En aquest cas, els participants van haver de realitzar una contracció isomètrica dels músculs pèlvics seleccionats, al llindar del 25% del MVIC, durant els intents destinats a l'anàlisi de la prova.



**Figura 3.** Diagrama del procés d'intervenció, descrivint els 2 blocs d'estudi, les sèries, i el temps de descans entre sí.

Segons Contessa [23], aquesta contracció de baixa intensitat es pot mantenir còmodament per la majoria dels subjectes. Cada individu va poder regular el nivell d'intensitat de la contracció en tot moment gràcies a un sistema de feedback auditiu del propi Datalogger.

Els primers cinc segons de cada registre van ser descartats per a l'anàlisi EMG donada l'alta variabilitat del senyal, observada en el moment que l'individu se situava en posició estable. Per aquest motiu es van analitzar 25 segons de cada intent.

Les dades electromiogràfiques van ser processades i analitzades fora de línia amb un programa desenvolupat sobre el Matlab R2011a (The Mathworks, Inc©, Massachusetts, EUA). Les dades originals (en brut) es van suavitzar a través de l'aplicació d'un filtre de 100 ms del root mean square (RMS) i el senyal es va rectificar en un rang de freqüències de [20-350] Hz. Els paràmetres avaluats per cada múscul estudiat van ser la mitjana del valor EMG i l'RMS. Per aquests paràmetres es va utilitzar la mitjana dels tres intents per tal de fer l'anàlisi estadística.

Es va aplicar el mètode d'Altman i Bland en el test-retest inicial calculat amb un límit d'acord (LoA) del 95% per comprovar la fiabilitat dels registres.

Es van presentar la mitjana i el rang interquartil (IQR) com a índex de l'estadística descriptiva. A partir de l'aplicació de la prova de Kolgomorov-Smirnov es va rebutjar la distribució normal dels registres, motiu pel qual es va aplicar el test no paramètric de mesures repetides de Wilcoxon, per tal de detectar diferències entre els diversos intents. Es va utilitzar el programa SPSS v14 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA) per a l'anàlisi de les dades.

#### **4.4 Resultats**

Es van registrar les mitjanes del valor EMG i del RMS dels músculs: TA, PL, SL i LG en el decurs dels diversos intents del test. Es van obtenir diferències estadísticament significatives ( $p < 0,005$ ) en la comparació de Wilcoxon per l'anàlisi dels efectes de la intervenció. Es presenten els resultats estadístics descriptius de la prova de Wilcoxon en el test-retest en les seves respectives taules, pel valor EMG (Taula 1) i pel valor del RMS (Taula 2).

**Taula 1.** Resultats estadístics descriptius dels registres i diferència aritmètica per múscul, de la mitjana del valor EMG dels registres

	<b>estadístics</b>	<b>test</b>	<b>retest</b>	<b>retest-test</b>	<b>Z*</b>	<b>p</b>
<b>TA</b>	Mitjana	0,007	0,016	0,009	-3,855	<b>,000**</b>
	IQR	(0,005 - 0,013)	(0,010 - 0,023)			
<b>PL</b>	Mitjana	0,009	0,015	0,005	-4,949	<b>,000**</b>
	IQR	(0,007 - 0,017)	(0,011 - 0,022)			
<b>GL</b>	Mitjana	0,006	0,010	0,004	-3,479	<b>,001**</b>
	IQR	(0,004 - 0,01)	(0,007 - 0,016)			
<b>SL</b>	Mitjana	0,007	0,011	0,004	-4,676	<b>,000**</b>
	IQR	(0,005 - 0,010)	(0,007 - 0,018)			

Nota: IQR, rang interquartil

\*test de Wilcoxon

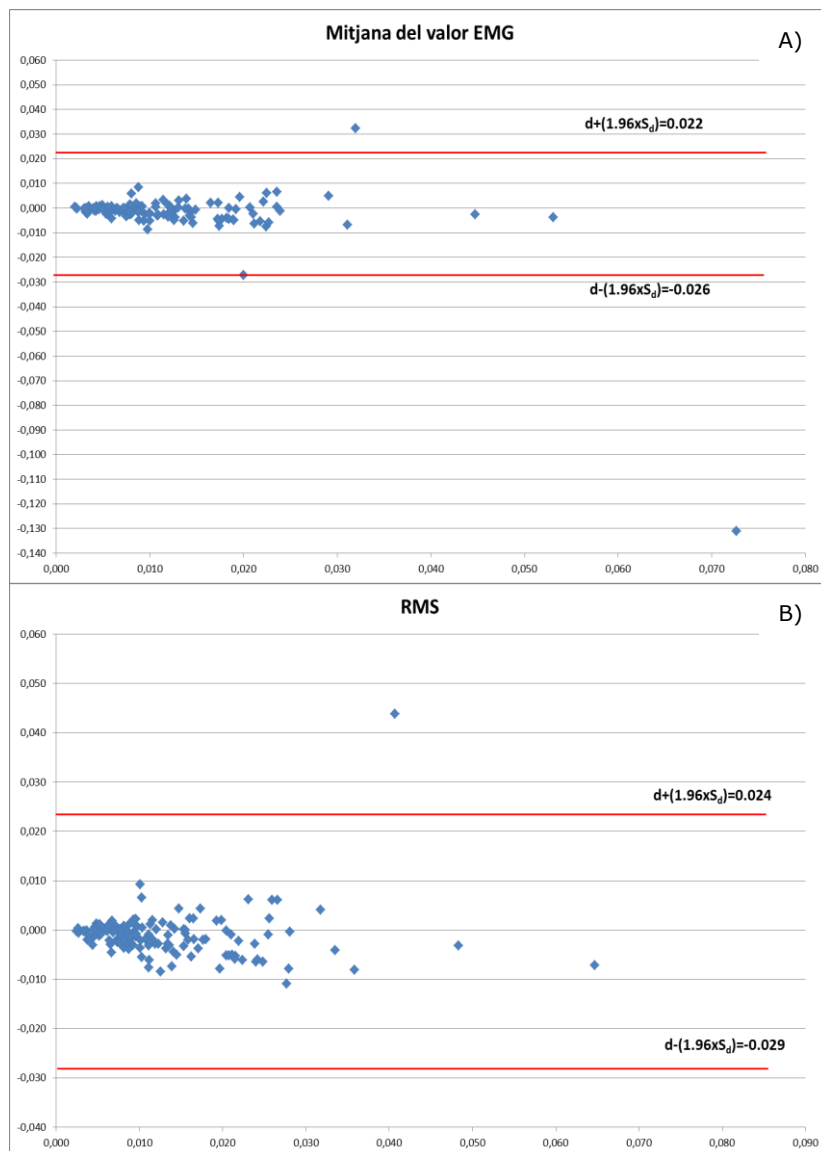
**Taula 2.** Resultats estadístics descriptius dels registres i diferència aritmètica per múscul, de la mitjana del valor del RMS dels registres

	<b>estadístics</b>	<b>test</b>	<b>retest</b>	<b>retest-test</b>	<b>Z*</b>	<b>p</b>
<b>TA</b>	Mitjana	0,009	0,019	0,011	-3,872	<b>,000**</b>
	IQR	(0,006 - 0,016)	(0,012 - 0,027)			
<b>PL</b>	Mitjana	0,011	0,017	0,006	-4,898	<b>,000**</b>
	IQR	(0,008 - 0,020)	(0,012 - 0,024)			
<b>GL</b>	Mitjana	0,008	0,012	0,005	-3,291	<b>,001**</b>
	IQR	(0,004 - 0,012)	(0,008 - 0,019)			
<b>SL</b>	Mitjana	0,007	0,012	0,005	-4,522	<b>,000**</b>
	IQR	(0,005 - 0,012)	(0,008 - 0,020)			

Nota: IQR, rang interquartil

\*test de Wilcoxon

Els resultats de l'aplicació de la prova d'Altman i Bland i l'ICC indiquen una alta reproductibilitat temporal de totes les dades observades a la primera part de l'estudi, amb registres LoA de la sèrie de control de -0,026 a 0,022 i un ICC= 0,593 pel valor mig de l'EMG, i de -0,029 a 0,024 i un ICC= 0,621 pel valor del RMS (Figura 4).



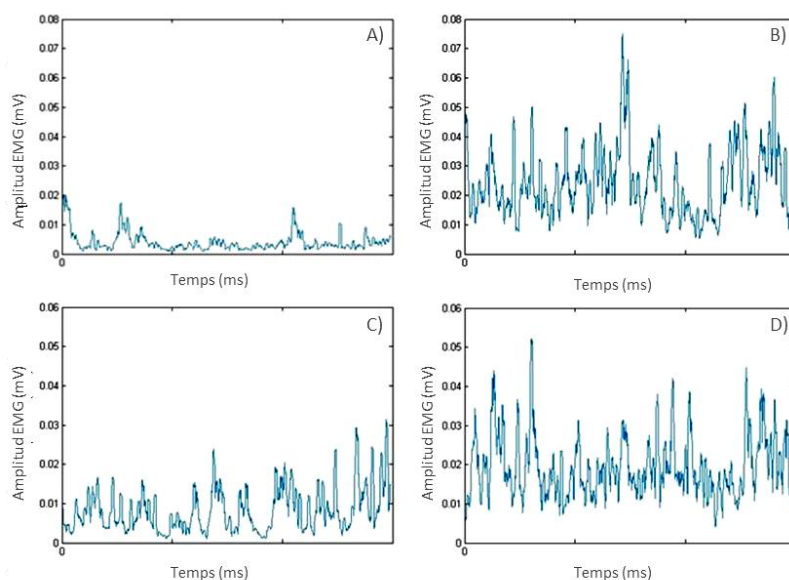
**Figura 4.** Representació gràfica dels valors d'Altman i Bland (LoA), pels registres dels intents A) en la variable mitjana de l'EMG i B) per la variable RMS.

## 4.5 Discussió

Els resultats d'aquest estudi mostren una estreta relació entre l'activitat voluntària de la musculatura proximal de la cuixa i l'activitat EMG no voluntària de la musculatura del turmell, degut a l'augment de la resposta electromiogràfica d'aquesta musculatura observat durant els intents duts a terme sota la influència de la contracció muscular proximal. Els resultats d'aquest estudi van mostrar que l'activitat dels músculs GMax, GMed i TFL va afectar l'activitat elèctrica dels músculs TA, PL, GL i SL, permetent entreveure que l'estratègia d'entrenament de la

musculatura extrínseca del peu es pot planejar de manera distant a aquesta, de manera similar al què havien mencionat altres autors anteriorment [5,6,8,24]. Altres estudis han fet referència a l'alteració significativa de l'equilibri degut a dèficits observats a nivell de l'activitat de la musculatura glútia [4,25,26]. Aquestes observacions ens porten a pensar que existeix una relació important entre tots els elements que conformen la cadena d'acció distal, i la seva implicació per tal de mantenir la correcta funcionalitat de l'extremitat inferior [6,8,27].

En el present estudi es va analitzar la interacció entre l'activació voluntària dels músculs de la pelvis i l'activitat registrada a nivell dels músculs del turmell. També es va tenir en compte el fet que el nivell de fatiga de la musculatura proximal de la cama influencia de manera negativa els nivells d'equilibri de l'individu, més que no pas si la fatiga es produeix a nivell distal [3,5,24,28,29], i per aquest motiu es va centrar l'interès d'aquest estudi en la musculatura proximal de l'extremitat. En el cas d'aquest estudi l'activitat muscular basal dels músculs TA, PL, GL i SL es va estudiar en relació al desenvolupament d'una contracció voluntària de la musculatura abductora pèlvica. Aquesta interacció es va observar especialment en els registres EMG del múscul TA i del múscul PL, els quals són els principals motors de les accions d'inversió i eversió del peu (Figura 5).



**Figura 5.** Registres electromiogràfics d'un subjecte típic, per músculs TA (A-control / B-intervenció) i PL (C-control / D-intervenció).

Aquest resultat es pot interpretar com un nou enfocament a tenir en compte en els programes d'entrenament neuromotor per millorar l'equilibri, fet que suggereix potser que la visió tradicional d'aquest tipus d'entrenament per a la rehabilitació de les lesions del turmell, basat en exercicis locals de propiocepció [30-32] pot no implicar tots els aspectes necessaris per arribar a aconseguir la màxima funcionalitat de l'extremitat inferior, ja que s'ha de tenir en compte l'alta interconnexió entre tota la musculatura de l'extremitat inferior [6,25,26,33].

Els resultats de l'estudi indiquen que és important tenir en compte la musculatura proximal de l'extremitat a l'hora d'enfocar la rehabilitació de l'extremitat inferior, perquè tal i com s'ha dit abans, l'equilibri es veu perjudicat quan existeix una alteració dels músculs de la pelvis, més que no pas quan el dèficit es localitza a nivell de la musculatura del turmell i, d'acord amb aquest estudi, la resposta electromiogràfica de TA PL, GL i SL va esdevenir més important per tots els paràmetres estudiats en el moment que es va realitzar una contracció isomètrica de baixa intensitat dels músculs pèlvics. Creiem que aquests resultats no es van veure influïts per la fatiga muscular o degut a canvis fisiològics propis de la contracció muscular, donada la baixa intensitat i la poca durada que va tenir aquesta contracció [34].

Els nostres resultats concorden amb aquells autors que darrerament han indicat la necessitat d'incloure tota la cadena muscular implicada en la funcionalitat de l'extremitat en aquest tipus de rehabilitació [29,33,35,36]. En la mateixa línia del nostre estudi, Franettovich et al. [7] van descriure retards d'activació dels músculs glutis (GMax i GMed) per a una mostra de corredors afectats de tendinopatia a nivell del tendó d'Aquil·les. En el seu estudi van suggerir que aquest retard d'activació del GMax i del GMed podia comportar diverses alteracions biomecàniques de l'extremitat inferior. Aquest estudi de Franettovich et al., de fet, dóna força a la teoria presentada en el nostre estudi, posant èmfasi en la important relació que existeix entre tots els elements de la cadena muscular.

Tal i com Snyder et al. [32] van comentar en el seu estudi, l'activitat correcta de la musculatura de la pelvis pot ajudar a mantenir el recorregut articular funcional del genoll i del retropeu, contribuint a la seva estabilitat. De la mateixa manera Lee i Powers [26] també van observar la necessitat d'aquest treball com una mesura de prevenció dels esquinços de turmell, així com la necessitat d'activar la musculatura de manera anticipada a l'acció, per tal d'obtenir una resposta més eficient.



La proposta del nostre estudi va implicar la realització d'una contracció isomètrica de baixa intensitat (25% del MVIC), ja que una contracció a aquesta intensitat es pot dur a terme sense comportar canvis fisiològics significatius [34]. La hipòtesi d'aquest estudi es basa en les conclusions de l'estudi que van realitzar Tsao i Hodges [37], els quals van dur a terme un entrenament selectiu del múscul transvers abdominal, i van observar canvis en el patró d'activitat del Feedforward d'aquesta musculatura, tant en el moment de l'entrenament com en la seva anàlisi a llarg termini. Per aquest motiu l'objectiu d'aquest estudi va ser determinar si el nivell d'activitat muscular pèlvica podia alterar el registre EMG de l'activitat relativa als músculs distals de la cama. Després d'observar els resultats del nostre estudi es pot inferir que l'entrenament dissenyat per Tsao i Hodges [37], que va ser de manera concreta: 3 sèries de 10 segons de manteniment d'una contracció de baixa intensitat, 2 cops al dia, de manera selectiva dels músculs seleccionats, pot comportar resultats similars en la musculatura GMax, GMed i TFL. Es pot considerar que aquest entrenament pot induir canvis en el Feedforward del músculs involucrats en la cadena funcional i consolidar canvis en el patró d'activació d'aquests, i així influir en el manteniment de l'equilibri. D'acord amb la nostra hipòtesi, aquesta activitat muscular basal podria ser una eina útil a considerar per evitar el risc de lesió de l'extremitat, especialment en situacions on el requeriment d'activació muscular és sobtat, degut a la millora en la sensibilitat dels FNM i de l'equilibri, com s'ha esmentat anteriorment.

Segons Munn et al. [38] una inversió de turmell succeeix en un temps inferior a 100 ms, cosa que fa pensar que l'activitat generada pels músculs eversors del turmell, com a resposta a aquesta, és incapaç de generar una resposta efectiva que contraresti aquesta acció en aquest període de temps. D'altra banda, Masani et al. [16] i Suzuki et al. [39] van establir que els músculs que van mostrar un to basal més elevat, van poder generar una resposta motora gairebé immediata quan es van veure sotmesos a una alteració brusca de l'equilibri, i per això cal tenir en compte que aquest augment del to pot implicar una millor protecció activa davant els elements de risc de lesió. Gràcies a aquest fet, creiem que un estat de major activitat elèctrica muscular basal dels músculs propis de la cama, generada en el nostre estudi a partir d'una contracció dels músculs de la pelvis, podria esdevenir una estratègia preventiva alternativa que cal considerar ja que, com es mostra en els resultats d'aquest estudi, l'estat de pre-activació de tota la cadena d'acció suggereix que la rigidesa muscular inicial serà més important i que, per tant, pot comportar una millor resposta muscular en aquests casos.

Aquest estudi es va realitzar utilitzant una mostra de participants sans. Aquest fet significa que els resultats d'aquest estudi no poden extrapolar-se a individus lesionats. D'altra banda, la manca de possibilitat d'anàlisi de l'activitat EMG dels músculs profunds significa que només s'ha obtingut una informació parcial sobre els esdeveniments.

## 4.6 Conclusions

Com a conclusió final, i d'acord amb els resultats del present estudi, es pot confirmar la fiabilitat del test amb mesures repetides de l'EMG. De la mateixa manera, els resultats d'aquest estudi confirmen la hipòtesi inicial, que considera que, donat el seu paper en la cadena d'activació de la musculatura del turmell, la musculatura abductora de la pelvis és un element a tenir en compte en la planificació de les accions terapèutiques destinades a la millora de l'estabilitat de l'extremitat inferior.

## 4.7 Referències

1. Fong DT-P, Hong Y, Chan L-K, Yung PS-H, Chan K-M, Chan Y-Y, et al. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sport Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2007; 37(1):73-94.
2. Waterman BR, Belmont PJ, Cameron KL, Deberardino TM, Owens BD. Epidemiology of ankle sprain at the United States Military Academy. *Am J Sports Med.* 2010; 38(4):797-803.
3. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neurosci Biobehav Rev.* 2012; 36(1):162-176.
4. Gribble PA, Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004; 14(6):641-646.
5. Bisson EJ, McEwen D, Lajoie Y, Bilodeau M. Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance. *Gait posture.* 2011; 33(1):83-87.
6. Webster KA, Gribble PA. A comparison of electromyography of gluteus medius and maximus in subjects with and without chronic ankle instability during two functional exercises. *Phys Ther Sport.* 2013; 14:17-22.

7. Franettovich Smith MM, Honeywill C, Window N, Crossley KKM, Creaby MW, Wyndow N. Neuromotor control of gluteal muscles in runners with Achilles tendinopathy. *Med Sci Sports Exerc.* 2014; 46(3):594–599.
8. Bullock-Saxton JE. Local Sensation Changes and Altered Hip Muscle Function Following Severe Ankle Sprain. *Phys Ther.* 1994; 74(1):17–28.
9. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train.* 2002; 37(1):71–79.
10. Nashner L. Organization and Programming of Motor Activity during Posture Control. *Prog Brain Res.* 1979; 50:177–184.
11. Shumway-Cook A, Woollocott MH. *Motor control: translating research into clinical practice.* Philadelphia : Wolters Kluwer/Lippincott Williams; 2012
12. Winter DA. Human balance and posture standing and walking control during. *Gait Posture.* 1995; 3:193–214.
13. Nashner L. Fixed Patterns of Rapid Postural Responses among Leg Muscles during Stance. *Exp brain Res.* 1977; 30:13–24.
14. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system , part II: The role of proprioception in motor control and functional stability. *J Athl Train.* 2002; 37(1):80–84.
15. Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol.* 1998; 80(3):1211–1221.
16. Masani K, Popovic MR, Nakazawa K, Kouzaki M, Nozaki D. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J Neurophysiol.* 2003; 90(6):3774–3782.
17. Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J Physiol.* 1999; 514.3:915–928.
18. Hsu W-L, Scholz JP, Schöner G, Jeka JJ, Kiemel T, Scho G, et al. Control and Estimation of Posture During Quiet Stance Depends on Multijoint Coordination. *J Neurophysiol.* 2007; 97(4):3024–3035.
19. De Freitas PB, Freitas SMSF, Duarte M, Latash ML, Zatsiorsky VM. Effects of joint immobilization on standing balance. *Hum Mov Sci.* 2009; 28(4):515–528.
20. Pheasant S, Haslegrave CM. *Bodyspace: anthropometry, ergonomics, and the design of work .* Boca Raton [etc.]: Taylor; 2006
21. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10(5):361–374.

22. Hislop HJ, Montgomery J. Daniels & Worthingham. *Técnicas de Balance Muscular*. Madrid; Barcelona [etc.]: Elsevier; 2003
23. Contessa P, Adam A, De Luca CJ. Motor unit control and force fluctuation during fatigue. *J Appl Physiol*. 2009;107(1):235–243.
24. Bizid R, Margnes E, François Y, Jully JL, Gonzalez G, Dupui P, et al. Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. *Eur J Appl Physiol* 2009; 106(3):375–380.
25. Lee S-P, Powers CM. Individuals with diminished hip abductor muscle strength exhibit altered ankle biomechanics and neuromuscular activation during unipedal balance tasks. *Gait Posture*. 2014; 39(3):933–938.
26. Lee S-P, Powers C. Fatigue of the hip abductors results in increased medial–lateral center of pressure excursion and altered peroneus longus activation during a unipedal landing task. *Clin Biomech*. 2013; 28(5):524–529.
27. Friel K, McLean N, Myers C, Caceres M. Ipsilateral Hip Abductor Weakness After Inversion Ankle Sprain. *J Athl Train*. 2006; 41(1):74–78.
28. McMullen KL, Cosby NL, Hertel J, Ingersoll CD, Hart JM. Lower Extremity Neuromuscular Control Immediately After Fatiguing Hip-Abduction Exercise. *J Athl Train*. 2011; 46(6):607–614.
29. Beckman SM, Buchanan TS. Ankle inversion injury and hypermobility: Effect on hip and ankle muscle electromyography *onset* latency. *Arch Phys Med Rehabil*. 1995; 76(12):1138–1143.
30. Eils E, Rosenbaum D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Med Sci Sports Exerc*. 2010; 33(12):1991–8.
31. Emery CA, Meeuwisse WH. The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial. *Br J Sports Med*. 2010; 44:555–562.
32. Freeman MAR, Dean MRE, Hanham W. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Jt Surg*. 1965; 47 B(4):678–685.
33. Snyder KR, Earl JE, O'Connor KM, Ebersole KT. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clin Biomech*. 2009; 24(1):26–34
34. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*. 1997; 13:135–163.
35. Amin DJ, Herrington LC. The relationship between ankle joint physiological characteristics and balance control during unilateral stance. *Gait Posture*. 2014; 39(2):718–722.
36. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010; 20:388–397.

37. Tsao H, Hodges PW. Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 18(4):559–567.
38. Munn J, Sullivan SJ, Schneiders AG. Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: A systematic review with meta-analysis. *J Sci Med Sport.* 2010; 13(1):2–12.
39. Suzuki Y, Nomura T, Casadio M, Morasso P. Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing: A theoretical proposal based on a double inverted pendulum model. *J Theor Biol.* 2012; 310:55–79.

## CAPÍTOL 5

***Estudi 3:*** *Influència d'una contracció isomètrica de baixa intensitat de la musculatura de la cuixa en l'activació de la musculatura estabilitzadora del turmell i l'estabilitat postural.*



## 5.1 Resum

**Antecedents.** El correcte manteniment de la postura depèn de diversos sistemes, entre ells el musculoesquelètic. Per l'estudi de l'estabilitat postural s'han utilitzat eines com l'evolució del registre del centre de pressions plantars (COP) i l'electromiografia (EMG). L'aparició de modificacions del nivell de l'activitat muscular poden fer variar els registres del COP, tant si es produeixen a nivell del turmell com si es localitzen a nivell de la pelvis.

**Objectius.** Conèixer l'efecte d'una contracció isomètrica de baixa intensitat (<25% MVIC) de la musculatura proximal de la cuixa (gluti major, gluti mig i tensor de la fàscia lata) sobre l'equilibri i la seva vinculació amb la l'activitat dels músculs tibial anterior, peroneal lateral llarg, gastrocnemi lateral i soli.

**Material i mètode.** Es van reclutar 34 participants sense cap lesió prèvia (20 noies, 14 nois). Es van realitzar 2 blocs de test, de 3 sèries cadascun. Els participants van mantenir la posició monopodal sobre una plataforma de pressions, descalços. Durant la intervenció es va demanar als participants la realització d'una contracció isomètrica del 25% del MVIC dels músculs pèlvics seleccionats. Es va aplicar una anàlisi de la variància per mesures repetides, i una regressió múltiple de les dades.

**Resultats.** Es van detectar canvis estadísticament significatius en les variables d'estudi de la plataforma, essent pitjors per la situació d'intervenció. Els músculs tibial anterior i peroneal lateral llarg van tenir aportacions significatives en les diferents variables d'equilibri estudiades.

**Conclusions.** La realització d'una contracció isomètrica de baixa intensitat de la musculatura pèlvica va contribuir a modificar els patró d'activitat elèctrica de la musculatura del turmell. Aquesta activitat va fer que les variables del COP mostressin pitjor registre referent a l'equilibri.

**Paraules clau:** equilibri; electromiografia; plataforma; entrenament muscular



## 5.2 Introducció

L'estabilitat postural es defineix com la situació en la qual les articulacions romanen, o retornen ràpidament, a l'estat d'alineació com a resposta a les forces que s'apliquen sobre els segments corporals [1,2]. Aquesta tasca ve regulada per diferents sistemes, com són el visual, vestibular, propioceptiu i musculoesquelètic, gràcies a la coordinació del Sistema Nerviós Central (SNC) [1,3]. A partir de l'anàlisi de l'evolució del centre de pressions plantars (COP) i de l'electromiografia (EMG) dels diferents grups musculars implicats, es pot extreure informació relativa a les diferents estratègies i sistemes utilitzats pel control postural [4-8].

En l'anàlisi de l'equilibri s'han establert diverses teories a través de les quals l'individu manté la posició erecta, com són la teoria del pèndol invertit (*ankle strategy*) [9-11], i la teoria del doble pèndol invertit (*hip strategy*) [12, 13] i l'estratègia combinada, que inclou tota la informació percebuda de les extremitats inferior (*multilink pendulum*) [14]. Segons aquests autors, la utilització d'una estratègia o una altra dependrà especialment de l'exigència d'equilibri de la tasca realitzada. Diversos autors [15-18] han vinculat les variables del COP i l'anàlisi EMG per tal de determinar els nivells d'equilibri i la seva interconnexió entre les variables estudiades, de manera que es pot determinar quina és l'estratègia que duen a terme els individus en el manteniment d'una posició estable [19], i quina és la relació existent entre un major nivell d'activitat muscular basal (*stiffness* actiu) i el control articular en l'estabilitat postural [17,18].

L'activitat muscular esdevé un paràmetre molt important, i a vegades determinant, en el control de l'equilibri, especialment quan aquesta activitat està alterada. Per exemple s'ha descrit que a mesura que augmenta la fatiga de la musculatura pèlvica, empitjora el nivell d'equilibri [20,21], i de la mateixa manera, individus amb menor capacitat de força de la musculatura abductora de la pelvis mostren pitjors nivells d'equilibri [22-24]. Paral·lelament, s'ha detectat que els músculs que augmenten de manera significativa la seva activitat en el control de l'equilibri són el tibial anterior (TA) i el peroneal lateral llarg (PL) [20,26-28].

Per aquest motiu en aquest estudi es va analitzar l'activitat EMG dels músculs TA, PL, gastrocnemis lateral (GL) i solí (SL) en relació a les variables de l'estudi de l'equilibri en una plataforma de pressions, sota la hipòtesi que un augment de l'*stiffness* de la musculatura del turmell pogués mostrar millors registres de totes

les variables i en referència a la seva relació particular. Amb aquesta intenció vam generar un augment d'*stiffness* de la musculatura citada a partir d'una contracció de baixa intensitat de la musculatura abductora de l'extremitat inferior.

Els objectius d'aquest estudi van ser, conèixer l'efecte d'una contracció isomètrica de baixa intensitat (<25% MVIC) de la musculatura proximal de la cuixa (gluti major, gluti mig i tensor de la fàscia lata) sobre l'equilibri i la seva vinculació amb la l'activitat dels músculs tibial anterior, peroneal lateral llarg, gastrocnemi lateral i soli.

### **5.3 Metodologia**

Es van reclutar 34 participants entre els estudiants de la comunitat universitària de la Fundació Universitària del Bages (Universitat Autònoma de Barcelona - Espanya) (20 noies, 14 nois; edat  $21,9a \pm 2,3$ ; pes  $65,5kg \pm 9,9$ ; alçada  $170,6cm \pm 8,9$ ; peu  $25,5cm \pm 2,9$ ). Com a criteris d'inclusió per a la participació en aquest estudi es va tenir en compte: no haver patit mai cap lesió ni intervenció quirúrgica a qualsevol de les dues extremitats inferiors, i no presentar cap alteració en el sistema vestibular ni somatosensorial. Qualsevol altre situació es va considerar com a criteri d'exclusió. Per tal de seleccionar la cama d'estudi es va considerar aquella que utilitzaven els participants pel xut d'un penal. Previ a l'inici de l'estudi, es va informar als participants de les condicions de realització de l'estudi, i aquests van signar el consentiment informat corresponent. Es va demanar als participants que no practiquessin cap activitat física intensa durant les 24 hores prèvies a l'estudi.

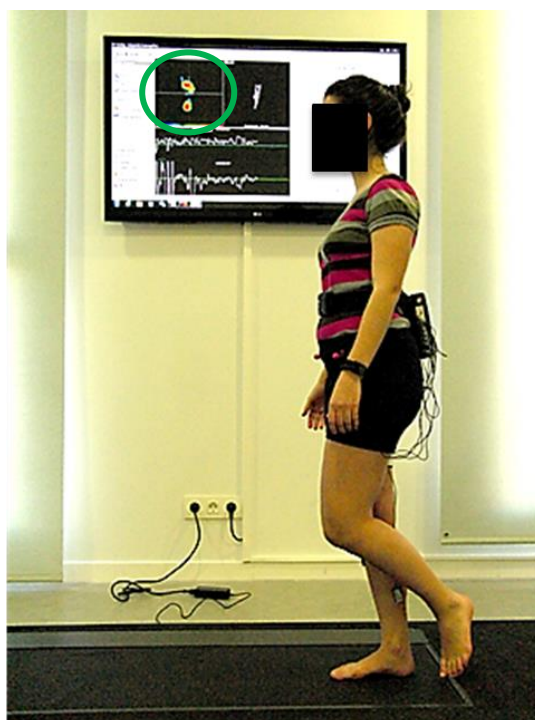
El protocol d'intervenció va ser aprovat pel Comitè d'Ètica d'Investigacions Clíniques de l'administració esportiva de Catalunya (Espanya). Cap dels participants en aquest estudi va rebre cap tipus de recompensa econòmica o en espècie per la seva participació.

Es va rentar, rasurar i eixugar la pell abans de col·locar els elèctrodes en els músculs triats per l'estudi, segons les recomanacions de Hermen et al. [28]. L'elèctrode de referència es va col·locar a l'estiloides cubital del braç esquerre. Un cop instrumentats els participants, es va procedir registrar el valor del MVIC dels músculs GMax, GMed, TFL. Es van realitzar 3 repeticions de 5 segons per cadascun d'aquests músculs. Es va utilitzar la mitjana dels 3 intents com a valor d'estudi. La posició d'anàlisi per cada múscul va ser definida segons Daniels & Worthingham

[29]. Posteriorment es va calcular el llindar de contracció del 25% per a cada múscul, intensitat escollida per dur a terme per aquesta musculatura durant la fase experimental. Prèviament a la realització del test tots els participants van ser instruïts i entrenats en la realització del protocol d'estudi.

Per realitzar la mesura es va col·locar de manera passiva el peu del subjecte sobre la plataforma, descalç, de manera que la representació del COP a la pantalla de l'ordinador s'escaigués en el punt mig de totes les pressions plantars del subjecte, utilitzant l'aplicació d'anàlisi del test de Romberg de la plataforma (Figura 1).

Es va sol·licitar al participant que mantingués la posició monopodal durant 30 segons, el màxim estable possible, amb els braços al llarg del cos, el peu contralateral repenjat sobre el mal·lèol medial, i mirant un punt fix a la paret, separat 3 m davant seu (Figura 2). Es va demanar al participant que no realitzés cap gest estrany amb el cap, i les condicions ambientals del laboratori es van mantenir estables.



**Figura 1.** Participant col·locant-se sobre la plataforma, amb la visió del registre de les pressions plantar a la pantalla.



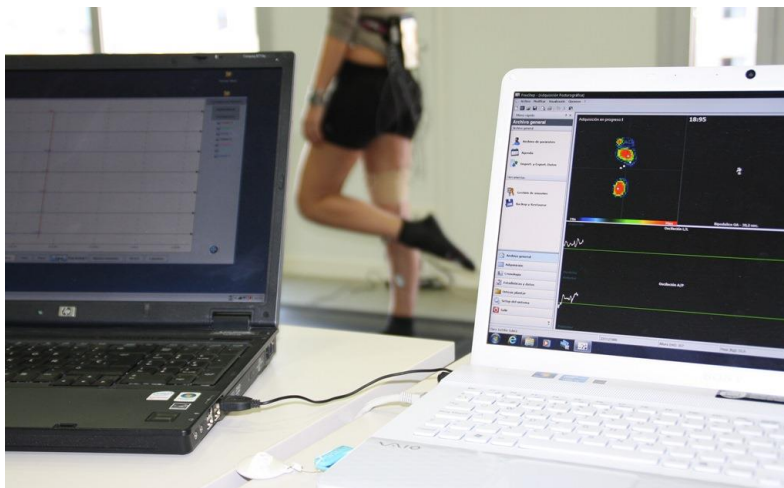
**Figura 2.** Detall del participant realitzant el test sobre la plataforma, amb els elèctrodes aplicats.

Es van realitzar 3 intents del test per la situació de control (situació A) seguits de 3 intents del test realitzant una contracció dels músculs GMax, GMedi TFL (situació B). Les situacions (A-B) es van dur a terme de manera aleatoritzada. En la situació B els participants van haver de realitzar una contracció isomètrica dels músculs GMax, GMed i TFL al 25% d'intensitat respecte el MVIC. El nivell de la intensitat de la contracció es va poder mantenir gràcies al mecanisme de Feedback auditiu del qual disposava el propi sistema d'anàlisi de l'electromiografia. Es va permetre una recuperació de 5 minuts entre intents i de 30 minuts entre les dues situacions d'estudi (A-B) per tal d'evitar les interferències que la fatiga d'aquesta musculatura pogués causar.

Es van utilitzar uns sensor superficials SX230 (forma rectangular, 10mm de diàmetre, 20mm de distància entre sí) pel registre de l'activitat elèctrica muscular, amb un amplificador intern de senyal (Biometrics Ltd, Gwent, Wales), connectats a un Datalogger Biometrics©. El registre de les dades es va realitzar a una freqüència de 1000 Hz, i es va emmagatzemar al propi Datalogger per poder ser extretes posteriorment i analitzades en un ordinador personal.

Per a l'estudi de l'evolució del COP es va utilitzar una plataforma resistiva freeMed (Sensor Medica, Roma, Italia). Tots els registres van ser realitzats a una freqüència de registre de 400Hz. Per l'adquisició de les dades es va utilitzar el software d'anàlisi FreeStep® (Figura 3).

Els 5 primers segons de cada registre van ser descartats deguda la seva alta variabilitat observada [30]. Es va calcular la mitjana dels tres intents per cada situació en cadascuna de les variables per fer l'anàlisi estadística.



**Figura 3.** Detall d'un moment de registre, amb el participant instrumentat i el registre de les dades EMG i de la plataforma amb els softwares respectius .

L'anàlisi de les variables EMG es va dur a terme a partir d'un programa desenvolupat sobre el Matlab R2011a (The Mathworks, Inc©, Massachussets, USA). Les dades es van suavitzar a través d'un filtratge de la senyal rectificada amb un root mean square (RMS) de 100ms i es va corregir per un rang de freqüència 20 - 350 Hz. Es van estudiar els paràmetres mitjana del valor i RMS (de l'activitat elèctrica registrada).

Les dades obtingudes en l'anàlisi estabilmètrica es van exportar totes fora de línia, i es van avaluar amb el programa Microsoft Office Excel v2007. Els paràmetres avaluats van ser: la superfície total de l'el·lipse dibuixada, la velocitat mitjana del

COP (COPV), el RMS absolut, el camí dibuixat en l'eix Y, i el camí dibuixat en l'eix X. Es va realitzar la mitjana dels intents en cadascuna de les sèries pel seu estudi.

Per efectuar l'anàlisi estadística dels registres obtinguts a la plataforma es va aplicar una anàlisi de la variància per mesures repetides (ANOVA).

Per tal de presentar els indicadors dels registres realitzats es van utilitzar elements d'estadística descriptiva. Es van considerar les variables dependents: superfície de l'el·lipse (cm), velocitat mitjana de desplaçament (mm/s), desplaçament en l'eix X (cm), desplaçament en l'eix Y (cm), i RMS absolut. Com a variables independents es van prendre els registres electromiogràfics dels ítems valor EMG (mV) i RMS (mV), dels músculs TA, PL, GL i SL. Per detectar la influència de les variables independents (paràmetres de l'activitat muscular) sobre les variables dependents (paràmetres d'anàlisi del COP), es va aplicar una regressió múltiple, diferenciant els intents A i B, amb el programa IBM SPSS© Statistics v21, amb la finalitat descriptiva de l'anàlisi.

Les variables valor EMG i RMS dels diferents músculs (TA, PL, GL, SL) van ser utilitzades simultàniament com a predictors per les deu anàlisis de regressió que es van realitzar.

## **5.4 Resultats**

Els resultats descriptius de l'estudi es presenten segons variables de l'equilibri (superfície de l'el·lipse (cm), velocitat mitjana de desplaçament del COP (COPV) (mm/s), desplaçament del COP en l'eix X (cm), desplaçament del COP en l'eix Y (cm) i RMS absolut) i activitat elèctrica registrada dels músculs TA, PL, GL, SL a la Taula 1.

La comparació de mitjanes de les variables de l'equilibri analitzades són estadísticament significatives ( $p < ,05$ ) per a totes les variables, excepte per a la mesura del desplaçament del COP en l'eix X de la situació B.

**Taula 1.** Resum dels resultats descriptius de les variables en el test per A i B.

	Situació A			Situació B			P (2-tailed)
	Mitjana	Mínim	Màxim	Mitjana	Mínim	Màxim	
<b>El·lipse</b>	315,641±139,05	155,73	805,76	713,583±383,56	268,41	1757,06	†
<b>COPV</b>	22,64±4,54	16,03	33,91	31,224±6,31	21,95	43,92	†
<b>Eix X</b>	0,935±6,39	-9,01	27,27	1,945±5,93	-10,81	20,67	<b>0,4</b>
<b>Eix Y</b>	-12,923±6,78	-26,16	0,27	-11,678±13,24	-39,89	21,86	†
<b>RMS del</b>	1,097±0,21	0,74	1,58	1,601±0,33	1,12	2,29	†
<b>COP</b>							
<b>EMG TA</b>	0,029±0,090	0,003	0,531	0,021±0,014	0,000	0,066	
<b>RMS TA</b>	0,029±0,094	0,003	0,554	0,022±0,015	0,000	0,075	
<b>EMG PL</b>	0,014±0,009	0,004	0,050	0,019±0,011	0,008	0,061	
<b>RMS PL</b>	0,015±0,010	0,004	0,054	0,021±0,012	0,008	0,068	
<b>EMG GL</b>	0,009±0,009	0,002	0,038	0,017±0,020	0,002	0,114	
<b>RMS GL</b>	0,012±0,013	0,002	0,059	0,019±0,021	0,003	0,121	
<b>EMG SL</b>	0,009±0,005	0,003	0,028	0,014±0,009	0,005	0,044	
<b>RMS SL</b>	0,009±0,006	0,003	0,032	0,015±0,01	0,006	0,048	

*Nota.* Els resultats són mitjana ± desviació estàndard.

El·lipse, eix X , eix Y (cm); Vmitjana (mm/s); EMG (mV)

†Significació a  $p < 0,05$

#### **5.4.1 Superfície de l'el·lipse**

Per l'intent A es va poder explicar el 27% del model ( $F=1,180$ ,  $p=,350$ ,  $R=,523$ ,  $R^2=,273$ ). El múscul TA va mostrar una aportació estadísticament significativa per les variables valor EMG ( $t=2,471$ ,  $p=,021$ ) i RMS ( $t=2,504$ ,  $p=,019$ ) per aquest model.

Per l'intent B es va poder explicar el 26% del model ( $F=1,110$ ,  $p=,390$ ,  $R=,512$ ,  $R^2=,263$ ). Cap múscul va realitzar una aportació estadísticament significativa al model (Taula 2).

**Taula 2.** Resultats descriptius per situació (A/B) per la variable el·lipse del COP

	Situació A			Situació B		
	$\beta$	t	p	$\beta$	t	p
<b>EMG TA</b>	-7,039	-2,471	<b>0,021<sup>†</sup></b>	0,254	0,118	0,907
<b>RMS TA</b>	6,987	2,504	<b>0,019<sup>†</sup></b>	-0,330	-0,153	0,879
<b>EMG PL</b>	1,566	0,414	0,682	5,905	1,324	0,198
<b>RMS PL</b>	-1,679	-4,46	0,659	-6,143	-1,373	0,182
<b>EMG GL</b>	0,708	1,931	0,065	0,009	0,006	0,995
<b>RMS GL</b>	-0,077	-0,210	0,835	0,133	0,089	0,930
<b>EMG SL</b>	-0,311	-0,330	0,744	2,725	0,575	0,571
<b>RMS SL</b>	0,294	0,322	0,750	-2,234	-0,468	0,644

<sup>†</sup>Significació a  $p < 0,05$

#### 5.4.2 Velocitat mitjana de desplaçament

Per l'intent A es va poder explicar el 33 % del model ( $F=1,510$ ,  $p=,210$ ,  $R=,570$ ,  $R^2=,325$ ). El múscul PL va realitzar una aportació significativa per la variable RMS ( $t=2,117$ ,  $p=,044$ ).

Per l'intent B es va poder explicar el 34 % del model ( $F=1,633$ ,  $p=,166$ ,  $R=,586$ ,  $R^2=,343$ ). Cap múscul va realitzar una aportació estadísticament significativa al model (Taula 3).

**Taula 3.** Resultats descriptius per situació (A/B) per la variable COPV

	Situació A			Situació B		
	$\beta$	t	p	$\beta$	t	p
<b>EMG TA</b>	-2,330	-0,849	0,404	-1,790	-0,883	0,386
<b>RMS TA</b>	2,916	1,084	0,289	2,232	1,098	0,283
<b>EMG PL</b>	-7,324	-2,010	0,055	3,998	0,950	0,351
<b>RMS PL</b>	7,679	2,117	<b>0,044<sup>†</sup></b>	-3,829	-0,907	0,373
<b>EMG GL</b>	-0,291	-0,825	0,417	-0,738	-0,523	0,606
<b>RMS GL</b>	0,383	1,091	0,286	0,850	0,600	0,554
<b>EMG SL</b>	0,533	0,587	0,562	-1,434	-0,320	0,751
<b>RMS SL</b>	-0,608	-0,690	0,497	1,736	0,385	0,703

<sup>†</sup>Significació a  $p < 0,05$



### 5.4.3 Anàlisi de la variable desplaçament eix X.

Es va explicar en l'intent A el 14 % ( $F=0,519$ ,  $p=,830$ ,  $R=,377$ ,  $R^2=,142$ ) i en l'intent B el 23 % ( $F=0,967$ ,  $p=,483$ ,  $R=,486$ ,  $R^2=,236$ ) del model.

Cap múscul va realitzar una aportació estadísticament significativa per cadascuna de les dues situacions (A o B) (Taula 4).

**Taula 4.** Resultats descriptius per situació (A/B) per la variable eix X (pla L/M)

	Situació A			Situació B		
	$\beta$	t	p	$\beta$	t	p
<b>EMG TA</b>	1,068	0,345	0,733	-0,069	-0,032	0,975
<b>RMS TA</b>	-1,285	-0,424	0,675	0,196	0,090	0,929
<b>EMG PL</b>	1,697	0,413	0,683	5,743	1,265	0,218
<b>RMS PL</b>	-1,937	-0,474	0,640	-6,021	-1,323	0,198
<b>EMG GL</b>	0,263	0,660	0,515	0,768	0,504	0,618
<b>RMS GL</b>	-0,255	-0,646	0,524	-0,609	-0,399	0,694
<b>EMG SL</b>	-1,218	-1,190	0,245	1,734	0,359	0,722
<b>RMS SL</b>	1,038	1,046	0,306	-1,870	-0,385	0,704

†Significació a  $p < 0,05$

### 5.4.4 Anàlisi de la variable desplaçament eix Y.

Es va explicar en l'intent A el 14 % ( $F=0,500$ ,  $p=,840$ ,  $R=,371$ ,  $R^2=,138$ ) i en l'intent B el 26 % ( $F=1,099$ ,  $p=,396$ ,  $R=,510$ ,  $R^2=,260$ ) del model.

Cap múscul analitzat va realitzar una aportació estadísticament significativa durant les dues situacions (A o B) (Taula 5).

**Taula 5.** Resultats descriptius per situació (A/B) per la variable eix Y (pla A/P)

	Situació A			Situació B		
	$\beta$	t	p	$\beta$	t	p
<b>EMG TA</b>	-1,592	-0,513	0,612	0,613	0,285	0,778
<b>RMS TA</b>	1,581	0,520	0,608	-0,861	-0,399	0,693
<b>EMG PL</b>	-0,573	-0,139	0,890	6,346	1,420	0,168
<b>RMS PL</b>	0,216	0,053	0,958	-6,662	-1,487	0,149
<b>EMG GL</b>	0,077	0,192	0,849	-1,558	-1,039	0,309
<b>RMS GL</b>	0,404	1,020	0,317	1,428	0,949	0,352
<b>EMG SL</b>	-0,460	-0,448	0,658	-4,342	-0,914	0,369
<b>RMS SL</b>	0,426	0,428	0,672	4,550	0,951	0,351

†Significació a  $p < 0,05$

#### 5.4.5 Anàlisi de la variable RMS absoluta.

Per l'intent A es va explicar el 36% ( $F=1,790$ ,  $p=,130$ ,  $R=,600$ ,  $R^2=,360$ ) del model. El múscul PL va realitzar una aportació estadísticament significativa a aquest model per les variables valor EMG ( $t=2,129$ ,  $p=,043$ ) i RMS ( $t=2,241$ ,  $p=,034$ ).

En l'intent B es va poder explicar el 36 % del model ( $F=1,731$ ,  $p=,140$ ,  $R=,597$ ,  $R^2=,357$ ). Cap múscul va realitzar una aportació estadísticament significativa al model (Taula 6).

**Taula 6.** Resultats descriptius per situació (A/B) per la variable RMS del COP

	Situació A			Situació B		
	$\beta$	t	p	$\beta$	t	p
<b>EMG TA</b>	-2,682	-1,006	0,324	-1,670	-0,832	0,413
<b>RMS TA</b>	3,332	1,276	0,214	2,109	1,048	0,305
<b>EMG PL</b>	-7,528	-2,129	<b>0,043</b> <sup>†</sup>	5,837	1,400	0,174
<b>RMS PL</b>	7,893	2,241	<b>0,034</b> <sup>†</sup>	-5,693	-1,363	0,185
<b>EMG GL</b>	-0,290	-0,845	0,406	-0,603	-0,431	0,670
<b>RMS GL</b>	0,493	1,446	0,160	0,760	0,541	0,593
<b>EMG SL</b>	0,366	0,415	0,682	-0,954	-0,215	0,831
<b>RMS SL</b>	-0,463	-0,542	0,593	1,287	0,289	0,775

†Significació a  $p < 0,05$

## 5.5 Discussió

Diversos autors han exposat la idea que un augment en la rigidesa de les estructures articulars, pot representar una millora de l'estabilitat de l'individu, ja sigui a través d'un element extern passiu com una ortesis [19,31] o bé a través d'un augment de l'stiffness actiu, que pot generar un augment de la sensibilitat dels FNM [13,18,32]. Així, l'estudi dels nivells d'activitat elèctrica dels músculs en diferents situacions és una variable àmpliament representada en estudis que analitzen el nivell de control neuromotor i estabilitat postural del participants [15,16,33-36].

Alguns d'aquests efectes han estat objectivats gràcies a l'anàlisi de l'evolució del COP. Lee i Powers [22] van detectar un major desplaçament del COP L/M en els participants de la seva mostra que tenien menor valor de força màxima dels músculs abductors del maluc. Altres autors van observar, a través de l'estudi de diverses variables relacionades amb el COP, com nivells alts de fatiga muscular feien empitjorar l'equilibri [16,20,21,37].

Tal i com es va descriu en el capítol anterior, una contracció isomètrica de baixa intensitat (<25% del MVIC) pot repercutir indirectament en un augment de l'stiffness dels músculs TA, PL, GL i SL. Per tant es va estudiar l'efecte que aquesta contracció va representar sobre l'equilibri i la interconnexió mostrada entre l'activitat EMG dels músculs citats i aquests paràmetres.

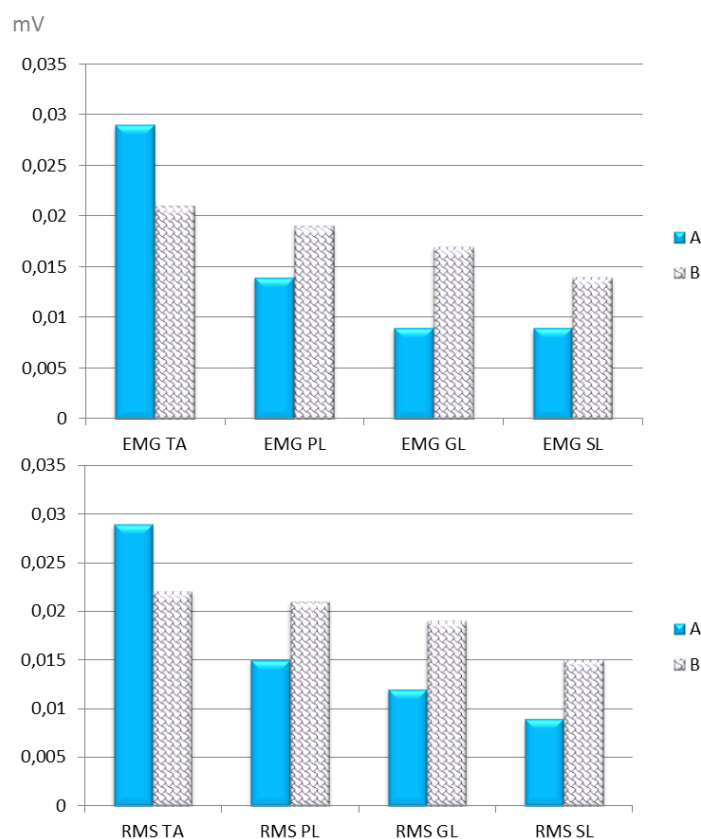
En relació a les variables pròpies del COP, aquestes van empitjorar de manera significativa per la situació B. Aquest resultat concorda amb els obtinguts per Warnica et al. [19], que van observar un empitjorament de les variables del COP quan els individus de la seva mostra van realitzar una contracció isomètrica voluntària dels músculs tibial anterior i gastrocnemi medial, representant així un augment voluntari de l'stiffness de la musculatura pròpia del turmell, i en canvi millors registres d'aquests paràmetres quan es va generar un augment de l'stiffness passiu (sense activitat muscular) per l'aplicació d'una ortesis externa. Aquests resultats semblarien indicar pitjors nivells d'equilibri des de la perspectiva de la interpretació de les dades proporcionades per la plataforma, però en canvi s'ha comentat diverses vegades que un augment de l'stiffness muscular actiu, repercuteix en una millor resposta muscular i en conseqüència en una millor protecció davant una agressió de l'equilibri [17,18]. Seguint aquest argument, un

augment de la rigidesa articular i de l'estat d'alerta dels FNM podria esdevenir una estratègia de millora de l'estabilitat degut a que el nivell d'stiffness articular s'ha descrit com un element clau pel control de l'estabilitat [18,32], sense oblidar la facilitació proporcionada per la informació aferent de tots els sistemes que participen en la tasca d'equilibri [1,6].

En aquest estudi s'ha observat que un augment de la rigidesa general de l'extremitat inferior, gràcies a l'acció de la musculatura pèlvica requerida, va mostrar uns nivells d'activitat muscular més similars entre els diferents músculs estudiats, de manera que cap grup muscular va predominar en la seva activitat per sobre de cap altre, essent la senyal conjunta més estable.

En canvi sí que es va poder observar una major aportació dels múscul PL i TA (Figura 4) en els intents de la situació A, i especialment per les variables velocitat de desplaçament del COP i RMS absolut del COP.

Altres estudis similars han observat que els músculs TA i PL són els que mostren majors nivells d'activitat en el control de l'equilibri, especialment quan la situació d'equilibri és complexa, com pugui ser la posició de tàndem o la posició monopodal ja que precisament es consideren els estabilitzadors dinàmics del turmell [25-27]. Aquestes mateixes posicions són les que s'utilitzen també per desestabilitzar l'individu estudiat sobre una plataforma, i precisament són les posicions que mostren registres més pobres d'aquestes variables [19,26].



**Figura 4.** Representació gràfica del senyal EMG dels diferents músculs estudiats, per les variables mitjana del senyal EMG i RMS.

La relació existent entre la musculatura de la pelvis i la del turmell es descriu en diversos estudis previs. Friel [38], Beckman [39] i Webster [40] van detectar alteracions a nivell de l'activitat elèctrica de la musculatura glútia en aquells individus que van presentar una lesió prèvia a l'articulació del turmell. Tal i com van detectar Gribble i Hertel [20], quan el treball de la musculatura abductora de la pelvis és deficient és necessari major implicació de la musculatura del turmell, i es registren pitjors paràmetres en l'anàlisi del COP, cosa que fa augmentar el risc de lesió. Tot això sembla indicar l'existència de certa interrelació entre el nivell d'activació de la musculatura proximal i distal de la cama i l'equilibri.

Tot i el major equilibri entre l'activitat muscular mostrada en la situació B, fet que indicaria un treball muscular més compensat entre totes les forces realitzades, els registres de les variables del COP van ser significativament pitjors en aquesta situació. Aquest fet concorda amb l'estudi de Warnica et al. [21], els quals també

van detectar pitjor valors del COP per la situació en la qual van demanar als individus d'estudi una contracció voluntària de la musculatura del turmell. En el seu cas van fer la hipòtesi que en aquella circumstància existia una predominança de la hip strategy i no tant de l'ankle strategy. En el present estudi és probable que això mateix pugui explicar els valors del COP registrats en la situació B. Tot i que la interpretació estricta dels paràmetres de la plataforma puguin indicar un pitjor nivell d'equilibri, el fet d'observar-se la homogeneïtat de contracció dels músculs del turmell indicaria el contrari, comportant una millor coordinació intermuscular. Per aquesta raó considerem que és important tenir en compte el conjunt de l'anàlisi i de l'estratègia generada en l'anàlisi de l'equilibri, i no només l'evolució de les variables relacionades amb el COP.

## 5.6 Conclusió

La realització d'una contracció isomètrica de baixa intensitat a nivell de la musculatura abductora de la pelvis contribueix en l'estabilització de l'activitat elèctrica de la musculatura de la cama, en l'estudi de les variables de l'equilibri sobre una plataforma de pressions, tot i que les variables de l'equilibri relacionades amb el COP van mostrar un pitjor equilibri.

## 5.7 Referències

1. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train.* 2002; 37(1):71–79.
2. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement.* Hoboken, New Jersey : John Wiley; 2009
3. Morasso PG, Schieppati M, Morasso PG, Morasso PG, Schieppati M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *J Neurophysiol.* 1999; 82(3):1622–1626.
4. Wilkerson GB, Nitz AJ. Dynamic Ankle Stability: Mechanical and Neuromuscular Interrelationships. *J Sport Rehabil.* 1994; 3:43–57.
5. Mckeon PO, Hertel J. Systematic Review of Postural Control and lateral Ankle Instability, Part I: Can Deficits Be Detected With Instrumented Testing? *J Athl Train.* 2008; 43(3):293–304.

6. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Postural control strategies during single limb stance following acute lateral ankle sprain. *Clin Biomech.* 2014; 29(6):643–649.
7. Basmajian J V, de Luca CJ. *Muscles Alive: their functions revealed by electromyography.* Baltimore etc.: Williams & Wilkins; 1985.
8. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997; 13:135–163.
9. Gage WH, Winter DA, Frank JS, Adkin AL. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait Posture.* 2004; 19:124–32.
10. Winter DA. Human balance and posture standing and walking control during. *Gait Posture.* 1995; 3:193–214.
11. Kuo AD, Zajac FE. Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. *Prog Brain Res.* 1993; 97: 349–358.
12. Deniskina N V, Levik YS. Relative contribution of ankle and hip muscles in regulation of the human orthograde posture in a frontal plane. *Neurosci Lett.* 2001; 310(2-3):165–168.
13. Suzuki Y, Nomura T, Casadio M, Morasso P. Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing: A theoretical proposal based on a double inverted pendulum model. *J Theor Biol* 2012; 310:55–79.
14. Creath R, Kiemel T, Horak F, Peterka R, Jeka J. A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neurosci Lett.* 2005; 377(2):75–80.
15. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010; 20:398–405.
16. Sefton JM, Hicks-little CA, Hubbard TJ, Clemens MG, Yengo CM, Koceja DM, et al. Sensorimotor function as a predictor of chronic ankle instability. *Clin Biomech.* 2009; 24(5):451–458.
17. Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol.* 1998; 80(3):1211–1221.
18. Masani K, Popovic MR, Nakazawa K, Kouzaki M, Nozaki D. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J Neurophysiol.* 2003; 90(6):3774–3782.
19. Warnica MJ, Weaver TB, Prentice SD, Laing AC. The influence of ankle muscle activation on postural sway during quiet stance. *Gait Posture.* 2014 ; 39(4):1115–1121.
20. Gribble PA, Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004; 14(6):641–646.

21. Bisson EJ, McEwen D, Lajoie Y, Bilodeau M. Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance. *Gait posture*. 2011; 33(1):83–87.
22. Lee S-P, Powers CM. Individuals with diminished hip abductor muscle strength exhibit altered ankle biomechanics and neuromuscular activation during unipedal balance tasks. *Gait Posture*. 2014; 39(3):933–938
23. McMullen KL, Cosby NL, Hertel J, Ingersoll CD, Hart JM. Lower Extremity Neuromuscular Control Immediately After Fatiguing Hip-Abduction Exercise. *J Athl Train*. 2011; 46(6):607–614.
24. Snyder KR, Earl JE, O'Connor KM, Ebersole KT. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clin Biomech*. 2009; 24(1):26–34.
25. Braun Ferreira LA, Pereira WM, Rossi LP, Kerpers II, Rodrigues de Paula Jr. A, Oliveira CS. Analysis of electromyographic activity of ankle muscles on stable and unstable surfaces with eyes open and closed. *J Bodyw Mov Ther*. 2011; 15(4):496–501.
26. Lemos T, Imbiriba LA, Vargas CD, Vieira TM. Modulation of tibialis anterior muscle activity changes with upright stance width. *J Electromyogr Kinesiol*. 2015; 25(1):168-174.
27. Sozzi S, Honeine JL, Do MC, Schieppati M. Leg muscle activity during tandem stance and the control of body balance in the frontal plane. *Clin Neurophysiol*. 2013; 124(6):1175–1186.
28. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000; 10(5):361–374.
29. Hislop HJ, Montgomery J. Daniels & Worthingham. *Técnicas de Balance Muscular*. Madrid; Barcelona [etc.]: Elsevier; 2003.
30. Matsusaka N, Yokoyama S, Tsurusaki T, Inokuchi S, Okita M. Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle. *Am J Sports Med*. 2001; 29(1):25–30.
31. Seah R, Mani-Babu S. Managing ankle sprains in primary care: what is best practice? A systematic review of the last 10 years of evidence. *Br Med Bull*. 2011; 97:105–135.
32. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part II: The role of proprioception in motor control and functional stability. *J Athl Train*. 2002; 37(1):80–84.
33. Bizid R, Margnes E, François Y, Jully JL, Gonzalez G, Dupui P, et al. Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. *Eur J Appl Physiol*. 2009; 106(3):375–380.



34. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neurosci Biobehav Rev.* 2012; 36(1):162–176.
35. McVey ED, Palmieri RM, Docherty CL, Zinder SM, Ingersoll CD. Arthrogenic muscle inhibition in the leg muscles of subjects exhibiting functional ankle instability. *Foot Ankle Int.* 2005; 26(12):1055–1061.
36. Grüneberg C, Nieuwenhuijzen PHJA, Duysens J. Reflex responses in the lower leg following landing impact on an inverting and non-inverting platform. *J Physiol.* 2003; 550.3:985–993.
37. Guillou E, Dupui P, Golomer E. Dynamic balance sensory motor control and symmetrical or asymmetrical equilibrium training. *Clin Neurophysiol.* 2007; 118:317–324.
38. Friel K, McLean N, Myers C, Caceres M. Ipsilateral Hip Abductor Weakness After Inversion Ankle Sprain. *J Athl Train.* 2006; 41(1):74–78.
39. Beckman SM, Buchanan TS. Ankle inversion injury and hypermobility: Effect on hip and ankle muscle electromyography *onset* latency. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995; 76(12):1138–1143.
40. Webster KA, Gribble PA. A comparison of electromyography of gluteus medius and maximus in subjects with and without chronic ankle instability during two functional exercises. *Phys Ther Sport.* 2013; 14:17–22.

## CAPÍTOL 6

***Estudi 4:*** *Canvis electromiogràfics en la simulació d'un esquinç de turmell quan es realitza simultàniament una contracció isomètrica de baixa intensitat a nivell pèlvic.*



## 6.1 Resum

**Antecedents:** L'esquinç de turmell és una patologia d'alta prevalença en la població, la qual pot generar diverses alteracions biomecàniques a nivell de l'extremitat inferior. En aquest sentit s'han descrit alteracions de l'activitat muscular tant a nivell pèlvic com localment al turmell.

**Objectius:** Conèixer l'efecte de la realització d'una contracció isomètrica de baixa intensitat (<25% MVIC) de la musculatura proximal de la cuixa (gluti major, gluti mig i tensor de la fàscia lata) sobre la resposta electromiogràfica dels músculs tibial anterior, peroneal lateral llarg, gastrocnemi lateral i soli en una situació de supinació sobtada del turmell.

**Material i Mètode:** Es van avaluar dotze individus. Es van dur a terme 2 sèries de 3 intents cadascuna, sobre una plataforma de supinació de 50°. Els participants van realitzar una contracció isomètrica del 25% del MVIC dels músculs pèlvics seleccionats. Es va realitzar una anàlisi múltiple de la variància per intent i múscul per les variables dependents, i una anàlisi de la variància de mesures repetides per l'estudi de les diferents finestres temporals avaluades, d'acord amb els factors intent i múscul estudiat.

**Resultats:** No es van observar diferències significatives en les variables referents al temps d'activació, el moment d'assolir el màxim registre EMG i el valor d'aquest pic de registre, tot i que sí que es van observar canvis en els patrons d'activitat dels músculs distals de la cama.

**Conclusions:** La realització d'una contracció isomètrica de baixa intensitat dels músculs abductors pèlvics pot comportar canvis en els patrons d'activació de la musculatura distal de la cama quan es troben sotmesos a una situació d'estrès articular.

**Paraules clau:** lesions de turmell; maluc; electromiografia; control postural

## 6.2 Introducció

L'esquinç de turmell és una de les lesions que té un impacte més important a nivell de les extremitats inferiors, especialment entre els esportistes [1-3]. Habitualment el mecanisme lesional de l'esquinç de turmell es produeix per una combinació de moviments sobtats i inesperats de supinació, adducció i flexió plantar del peu [3]. Els resultats d'aquesta lesió es poden observar tant a nivell local del turmell [2], com de manera distal a aquest, ja que s'ha detectat que existeix debilitat de la musculatura abductora de l'extremitat inferior en pacients que havien patit un esquinç de turmell prèviament [4-6].

Tenint en compte aquest últim fet, cal pensar que les lesions de turmell poden tenir una implicació més enllà del seu propi impacte local, de manera que tota la cadena funcional de la cama es pot veure afectada [4,6,7].

Un altre punt a tenir en compte a nivell funcional és l'estat de rigidesa del complex articular, ja que un major nivell de rigidesa inicial proporcionada pels músculs i els elements no contràctils (*stiffness*), comportarà un millor nivell de control postural, donada la major estabilitat articular [8-11]. Aquest nivell d'*stiffness* es regeix a partir del sistema nerviós central (SNC) gràcies a les aferències del sistema musculoesquelètic, amb l'objectiu de mantenir el centre de gravetat (COG) de l'individu en una posició estable. El fet de poder mantenir aquesta estabilitat és possible gràcies a, entre d'altres factors, l'estat d'alerta muscular de les fibres tòniques de la musculatura profunda [8,12].

Diversos autors han descrit una alteració en la seqüència de la contracció muscular en aquelles persones que han patit un esquinç de turmell, indicant l'existència d'un retard en l'activació dels músculs peroneals en una situació de pertorbació sobtada [7,13-15]. Tenint en compte tots aquests conceptes, es pot considerar que les persones que han patit un esquinç amb anterioritat poden patir diverses alteracions com a conseqüència, localitzades tant a nivell del turmell com de la pelvis [4,6,13,15].

S'ha considerat que un element clau en el control de les alteracions posturals és l'estat d'alerta prèvia en què es troben els diferents músculs implicats en l'acció de contrarestar les alteracions de l'equilibri. Per això s'han descrit diferents moments temporals per descriure aquesta activitat. En aquest sentit, cal mencionar els

ajustaments posturals anticipats (*Anticipatory Postural Adjustments - APA*) i els ajustaments de control postural (*Control Postural Adjustments - CPA*) [16-18]: els APA amb una funció d'activitat prèvia d'un gest previst i els CPA com un mecanisme d'acció posterior a l'activitat, amb la finalitat de mantenir sempre l'equilibri postural.

Aquest estudi es basa en la percepció que l'estabilitat necessària per controlar l'esquinç de turmell no depèn exclusivament de la reacció muscular dels músculs propis del turmell, sinó del conjunt de l'extremitat inferior, ja que aquesta lesió pot conduir a una debilitat de la musculatura glútia, i observant-se així la relació que existeix entre tots els elements funcionals de l'extremitat, tant proximals com distals.

Per tant, l'objectiu d'aquest estudi va ser conèixer l'efecte de la realització d'una contracció isomètrica de baixa intensitat (<25% MVIC) de la musculatura proximal de la cuixa (gluti major, gluti mig i tensor de la fàscia lata) sobre la resposta electromiogràfica dels músculs tibial anterior, peroneal lateral llarg, gastrocnemi lateral i soli en una situació de supinació sobtada del turmell.

### **6.3 Metodologia**

Es van reclutar 15 participants (10 dones, 5 homes) entre els estudiants de la comunitat universitària de la Fundació Universitat Bages (Universitat Autònoma de Barcelona - Espanya) (mitjana i desviació estàndard: edat 22 a  $\pm 2,0$ ; pes 61,8 kg  $\pm 7,9$ ; alçada 169,9 cm  $\pm 7,1$ ; mida del peu 25,4 cm  $\pm 2,7$ ). La mida de la mostra es va calcular a partir del treball de Vaes et al. [19], segons el qual caldria reclutar un total de 30 subjectes (15 per grup), per obtenir una potència estadística del 80% i un error  $\alpha$  del 0,05. Tres subjectes van abandonar l'estudi al llarg del seu desenvolupament.

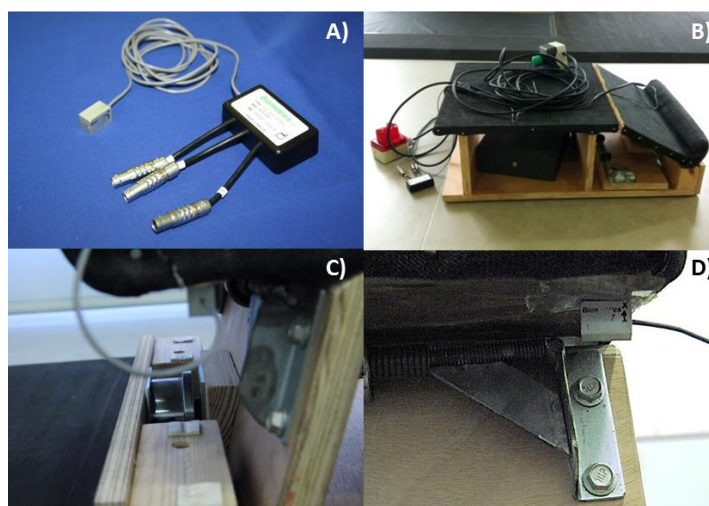
Els criteris d'inclusió van ser els següents: individus físicament actius, sense historial de patologia o intervenció quirúrgica a les extremitats inferiors, sense alteracions visuals o vestibulars. Es van excloure tots aquells individus que no complien els requisits. Es va seleccionar la cama que utilitzarien de manera habitual per xutar un penal. Els participants van ser informats de totes les condicions de l'estudi i van signar el seu consentiment informat. El protocol de l'estudi va ser aprovat pel Comitè Ètic d'Investigació Clínica del Consell Català de l'Esport. Cap

dels participants va rebre cap tipus de compensació econòmica ni en espècies per la seva participació.

Per dur a terme la intervenció, es va dissenyar i crear una plataforma amb un ressort mòbil especialment per aquest estudi, amb la capacitat d'inclinar-se fins a 50°, seguint models utilitzats anteriorment per diversos autors [20-22].

Es van utilitzar uns elèctrodes de superfície SX230 (de forma rectangular, 10 mm de diàmetre, amb una separació entre elèctrodes de 20 mm, aplicats sobre el múscul amb una cinta adhesiva de doble cara) per tal de registrar l'activitat EMG, equipats amb un sistema d'amplificador del senyal (Biometrics Ltd, Gwent, Wales) i connectats a un Datalogger de Biometrics©. Totes les captures de dades es van realitzar a una freqüència de 1000 Hz, i les dades en brut es van emmagatzemar al propi Datalogger, fins el moment de poder ser descarregades en un ordinador personal i analitzades posteriorment.

Per tal de conèixer el moment exacte de la caiguda del ressort ( $t_0$ ), es va utilitzar un acceleròmetre del tipus ACL300 (Biometrics Ltd, Gwent, Wales), connectat al propi Datalogger de Biometrics© i enganxat al ressort (Figura 1).



**Figura 1.** Detall de l'eina utilitzada: A) acceleròmetre, B) mecanisme amb ressort, C) electroimant pel control del ressort, D) acceleròmetre unit al ressort.

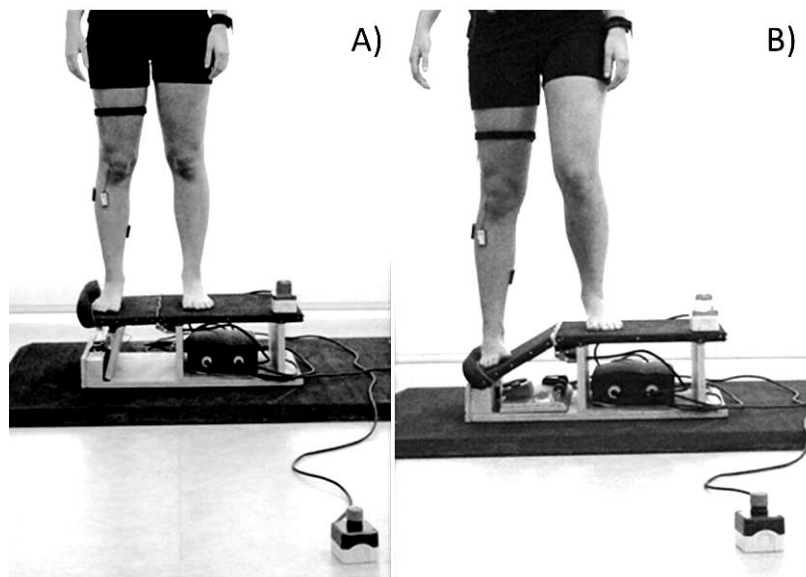
Una vegada es va haver rentat, polit i eixugat la pell dels participants, es van col·locar els elèctrodes a la musculatura abductora de la cama (GMax, GMed i TFL) i als músculs distals (TA, PL, LG i SL) segons les instruccions Hermens [23]. L'elèctrode de referència es va col·locar a nivell de l'estiloides cubital. La recollida de dades de cada subjecte es va dur a terme en una única sessió. Es van realitzar els registres de la mostra separats en dos blocs d'estudi, entre els quals es va permetre als participants estirar-se a la llitera, per tal d'assegurar el repòs absolut de l'extremitat.

Abans de la intervenció, es van realitzar 3 repeticions de 5 segons dels músculs GMax, GMed i TFL per determinar el valor del MVIC d'aquests i normalitzar els valors electromiogràfics utilitzats posteriorment. Es van permetre dos minuts de descans entre aquestes repeticions.

Un cop acabada aquesta primera anàlisi, i després de 10 minuts de descans, els participants van ser col·locats en una posició bipodal sobre la plataforma, amb els braços al llarg del cos i mirant un punt fixe de la paret, situat 3 metres davant d'ells. Es va instar els participants a repenjar el màxim de pes possible a l'extremitat sotmesa a estudi. El ressort es va folrar amb un material per evitar el lliscament del peu. També es va col·locar un reforç lateral a aquest ressort per evitar la caiguda del peu al terra.

El mecanisme d'obertura de la plataforma es va activar de manera aleatòria i inesperada (Figura 2). Els tres primers intents van servir per analitzar la situació de control (situació A), i els següents 3 intents es van utilitzar per avaluar els efectes de la contracció muscular proximal (situació B). Es va permetre als subjectes un repòs de 30 minuts entre els dos blocs d'estudi, per tal d'evitar els efectes que qualsevol fatiga poguessin causar. Durant la situació B es va demanar als participants de mantenir un nivell de contracció del 25% del MVIC dels músculs GMax, GMed i TFL. Aquesta contracció es va poder entrenar prèviament a l'anàlisi electromiogràfica, i els participants van poder mantenir el nivell indicat d'intensitat gràcies a un sistema de Feedback auditiu propi del dispositiu de registre.

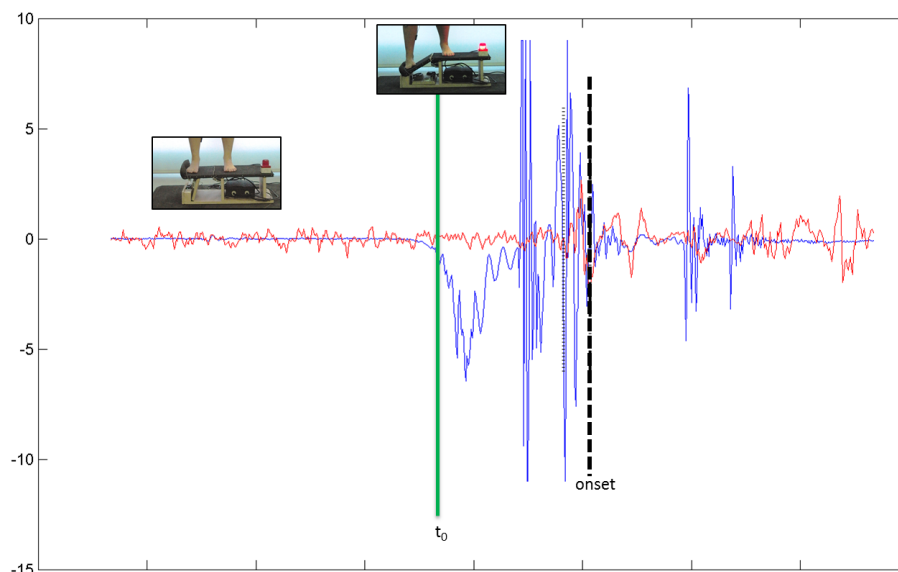




**Figura 2.** A) Posició inicial de l'individu, amb la cama d'estudi sobre el ressort. B) Posició final del test, amb el ressort a 50° d'inclinació.

Les variables electromiogràfiques estudiades van ser les següents: Línia de base (baseline), temps transcorregut fins a la primera activació muscular ( $t_{onset}$ ), temps transcorregut fins el valor EMG màxim inicial ( $t_{peak}$ ) i valor EMG màxim ( $EMG_{peak}$ ), així com les finestres temporals -3, -2, -1, 1 en relació al  $t_0$ .

El  $t_0$  es va determinar com el moment en què el registre de l'activitat de l'acceleròmetre va superar per dues vegades la mitjana del registre en repòs. Es va realitzar una doble confirmació a nivell visual del  $t_0$ , mitjançant l'observació de l'encesa d'una llum en el moment exacte de la caiguda del ressort (càmera d'alta velocitat Exilim High Speed EX-F1, CASIO Europa GmbH) (Figura 3). La línia de base es va obtenir a partir de la mitjana del senyal EMG del moment -1000 ms a -750 ms respecte el  $t_0$ . Es va descriure el  $t_{onset}$  com el moment en què el senyal original EMG va superar en 2 desviacions estàndards (SD) el senyal de base, i que es va mantenir per sobre aquest llindar per 4 ms; es va descriure el valor  $EMG_{peak}$  com el major registre EMG després del  $t_0$ ; i el  $t_{peak}$  va ser aquell temps transcorregut fins l' $EMG_{peak}$ .



**Figura 3.** Imatge del senyal EMG del múscul TA (en vermell) i de l'acceleròmetre (en blau) en una repetició estàndard del test, indicant el moment de l'onset muscular.

Pels valors EMG de les diferents finestres temporals estudiades, aquestes es van establir respecte el  $t_0$ , de la següent manera: finestra -3 (de -500 ms a -350ms), -2 (de -350ms a -200 ms), -1 (de -200 ms a -50 ms) i 1 (de 0 a +400 ms). En tots els casos, les variables estudiades van ser la mitjana del registre EMG i el root mean square (RMS).

Les dades EMG van ser processades i analitzades fora de línia amb un programa desenvolupat a partir del Matlab R2011a (The Mathworks, Inc©, Massachusetts, EUA). Les variables  $t_{onset}$ ,  $t_{peak}$  i  $EMG_{peak}$  van ser processades a partir del senyal original rectificat, sense suavitzar. Les dades obtingudes per l'anàlisi de les finestres temporals es van passar per un filtratge del tipus RMS de 20 ms, i es van corregir en un rang de freqüències de 20 – 350 Hz.

Per l'anàlisi de les dades es va aplicar una anàlisi múltiple de la variància per detectar la influència de les variables independents: situació (A / B) i múscul (TA, PL, GL, SL) sobre les variables dependents:  $T_{onset}$ ,  $t_{peak}$ ,  $EMG_{peak}$ .

Es va aplicar una anàlisi de la variància (ANOVA) per mesures repetides per l'estudi de les variable mitjana EMG registrada i RMS de les finestres temporals descrites (-

3,-2, -1, +1), considerant els factors situació (A / B) i múscul estudiat (TA, PL, GL, SL).

L'anàlisi estadística es va realitzar mitjançant el programa SPSS versió 21 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

## 6.4 Resultats

### 6.4.1 Anàlisi de les variables $t_{onset}$ , $t_{peak}$ , $EMG_{peak}$

D'acord amb l'intent (A/B), no es va observar l'existència d'una influència estadísticament significativa per les variables  $t_{onset}$  ( $F= 0,416$ ;  $p= 0,521$ ;  $\eta^2= 0,005$ ;  $1-\beta= 0,098$ ),  $t_{peak}$  ( $F= 0,60$ ;  $p= 0,807$ ;  $\eta^2 = 0,001$ ;  $1-\beta = 0,057$ ),  $EMG_{peak}$  ( $F= 1,215$ ;  $p= 0,273$ ;  $\eta^2= 0,014$ ;  $1-\beta= 0,193$ ) (Taula 1).

**Taula 1.** Resultats descriptius del test per les variables  $t_{onset}$  (ms),  $t_{peak}$  (ms) i  $EMG_{peak}$  (mV)

múscul	variable	SITUACIÓ A		SITUACIÓ B	
		mitjana	SD	mitjana	SD
<b>TA</b>	$t_{onset}$	13,874	25,493	31,208	40,42
	$t_{peak}$	108,417	56,37	121,625	46,757
	$EMG_{peak}$	0,334	0,46	0,507	0,619
<b>PL</b>	$t_{onset}$	28,653	27,55	22,667	21,234
	$t_{peak}$	124,055	45,717	104,542	48,321
	$EMG_{peak}$	0,258	0,274	0,26	0,212
<b>GL</b>	$t_{onset}$	31,889	30,961	43,583	41,457
	$t_{peak}$	91,999	53,866	106,375	58,955
	$EMG_{peak}$	0,321	0,563	0,495	0,818
<b>SL</b>	$t_{onset}$	32,014	42,264	26,333	27,231
	$t_{peak}$	105,833	63,973	108,583	55,386
	$EMG_{peak}$	0,231	0,166	0,312	0,314

*Nota:* No es van trobar diferències estadísticament significatives.

En relació als músculs estudiats, sembla que no va existir una influència estadísticament significativa pel què fa el temps transcorregut fins el  $t_{onset}$  ( $F= 0,949$ ;  $p= 0,420$ ;  $\eta^2 = 0,031$ ;  $1-\beta= 0,252$ ), fins el  $t_{peak}$  ( $F= 0,449$ ;  $p= 0,718$ ;  $\eta^2= 0,015$ ;  $1-\beta= 0,137$ ) ni per l' $EMG_{peak}$  ( $F= 0,785$ ;  $p= 0,505$ ;  $\eta^2= 0,026$ ;  $1-\beta= 0,213$ ).

#### **6.4.2 Anàlisi de les variables d'acord amb finestres temporals de l'estudi**

Mitjana EMG. No es van trobar diferències estadísticament significatives entre les diferents situacions (A i B) ( $F= 1,571$ ;  $p= 0,197$ ;  $\eta^2= 0,018$ ;  $1-\beta=0,412$ ), ni entre la comparació dels diferents músculs ( $F= 1,047$ ;  $p= 0,403$ ;  $\eta^2= 0,034$ ;  $1-\beta= 0,518$ ) (Taula 2).

RMS. No es van trobar diferències estadísticament significatives entre les diferents situacions (A i B) ( $F= 0,803$ ;  $p= 0,493$ ;  $\eta^2= 0,009$ ;  $1-\beta= 0,223$ ), ni entre la comparació dels diferents músculs ( $F= 1,673$ ;  $p = 0,096$ ;  $\eta^2= 0,054$ ;  $1-\beta= 0,765$ ) (taula 3).

**Taula 2.** Resum dels resultats descriptius del test per la variable mitjana de l'EMG (mV) per les finestres temporals -3, -2, -1, +1.

múscul	Mitjana -3				Mitjana -2				Mitjana -1				Mitjana +1			
	A		B		A		B		A		B		A		B	
	mitjana	SD	mitjana	SD	mitjana	SD	mitjana	SD	mitjana	SD	mitjana	SD	mitjana	SD	mitjana	SD
<b>TA</b>	0,008	0,019	0,021	0,046	0,008	0,012	0,013	0,023	0,012	0,012	0,041	0,069	0,049	0,048	0,05	0,03
<b>PL</b>	0,006	0,012	0,017	0,021	0,008	0,012	0,016	0,01	0,022	0,039	0,03	0,041	0,036	0,022	0,04	0,02
<b>GL</b>	0,02	0,057	0,058	0,147	0,024	0,069	0,055	0,141	0,024	0,049	0,069	0,169	0,048	0,089	0,08	0,17
<b>SL</b>	0,009	0,008	0,019	0,016	0,01	0,004	0,015	0,011	0,012	0,013	0,023	0,019	0,029	0,02	0,03	0,01

*Nota:* No es van trobar diferències estadísticament significatives.

**Taula 3.** Resum dels resultats descriptius del test per la variable RMS de l'EMG (mV) per les finestres temporals -3, -2, -1, +1.

múscul	RMS -3				RMS -2				RMS -1				RMS +1			
	A		B		A		B		A		B		A		B	
	mitjana	SD	mitjana	SD	mitjana	SD	mitjana	SD	mitjana	SD	mitjana	SD	mitjana	SD	mitjana	SD
<b>TA</b>	0,011	0,024	0,025	0,055	0,01	0,015	0,015	0,025	0,013	0,014	0,046	0,078	0,068	0,058	0,074	0,04
<b>PL</b>	0,006	0,012	0,018	0,023	0,008	0,012	0,018	0,013	0,028	0,053	0,032	0,045	0,049	0,03	0,044	0,02
<b>GL</b>	0,033	0,094	0,074	0,187	0,037	0,108	0,067	0,178	0,036	0,082	0,078	0,189	0,063	0,116	0,105	0,21
<b>SL</b>	0,013	0,01	0,022	0,02	0,013	0,008	0,018	0,011	0,014	0,019	0,026	0,021	0,036	0,022	0,048	0,02

*Nota:* No es van trobar diferències estadísticament significatives.

## 6.5 Discussió

Els resultats d'aquest estudi no van mostrar diferències significatives en l'activitat EMG pel què fa les variables  $t_{onset}$ ,  $t_{peak}$  i  $EMG_{peak}$ , quan el peu es va veure sotmès a una situació de supinació sobtada per ambdues situacions. La intervenció tampoc va ser significativa pels valors de les variables EMG obtingudes pels músculs TA, PL, GL i SL en els registres de les diferents finestres temporals. No obstant això, i tot i que no es van obtenir diferències significatives a nivell estadístics, sí que es va observar un comportament diferent del patró d'activitat muscular en els intents realitzats en la situació d'estudi B.

El SNC és el principal responsable de la regulació de les activitats que s'esdevenen per tal de controlar els desequilibris generats i mantenir una posició estable. Això és possible gràcies als receptors sensitius del sistema musculoesquelètic com són els FNM i els òrgans tendinosos de Golgi, entre d'altres [24]. En aquest control hi intervenen diversos programes motors predeterminats, que s'activen seguint unes cadenes d'acció muscular establertes [25]. Diversos autors han especulat que un *stiffness* basal major pot contribuir positivament a la rigidesa activa articular, generant així una millor sensibilitat del FNM i de la seva resposta, i per tant creant una millor estabilitat inicial per facilitar la tasca del manteniment de l'equilibri [9,10,12]. D'una manera similar, Deniskina i Levik [26] van observar en el seu estudi una relació important entre el to de la musculatura del tronc i del maluc i el control postural en les accions generades en el pla frontal, com és el cas de l'esquinç de turmell. També Suzuki et al. [11] van comprovar que un nivell elevat de l'*stiffness* de la musculatura del maluc pot ser un element clau en el control de l'equilibri. Per aquests motius, en el present estudi es va decidir augmentar de manera voluntària el nivell d'*stiffness* inicial, amb la intenció de modificar els nivells d'activitat elèctrica muscular i millorar l'estabilitat del turmell en una situació d'inversió sobtada.

En aquest sentit, tant Tsao i Hodges [27] com Küng et al. [28] van associar la capacitat d'aprendre noves estratègies i generar canvis en els patrons motors apresos amb la plasticitat del SNC, ja sigui en la preparació del gest durant el Feedforward [27] o en la capacitat d'augmentar el número d'unitat motrius reclutades a la vegada [28], obtenint així més informació sensitiva i capacitat de generar força en la resposta motriu. Tal i com s'ha pogut observar en el 4t capítol d'aquesta tesi, la realització d'una contracció muscular pèlvica a una intensitat

inferior al 25% del MVIC permet aconseguir aquests canvis en els registres de l'activitat elèctrica dels músculs distals.

Pel què fa l'instrument d'aquest estudi, es van utilitzar estudis previs pel seu disseny. Vaes et al. [22] van utilitzar i validar aquest tipus de dispositiu per l'estudi d'individus sans (amb una inclinació fins a 50°) obtenint un ICC= 0,90. De la mateixa manera, Eechaute et al. [20] i Benesch et al. [14] van comprovar la fiabilitat de l'instrument per l'estudi del  $t_{onset}$  per la musculatura peroneal, obtenint un ICC= 0,83 (utilitzant una inclinació de 50°) [20] i una rho d'Spearman de  $p > 0,99$  (amb una inclinació de 30°) [14].

Els resultats d'aquest estudi van ser consistents amb els obtinguts per altres autors. En un test similar, on els participants van realitzar un tasca de recepció després d'un salt, Knight et al. [29] no van trobar diferències significatives en el temps d'aparició de l'activitat elèctrica dels músculs peroneals entre un grup d'estudi d'individus sans i un altre grup amb historial de lesions anteriors. Vaes et al. [19] tampoc van observar diferències significatives en el temps de latència peroneal ni en altres variables electromiogràfiques analitzades, en la comparació entre un grup de persones sanes i un altre grup format per persones amb inestabilitat crònica del turmell, en un test realitzat amb un ressort de caiguda de 50° d'inclinació. No obstant això, sí que van detectar diferències en el temps destinat a la primera desacceleració de la caiguda del peu, essent més important per la mostra que presentava un historial de lesions prèvies que pel grup de control. D'una manera similar al nostre estudi, Dies et al. [30] van utilitzar el test amb ressort per avaluar els resultats d'un entrenament específic de 4 setmanes de durada orientat a la millora del temps d'activació peroneal en individus sans, una vegada més buscant una possible estratègia per a la prevenció dels esquinços de turmell, però no van obtenir diferències significatives pels grups avaluats. D'altra banda, tant Grüneberg et al. [31] com Lofvenberg et al. [32] van detectar diferències significatives en l'observació de l'onset peroneal quan es van comparar subjectes sans i subjectes lesionats prèviament en testos d'inversió en plataforma de 25° i 30°, respectivament.

Un altre aspecte que es va analitzar en aquest estudi va ser el nivell d'activitat elèctrica de la musculatura del turmell en els moments previs i immediatament posterior a una alteració de l'equilibri. Santos et al. [16] i Krishnan et al. [17] van presentar la relació existent entre l'activitat APA, que succeeix aproximadament uns

200 ms abans del  $t_{onset}$  [17,18] i l'activitat CPA, que es genera just immediatament i fins els primers 400 ms posteriors al  $t_0$ . En aquest sentit, no hi va haver diferències significatives en l'anàlisi global entre les diferents situacions (A i B). No obstant això, en l'anàlisi individual dels músculs, sí que es van detectar canvis en els patrons d'activació. En l'observació de la tendència del comportament EMG de les 4 finestres temporal de l'estudi, val la pena esmentar que l'activitat EMG de la situació B va mostrar sempre un major registre d'activitat, per cada múscul estudiat.

Tot i la poca potència de la mostra d'aquest estudi, i en conseqüència la manca de significació estadística, el comportament de l'activitat muscular suggereix que una contracció isomètrica de la musculatura superficial del maluc va generar canvis en l'activitat muscular basal dels músculs distals de la cama, com ja es va poder observar en el capítol 4 per una situació d'equilibri estàtic.

També és interessant assenyalar que l'activitat muscular observada durant la finestra temporal -1 és major en la situació B, com també ho és per la finestra +1. En aquesta comparació particular (finestra -1 // +1), es pot observar segons l'effect size mostrat per la diferència de les dues situacions, que l'augment d'activitat muscular és molt més important pels intents de la situació A que pels intents de la situació B (Taula 4), corroborant d'aquesta manera que els fets que s'esdevenen durant els instants previs a una alteració de l'homeòstasi articular són determinants pel comportament muscular que succeirà posterior a una pertorbació.

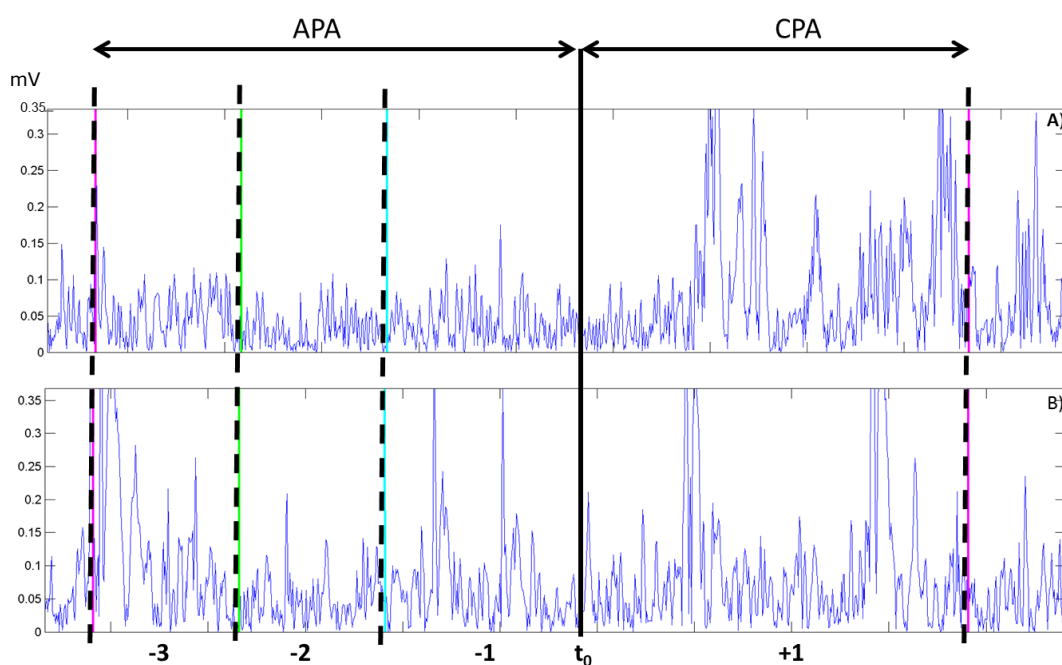
**Taula 4.** Registre EMG (mV) de les finestres temporals -1 i +1 i la seva relació d'increment, segons l'effect size (ES)

múscul	Situació A			Situació B		
	finestra -1	finestra +1	ES	finestra -1	finestra +1	ES
TA Media	0,012	0,049	1,057	0,041	0,054	0,248
Desv. típ.	0,012	0,048		0,069	0,027	
PL Media	0,022	0,036	0,442	0,030	0,036	0,194
Desv. típ.	0,039	0,022		0,041	0,015	
GL Media	0,024	0,048	0,334	0,069	0,083	0,082
Desv. típ.	0,049	0,089		0,169	0,173	
SL Media	0,012	0,029	1,008	0,023	0,034	0,692
Desv. típ.	0,013	0,02		0,019	0,012	

Nota: ES, effect size



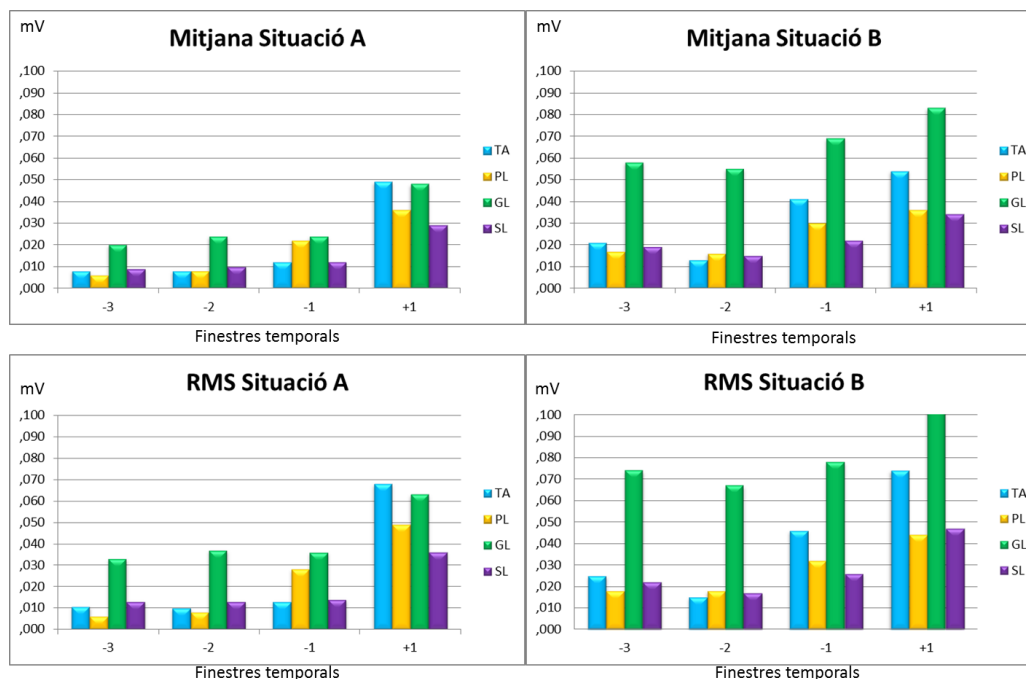
Això podria indicar que l'activitat APA [16,17] es va veure incrementada en l'estratègia usada en aquest estudi, el que podria comportar una millor estratègia de control de l'equilibri davant possibles alteracions d'aquest. Els estudis de Santos et al. i Krishnan et al. [16, 17] van coincidir en la descripció del fet que succeeix quan el moviment es pot predir i els receptors sensitius musculars es troben en un estat d'alerta superior, ja que l'activitat APA es va observar de manera més important que l'activitat CPA. De manera oposada, si la pertorbació era inesperada, el que succeeix en un esquinç de turmell, l'APA era gairebé inexistent en contrast amb els CPA, molt més intensos per tal de corregir els desequilibris posturals [16-18] (Figura 4).



**Figura 4.** Registre EMG d'un subjecte estàndard, on es mostren les diferents finestres temporals analitzades (APA i CPA) per la situació A i B.

També és interessant observar el canvi en el comportament en la finestra +1 per la musculatura estudiada. En l'avaluació específica de les variables estudiades, es va observar un canvi en l'activitat muscular dels diferents intents de la situació B respecte els de la situació A. Concretament, els nivells d'activitat muscular durant la finestra +1 de la situació A van ser de la següent manera: el TA va ser el que va mostrar major activitat elèctrica, seguit pel GL, el PL i el SL. D'altra banda, en la situació B, els nivells d'activitat muscular, de major a menor per aquesta finestra

temporal, van ser: GL i TA per ambdues variables, seguides per PL i SL per la mitjana EMG, i el SL i finalment PL pel RMS (Figura 5). Cal tenir en compte però que aquests canvis en el patró d'activació també es poden veure influïts tant per la pròpia desacceleració de la cama durant la caiguda com per canvis en el moment de força dels músculs [33], a part de la pròpia estratègia generada en la situació B.



**Figura 5.** Representació gràfica de l'activitat EMG en les diferents finestres temporals (-3, -2, -1, +1) pels músculs TA, PL, GL, SL, per les variables mitjana i RMS en situació d'estudi A i B.

Durant molt temps s'ha donat importància a les accions de la musculatura inversora i eversora del peu en el control articular, quan succeeix una acció sobtada d'inversió [13,34]. Actualment, però, s'ha considerat que s'ha d'incloure el maluc dins la cadena de control postural, donades les referències que vinculen l'afectació de la musculatura del maluc posteriorment a una lesió del turmell [4,7,35]. Per aquest motiu en aquest estudi es va generar una estratègia per crear un mecanisme preventiu de les lesions de turmell. Els resultats d'aquest estudi indiquen que l'activació muscular a nivell proximal de la cadena d'acció de l'extremitat inferior pot interferir en el patró d'activació dels músculs del turmell, i esdevenir una estratègia preventiva pel tipus de lesions que aquestes pertorbacions poden desencadenar. Basant-nos en aquesta idea, el següent pas serà l'estudi de

l'aplicació d'un entrenament muscular que generi aquest tipus de contracció de baixa intensitat a nivell del maluc, ja que seguint la idea de Tsao i Hodges [27], és possible entrenar selectivament un múscul a baixa intensitat per tal de generar canvis en la seva activació durant el Feedforward d'una acció motriu, i que aquests canvis poden mantenir-se a llarg termini.

Tot i els resultats observats, es fa difícil explicar el comportament dels músculs avaluats. Es podria creure que els canvis produïts es deuen a canvis del moment de la força muscular, tot i que són necessaris altres estudis per confirmar aquesta teoria. També s'ha de considerar el fet que aquest estudi s'ha realitzat per una mostra d'individus sans, i que per tant caldria fer el mateix estudi individus que pateixen de lesions esquinç de turmell per conèixer exactament la seva repercussió.

## **6.6 Conclusions**

Tot i que no es van trobar diferències significatives en aquest estudi, els resultats indiquen un canvi en el patró d'activació dels músculs TA, PL, GL i SL quan es veuen sotmesos a una pertorbació sobtat en supinació del peu, quan es realitza simultàniament una contracció isomètrica de baixa intensitat dels músculs GMax, GMed i TFL.

## **6.7 Referències**

1. Waterman BR, Belmont PJ, Cameron KL, Deberardino TM, Owens BD. Epidemiology of ankle sprain at the United States Military Academy. *Am J Sports Med.* 2010; 38(4):797–803.
2. Mckay GD, Goldie P a, Payne WR, Oakes BW. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sports Med.* 2001; 35(2):103–108.
3. Fong DTP, Chan Y-Y, Mok K-M, Yung PSH, Chan K-M. Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *Sport Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2009; 1(14):1–14.
4. Friel K, McLean N, Myers C, Caceres M. Ipsilateral Hip Abductor Weakness After Inversion Ankle Sprain. *J Athl Train.* 2006;41(1):74–78.

5. Webster KA, Gribble PA. A comparison of electromyography of gluteus medius and maximus in subjects with and without chronic ankle instability during two functional exercises. *Phys Ther Sport*. 2013; 14:17–22.
6. Beckman SM, Buchanan TS. Ankle inversion injury and hypermobility: Effect on hip and ankle muscle electromyography *onset* latency. *Arch Phys Med Rehabil*. 1995; 76(12):1138–1143.
7. Lee S-P, Powers CM. Individuals with diminished hip abductor muscle strength exhibit altered ankle biomechanics and neuromuscular activation during unipedal balance tasks. *Gait Posture*. 2014; 39(3):933–938.
8. Wilkerson GB, Nitz AJ. Dynamic Ankle Stability: Mechanical and Neuromuscular Interrelationships. *J Sport Rehabil*. 1994; 3:43–57.
9. Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Periczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol*. 1998; 80(3):1211–1221.
10. Masani K, Popovic MR, Nakazawa K, Kouzaki M, Nozaki D. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J Neurophysiol*. 2003; 90(6):3774–3782.
11. Suzuki Y, Nomura T, Casadio M, Morasso P. Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing: A theoretical proposal based on a double inverted pendulum model. *J Theor Biol*. 2012; 310:55–79.
12. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neurosci Biobehav Rev*. 2012; 36(1):162–176.
13. McVey ED, Palmieri RM, Docherty CL, Zinder SM, Ingersoll CD. Arthrogenic muscle inhibition in the leg muscles of subjects exhibiting functional ankle instability. *Foot Ankle Int*. 2005; 26(12):1055–1061.
14. Benesch S, Pütz W, Rosenbaum D, Becker H-P. Reliability of peroneal reaction time measurements. *Clin Biomech*. 2000; 15(1):21–8.
15. Menacho MDO, Pereira HM, Oliveira BIR De, Chagas LMPM, Toyohara MT, Cardoso JR. The peroneus reaction time during sudden inversion test: Systematic review. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010; 20(4):559–465.
16. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010; 20:388–397.
17. Krishnan V, Latash ML, Aruin AS. Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clin Neurophysiol*. 2012; 123(5):1016–1026.
18. Vedula S, Kearney R, Wagner R, Stapley P. Decoupling of stretch reflex and background muscle activity during anticipatory postural adjustments in humans. *Exp Brain Res*. 2010; 205:205–213.

19. Vaes P, Duquet W, Van Gheluwe B, Gheluwe B Van. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. *J Athl Train.* 2002; 37(4):475–480.
20. Eechaute C, Vaes P, Duquet W, Van Gheluwe B. Test-retest reliability of sudden ankle inversion measurements in subjects with healthy ankle joints. *J Athl Train.* 2007; 42(1):60–65.
21. Lofvenberg R, Karrholm J, Sundelin G, Ahlgren O. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *Am J Sports Med.* 1995; 23(4):414–417.
22. Vaes P, van Gheluwe B, Duquet W. Control of Acceleration During Sudden Unstable Ankle Supination in People. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2001; 31(12):741–752.
23. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10(5):361–374.
24. Hertel J. Sensorimotor Deficits with Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Clin J Sport Med.* 2008; 27:353–370.
25. Hiller CE, Nightingale EJ, Lin C-WC, Coughlan GF, Caulfield B, Delahunt E. Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systemic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2011; 45:660–672.
26. Deniskina N V, Levik YS. Relative contribution of ankle and hip muscles in regulation of the human orthograde posture in a frontal plane. *Neurosci Lett.* 2001; 310(2-3):165–168.
27. Tsao H, Hodges PW. Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 18(4):559–567.
28. Küng U, Horlings C, Honegger F, Allum J. The effect of voluntary lateral trunk bending on balance recovery following multi-directional stance perturbations. *Exp Brain Res.* 2010; 202(4):851–865.
29. Knight AC, Weimar WH. Effects of Inversion Perturbation After Step-Down on the Latency of the Peroneus Longus and Peroneus Brevis. *J Appl Biomech.* 2011; 27(4):283–290.
30. Dias A, Pezarat-Correia P, Esteves J, Fernandes O. The influence of a balance training program on the electromyographic latency of the ankle musculature in subjects with no history of ankle injury. *Phys Ther Sport.* 2011; 12(2):87–92.
31. Grüneberg C, Nieuwenhuijzen PHJA, Duysens J. Reflex responses in the lower leg following landing impact on an inverting and non-inverting platform. *J Physiol.* 2003; 550.3:985–993.

32. Lofvenberg R, Karrholm J, Sundelin G, Ahlgreen O. Prolonged Reaction Time in Patients with Chronic Lateral Instability of the Ankle. *Am J Sports Med.* 1995; 23(4):414–417.
33. Lee AJY, Lin W-H. Twelve-week biomechanical ankle platform system training on postural stability and ankle proprioception in subjects with unilateral functional ankle instability. *Clin Biomech.* 2008; 23(8):1065–1072.
34. Munn J, Beard D, Refshauge K, Lee RYW. Eccentric muscle strength in functional ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2003; 35(2):245–250.
35. Franettovich Smith MM, Honeywill C, Window N, Crossley KKM, Creaby MW, Wyndow N. Neuromotor control of gluteal muscles in runners with Achilles tendinopathy. *Med Sci Sports Exerc.* 2014; 46(3):594–599.



## **CAPÍTOL 7**

### ***Discussió general***





## **7.1 Sobre els protocols d'entrenament i la seva efectivitat**

Diversos autors han estudiat, al llarg del temps, l'efectivitat de la realització d'un entrenament neuromotor sobre la prevenció de les lesions al turmell. Freeman et al. al 1965 van estudiar l'efectivitat de la seva intervenció en pacients amb un esquinç agut de turmell, utilitzant 3 grups d'estudi [1]. Un dels grups va seguir un protocol d'immobilització absoluta, un altre grup va realitzar algunes sessions de fisioteràpia combinades amb compressió, elevació de la cama i reeducació de la marxa, i un últim grup va realitzar el mateix però amb entrenament neuromuscular dels gastrocnemis. Tot i que la mostra final va ser molt reduïda, els pacients que havien realitzat el tractament més complet no mostraven dèficits propioceptius comparativament parlant amb un grup d'individus sans, quan es va analitzar de nou la mostra després de 6 mesos de la lesió. Una de les variables més utilitzades per tal de conèixer o estudiar l'efectivitat de la intervenció realitzada és la recurrència i prevalença de la lesió. En aquest sentit Verhagen et al. [2] van avaluar l'efectivitat de 36 setmanes d'entrenament específic per jugadors de voleibol, realitzat durant l'escalfament habitual, i centrats en exercicis tècnics propis de l'esport. Tot i que la seva intervenció no va ser estadísticament significativa, sí que van poder observar una tendència a disminuir la ràtio de lesió per la mostra que va realitzar el protocol d'entrenament. Altres autors també van estudiar l'efectivitat de l'entrenament realitzat utilitzant aquesta variable [3-7]. En cadascun d'aquests estudis es va evidenciar una tendència a la disminució de la incidència de lesions al turmell, però excepte en els estudis d'Eils et al. [5] i Kraemer i Knobloch [7] els resultats no van ser estadísticament significatius. Els protocols que van realitzar van oscil·lar entre les 20 setmanes [4] i les 22 setmanes [3], fins una temporada esportiva sencera [5-7], realitzant el protocol determinat durant l'escalfament habitual de la sessió d'entrenament.

En el nostre cas, i pel que fa el primer estudi presentat, ens vam basar en la idea d'altres autors [2,3,7,8] que havien desenvolupat el seu protocol d'entrenament fonamentant-se en exercicis propis de l'esport que practicava la mostra participant. Verhagen et al. [2] i Stasinopoulus [8] amb exercicis propis del voleibol, Cumps et al. [3] i Eils et al. [5] fent el mateix amb exercicis tècnics propis del bàsquet i Emery i Meeuwisse [4] i Kraemer i Knobloch [7] realitzant una proposta basada en exercicis habituals de la pràctica esportiva del futbol. Així els exercicis que vam proposar en el nostre estudi incloïen accions pròpies del bàsquet, com el llançament de pilota, el bot, els desplaçaments contra un adversari, en diferents nivells de

dificultat. Un altre element característic utilitzat per l'entrenament de l'equilibri ha estat un disc de fusta inestable. Actualment conegut com el plat de Freeman, ja que va ser ell el primer en descriure'l [1], altres autors han utilitzat aquesta eina pels seus protocols, per la senzillesa en la seva utilització, així com per la poca despesa econòmica que representa la seva adquisició. S'han descrit diversos protocols on aquest disc de fusta s'utilitza com a eina d'entrenament, especialment mantenint l'equilibri sobre d'aquest, ja sigui amb els ulls oberts o tancats (buscant la progressió de la dificultat en la seva execució), normalment en una posició mantinguda de 30 segons [2,6,8-12]. En el nostre estudi vam utilitzar un BOSU® (Both Sides Up), igual que Yaggie i Campbell [13], ja que va ser un material del qual vam poder disposar, i vam realitzar els exercicis més difícils pel què fa l'equilibri sobre aquest element. Un altre tipus d'element inestable que es va utilitzar en l'estudi de Lee i Lin [14] va ser una plataforma comercial anomenada BAPS® (Biomechanical Ankle Platform System), una plataforma inestable que permet variar el grau de dificultat en l'estabilitat en 5 nivells diferents.

Pel què fa la durada del protocol vam seleccionar una temporització de 6 setmanes, fent-ho coincidir amb el moment de la pretemporada. Altres autors han descrit protocols d'entrenament d'entre 4 i 6 setmanes de durada [11,13,15-18], inclús Matsusaka et al. [10], tot i realitzar un protocol de 10 setmanes, van determinar que les millores més evidents en l'avaluació dels dèficits propioceptius esdevenien a les 4 setmanes d'entrenament, i a la sisena setmana d'estudi els valors s'estabilitzaven respecte una mostra d'estudi d'individus sans. Alguns d'aquests autors indiquen que van obtenir diferències significatives en els seus resultats per algunes de les variables estudiades [11,13,16,18], però d'altres en canvi, tot i mostrar una tendència a la millora de les variables estudiades, els resultats obtinguts no van ser significatius [13,15-17]. Pel què fa el nostre estudi, l'aplicació de 6 setmanes d'entrenament específic no va ser efectiu per obtenir diferències significatives en l'estudi de l'equilibri dinàmic, respecte el grup de control. Els participants del nostre estudi van realitzar el protocol d'entrenament neuromotor durant l'escalfament propi de la sessió d'entrenament, resultant així una freqüència de treball de 3 dies setmanals, coincidint amb altres estudis que havien descrit aquesta mateixa planificació en els seus protocols corresponents [3,11,13,15,16,19,20].

L'equilibri és una altra de les variables que més s'ha estudiat per determinar l'efectivitat de l'aplicació d'un protocol d'entrenament, utilitzant diferents eines de

registre, com l'estudi de l'evolució del COP en una plataforma de forces i la mesura de les diferents direccions del SEBT. Diversos autors descriuen millores en l'anàlisi de l'equilibri després de realitzar el protocol d'entrenament neuromotor del seu estudi, com Han et al. [21], que després de 4 setmanes d'entrenament neuromotor basat en exercicis de força utilitzant una resistència elàstica, els participants del grup que havia realitzat el protocol d'entrenament havien millorat el seu registre del COP, així com també els participants dels estudis de Yaggie i Campbell [13] i McKeon et al. [20] respectivament. També l'estudi de Bernier i Perrin [15] va demostrar millores en l'estudi de l'equilibri. I per aquells estudis que van analitzar l'equilibri utilitzant el SEBT [16,20] també van observar que el grup de participants que havia seguit l'entrenament proposat va millorar els registres del test, especialment per les direccions posteromedial i posterolateral del SEBT. En el nostre primer estudi es va utilitzar el SEBT com a eina d'anàlisi per tal de conèixer l'efectivitat de l'aplicació del protocol que vam dissenyar específicament per la mostra d'estudi. Tal i com van especificar diversos autors prèviament, el SEBT és una eina senzilla d'aplicar, i fiable en la repetició de les seves mesures, per l'estudi de l'equilibri dinàmic. Així, Plisky et al. [22] van determinar un intraclass correlation coefficient (ICC) entre 0,82 i 0,87 en el seu estudi, Hale et al. [23] van observar un ICC d'entre 0,80 i 0,93, Demura i Yamada [24] van fixar l'ICC entre 0,92 i 0,99, i Munro i Herrington [25] van determinar l'ICC pel seu estudi entre 0,84 i 0,92. Aquests registres certifiquen que el SEBT és una eina altament fiable, tenint en compte que els valors de l'ICC obtinguts per aquests autors són >0,80. El SEBT és una eina que s'ha utilitzat tant per intentar observar els dèficits en l'equilibri que un pacient pot mostrar, ja sigui per determinar el risc de patir una lesió a l'extremitat inferior com posteriors a una lesió a nivell de l'extremitat inferior [22,24,26-29], com també per avaluar els resultats de l'aplicació d'un protocol d'entrenament determinat [16,20,23,30,31].

D'entre els diferents estudis que han analitzat la possibilitat de poder determinar els dèficits sensoriomotrius que podrien afectar de manera negativa l'equilibri, i per tant augmentar el risc de patir una lesió al turmell, trobem que Gribble et al. [32] van analitzar com aquest es veia influït per diferents hores del dia, i en la seva pràctica en dies consecutius, utilitzant una plataforma de forces i el SEBT. En el seu anàlisi van determinar que els millors registres del SEBT es van obtenir en el desenvolupament matinal del test, en ambdós dies, en canvi els registres del COP a la plataforma van ser millors al registre nocturn del segon dia. Aquests resultats van fer-los concloure que l'estabilitat dinàmica es veu més influenciada per l'hora

del dia que no pas l'estabilitat estàtica, que possiblement es va veure més influïda pel fenomen de l'aprenentatge de la tasca. Per això van recomanar establir un criteri horari per la utilització del SEBT ja que sinó els registres es podien veure esbiaixats. Per aquest mateix motiu totes les anàlisis d'equilibri realitzades en el primer estudi presentat es van desenvolupar durant el matí.

Un altre dèficit estudiat que pot influir de manera negativa l'equilibri, i en conseqüència el registre del SEBT és la fatiga muscular. Així McMullen et al. [29] van estudiar l'efecte de la fatiga muscular glútia sobre l'equilibri, tant en el SEBT com en una plataforma de forces. Els resultats del seu estudi van demostrar que la fatiga a nivell proximal de l'extremitat inferior influenciava significativament els registres del SEBT i del COP en la plataforma, essent pitjors en la situació de post fatiga muscular, sense existir diferències entre la mostra femenina i masculina. La conclusió que en van extreure va ser que un dèficit de força a aquest nivell pot fer disminuir la capacitat de força excèntrica en sentit de l'abducció de maluc, permetent així una caiguda fàcil de l'extremitat cap a l'adducció, alterant totalment la correcta biomecànica de l'extremitat. En relació amb aquests resultats es troba l'estudi de Leavey et al. [16], en el qual es van aplicar tres protocols diferents d'entrenament, i el que va incorporar exercicis per millorar la força de la musculatura glútia va ser el que va demostrar millors registres en els test d'equilibri en la situació d'estudi post test. La possibilitat de mostrar fatiga muscular va ser un altre dels motius pels quals el primer estudi es va analitzar durant la franja horària del matí, també per evitar els efectes negatius de la fatiga de l'activitat diària sobre l'equilibri.

En el nostre estudi només vam detectar diferències significatives per la direcció PL. Aquest resultat concorda amb el d'altres estudis que també van trobar que les direccions PM i PL del test van ser les més representatives en els seus estudis [20,22,23,30,31,33]. En el cas del nostre estudi però, els resultats van ser significatius en ambdós grups, tant els que van realitzar el protocol d'intervenció com els que van seguir les sessions d'entrenament pròpies de l'equip. Això ens va fer pensar que l'elecció dels exercicis del protocol ha d'anar acompanyada de l'elecció del tipus de test utilitzat, ja que quan els exercicis proposats van incorporar elements similars al SEBT, la mostra intervinguda va mostrar millores significatives en el resultat final [20,23,31].

El SEBT és un test que originalment es desenvolupava realitzant moltes repeticions en totes les direccions establertes, fent 6 intents d'entrenament seguits de 3 intents pel registres, en les 8 direccions corresponents (A, AL, L, PL, P, PM, M, AM). Aquest fet per sí sol podia implicar alteració dels resultats per a la pròpia fatiga generada. Hertel et al. [33] van intentar establir un nou protocol per la seva realització, de manera que en el seu estudi van determinar que la direcció PM del test era la que més informació podia aportar als resultats, i que la realització de les 8 direccions habituals aportava informació redundant. En aquest mateix sentit, Plisky et al. [22] van proposar que la realització de les direccions A, PM i PL del test tenien la mateixa fiabilitat que la realització de totes les direccions originals, i van anomenar un nou test Y. Altres autors han intentat disminuir les repeticions necessàries del test. Gribble et al. [34] en la seva revisió també van proposar que era necessari disminuir les direccions analitzades en el tests, degut a la redundància informativa obtinguda per la totalitat de les 8 direccions i Demura i Yamada [24] van fer una proposta de realitzar únicament 3 intents per les direccions A, P, M i L, realitzant així una creu, obtenint la mateixa validesa del test. En el nostre estudi, i per intentar disminuir l'efecte de la fatiga de l'extremitat, vam analitzar només aquelles direccions del test que implicaven una acció de control de la supinació del peu i de la caiguda en adducció del maluc, per tant només es van estudiar les direccions A, AL, L, PL i P.

En aquest sentit el nostre estudi va demostrar una gran consistència interna, resultant una  $\alpha$  de Cronbach de 0,803. La idea d'escollir aquestes direccions va ser pensant concretament en la intenció de desestabilitzar el COM de l'individu en sentit lateral per tal que l'acció excèntrica de la musculatura inversora del peu frenés la seva elevació del terra, i la musculatura abductora de la pelvis realitzés també una frenada excèntrica de l'extremitat per evitar la seva caiguda cap a l'adducció. Wilkerson i Nitz [35] i Munn et al. [36] van exposar la teoria que, en el moment que el COG de l'individu es desplaça lateralment, l'activitat excèntrica de la musculatura implicada en l'extremitat inferior augmenta per tal de mantenir el peu estable al terra, sense que aquest s'aixequi.

Tot i que Hertel et al. [33] van comentar en el seu article la necessitat de normalitzar els registres del SEBT amb la longitud de la cama per tal d'evitar biaixos en el registre i especialment quan la comparació de les mesures es realitzava amb una mostra constituïda per individus dels dos gèneres, nosaltres no vam normalitzar aquesta mesura seguint l'exemple de l'estudi d'Olmsted et al.

[26], en el qual vam emparellar els membres dels dos grups d'estudi segons els paràmetres antropomètrics, i per tant en el cas del nostre estudi els dos grups formats no van mostrar diferències significatives pel què fa aquests paràmetres.

En referència als resultats del nostre estudi podem dir que les sessions d'entrenament regular que van desenvolupar els individus sans van ser estímul suficient per millorar els registres d'un test dinàmic com el SEBT, ja que els elements com la força, la flexibilitat, el control neuromuscular, el control del CORE, els graus de recorregut articular i la propiocepció són claus pel seu desenvolupament [34], i tots ells es duen a terme durant la pràctica esportiva. Un altre factor a tenir en compte és que potser el disseny dels exercicis per una mostra d'individus sans va resultar un estímul insuficient per generar cap canvi visualitzat en aquest test, igual que en l'estudi d'Steffen et al. [19], que tampoc van observar cap diferència significativa pels seus individus d'estudi sans després d'una intervenció d'entrenament específic.

En relació als resultats del nostre estudi, però, cal comentar que diversos protocols d'entrenament neuromotor duts a terme amb anterioritat per altres autors obtenen resultats diversos en la seva aplicació. De fet, tant O'Driscoll i Delahunt [37], Postle et al. [38], Hubscher et al. [39], Mattacola i Dwyer [40] i Holmes i Delahunt [41] en les seves respectives revisions van coincidir a afirmar que no existeix una forta evidència pel què fa l'efectivitat demostrada pels diferents protocols d'entrenament neuromotor respecte la millora de les deficiències derivades de l'esquinç de turmell, ja que els diferents estudis presenten protocols tant diversos en els exercicis proposats, com en la seva durada d'aplicació, que pot anar des de les 4 setmanes, a tota una temporada esportiva, i d'una freqüència d'entrenament d'un cop per setmana fins a cada dia de la setmana, així com la diversitat en el tipus de mostra utilitzada. Pel que fa les propostes de millora que van realitzar aquests autors, Hubscher et al. [39] van determinar que realitzar una intervenció múltiple, amb la incorporació de diferents habilitats i exercicis seria el més indicat. Mattacola i Dwyer [40] van proposar que per tal de recuperar la màxima funcionalitat de l'extremitat, posterior a un esquinç, cal fer una aproximació individualitzada, estudiar tots els dèficits adquirits, i fer el tractament en base a aquests. I Holmes i Delahunt [41] van observar que un dels aspectes importants a millorar en els pacients que han patit un esquinç de turmell és la millora del control neuromotor, especialment per aquells que manifesten una IF, per tal de crear una estratègia de protecció de la regió, ja que no van considerar que el retard en l'onset muscular fos

una característica que es manifesti en tots els individus estudiats, ni que representi en sí un esdeveniment que pugui explicar la manca de protecció de l'articulació en una situació de risc de lesió.

## **7.2 Sobre l'equilibri i l'activitat muscular**

Ja que de manera reiterada existeixen diversos estudis que no poden certificar l'efectivitat de l'entrenament neuromotor en la disminució del risc de lesió al turmell, tal i com ja s'ha comentat en el l'apartat anterior de la tesi [37-41], vam tenir la necessitat d'intentar desenvolupar una estratègia que pogués disminuir aquest risc de lesió. Per aquest motiu es va realitzar una segona intervenció en la qual ens vam centrar en l'activitat muscular de l'extremitat inferior, i especialment en la relació de l'activitat muscular de la cama i l'equilibri.

Diversos autors han estudiat la relació existent entre l'activitat muscular dels diferents músculs de l'extremitat inferior especialment, i també de la musculatura del tronc, amb la capacitat de mantenir l'equilibri [31,42-44]. En molts d'aquests estudis s'ha descrit el concepte d'*stiffness*, a partir del qual, i gràcies a l'augment de la rigidesa activa articular, s'han detectat millores en l'equilibri de l'individu [43,45-49]. La hipòtesi del nostre estudi va partir d'aquest concepte, i per això es va generar una estratègia muscular per tal d'augmentar el to de base inicial de certa musculatura de l'extremitat inferior.

De manera concreta, en el segon estudi presentat es va focalitzar la intervenció en l'augment de l'*stiffness* de la musculatura pròpia del turmell a partir d'una contracció de baix llinar de la musculatura abductora de la pelvis. La relació entre l'acció de la musculatura pròpia del turmell i la del maluc s'ha descrit en diverses ocasions, concretament quan s'expliquen les diferents teories sobre les quals es basa l'equilibri postural. Winter et al. [50] i Masani et al. [43] van observar que la musculatura pròpia del turmell representava el primer mecanisme de correcció postural en les activitats realitzades en el pla sagital, com en el desplaçament del COP en sentit A/P, i que l'activitat anticipada de la musculatura flexora plantar del turmell actuava com un fre important de la velocitat de desplaçament del COP, gràcies a la cocontracció muscular generada a aquell nivell, i per tant en el manteniment de l'equilibri. Altres estudis van vincular aquesta estratègia postural a activitats de baixa freqüència energètica, més relacionades amb accions de



correcció per petits reajustaments momentanis de la postura i una base de sustentació ample, per tant davant accions senzilles pel que fa la correcció de l'estabilitat [48,51–53]. Altres autors, en canvi, han estudiat la principal implicació de l'activitat muscular de la pelvis en el control de la postura, com Lee et al. [54] els quals van examinar el comportament del desplaçament del COP en sentit L/M per un grup d'individus amb dolor femoropatellar, els quals van millorar les variables relacionades amb l'equilibri, així com la sensació de dolor percebuda, quan se'ls va aplicar una estabilització articular a nivell pèlvic, entenent així que la zona pèlvica té una gran implicació en el control de l'equilibri. També Lee i Powers [55] van estudiar la capacitat de mantenir l'equilibri després de realitzar un protocol de fatiga muscular a nivell de la musculatura de la pelvis. En aquest cas van detectar pitjor equilibri en les accions del pla L/M, així com canvis en el patró d'activació propi de la musculatura peroneal, respecte la situació de no fatiga. De manera similar Kuo [56] va proposar un model d'estabilitat en el pla frontal a partir de l'articulació del maluc, ja que a aquest nivell la capacitat de resposta per contrarestar la pèrdua d'estabilitat requereix de menys Feedback informatiu i permet una resposta més adequada sense tanta despesa energètica, basant-se també en el seu estudi anterior, on juntament amb Zajac [57] van especificar que el seu model podia negligir les acceleracions produïdes a nivell del genoll en una posició de bipedestació normal, ja que a aquest nivell el SNC mantenia el genoll bloquejat en extensió (no seria així per les acceleracions verticals). En canvi però altres estudis han estimat que no és possible simplificar d'aquesta manera les estratègies utilitzades pel SNC per tal de preservar l'estat d'equilibri, sinó que la suma de tots els inputs rebuts a nivell de totes les articulacions de l'extremitat inferior acabaran confeccionant les estratègies musculars per mantenir l'equilibri [57–61]. En referència a aquesta suma d'inputs mencionats, Suzuki et al. [61] van anomenar a aquesta estratègia com a multilink pendulum. Per aquest motiu en la nostra intervenció vam realitzar una activitat centrada en la musculatura abductora del maluc, amb la intenció que aquesta tingués un efecte sobre la musculatura pròpia del turmell i sobre l'equilibri, per sumació d'estímuls. A més, l'elecció de la musculatura abductora de la pelvis com a articulació diana de la nostra intervenció es va veure motivada per estudis anteriors que havien descrit l'efecte que les alteracions d'aquesta musculatura té sobre l'equilibri, que a continuació es descriuran. Tot i que la fatiga muscular general afecta de manera negativa els diferents paràmetres de l'equilibri [62–65], McMullen et al. [26], Gribble i Hertel [64] i Bisson et al. [65] en els seus respectius estudis van observar que tant el desplaçament del COP com la seva velocitat de desplaçament es van veure

significativament augmentats en aquells individus que havien estat sotmesos a un protocol de fatiga de la musculatura abductora de la pelvis. També referent a la regió pèlvica, Lee i Powers van obtenir pitjors registres del COP pels individus de la seva mostra d'estudi amb menys força glútia [66]. En canvi Gribble i Hertel [64] i Bisson et al. [65], en els seus respectius estudis, van analitzar també l'efecte que la fatiga muscular a nivell del turmell tenia sobre l'equilibri, i tot i que els individus sí que veien empitjorar els paràmetres de l'estabilitat, l'alteració no va resultar significativa respecte la situació de no fatiga.

Un altre motiu pel qual es va seleccionar la musculatura abductora de la pelvis com a musculatura diana de la intervenció va ser que diversos estudis han descrit alteracions de la musculatura pèlvica de manera referida posterior a un esquinç de turmell. Així, per exemple, es van detectar alteracions en el temps de l'onset dels músculs gluti major i gluti mig per aquells individus que tenien antecedents clínics d'esquinç de turmell [67,68]; Friel et al. [69] van observar que existia una disminució de la força abductora de l'extremitat inferior en els individus que havien patit un esquinç de turmell amb anterioritat, i seguint aquesta mateixa línia, Franettovich et al. [70] van comprovar que l'activitat muscular del gluti mig i del gluti major era menor per individus afectats per una tendinopatia aquília. A partir d'aquesta informació, i seguint el model d'Snyder et al. [71], els quals realitzant un protocol d'entrenament per augmentar la força de la musculatura glútia van observar diversos canvis biomecànics a l'extremitat inferior, que en conjunt podien millorar la seva funcionalitat i disminuir el risc de patir una lesió, es va idear la hipòtesi d'aquesta segona intervenció.

Per aquest motiu, l'activitat escollida per augmentar l'activitat basal de la musculatura de la cama va ser la realització d'una contracció de baixa intensitat a nivell de la musculatura pèlvica. Segons l'estudi presentat per Contessa et al. [72] una contracció lleugera (del 20% del MVIC) es pot mantenir durant un seguit de repeticions de més d'un minut de durada, sense arribar al llindar de la fatiga muscular, i segons De Luca [73] a aquest llindar d'activació (per sota del 30% del MVIC) no s'arriben a produir canvis fisiològics significatius de la musculatura implicada en la contracció.

### **7.3 Sobre la relació existent entre una contracció de la musculatura proximal en equilibri estàtic i l'augment d'*stiffness* distal**

En el segon estudi presentat vam estudiar la relació existent entre l'augment voluntari de l'activitat muscular de la pelvis i l'efecte que aquest podia tenir sobre l'activitat basal de la musculatura de la cama.

Els resultats van mostrar una alta relació entre la realització d'una contracció muscular de baix lliniar (<25% del MVIC) de la musculatura pèlvica i l'augment de l'activitat elèctrica de la musculatura pròpia de la cama. Així aquesta estratègia de treball pot aproximar-se a esdevenir una eina per tal d'augmentar l'*stiffness* basal, i segons la idea anteriorment exposada, influenciar positivament la capacitat de resposta muscular davant una agressió sobtada de l'equilibri, generant una millor protecció articular com a conseqüència de l'augment d'aquest *stiffness*. Tal i com van exposar Winter et al. [47] el temps de resposta del desplaçament del COP en una posició d'estudi bipodal, per una mostra sense cap alteració descrita, va ser de 4ms, interpretant així que la pròpia tensió de les estructures, sota el control del SNC, va ser l'element corrector de l'equilibri, establint un control d'ordre 0 per aquesta tasca.

D'una manera similar altres autors han exposat els efectes que un to basal important pot tenir sobre l'equilibri. Amin i Herrington [46] van observar una correlació positiva entre l'augment d'*stiffness* de la musculatura pròpia de la cama i un bon registre dels paràmetres de l'equilibri estudiats. També Rieman i Lephart [45] van exposar la idea que un augment de l'*stiffness* basal es podia traduir en una resistència articular més alta, i per tant podia esdevenir una estratègia preventiva de la lesió per l'augment de l'estabilitat funcional proporcionada.

En el 2n estudi es va pretendre imitar aquest augment de to basal, i es va generar aquest *stiffness* basal a partir d'una contracció de la musculatura proximal de la pelvis. Els resultats de l'estudi van mostrar un augment significatiu en l'activitat elèctrica de tots els músculs de la cama estudiats (TA, PL, GL i SL). D'alguna manera aquesta tasca requerida implica que el SNC reculli més informació aferent, i que tal i com van citar Wilkerson i Nitz [61] i Suzuki et al. [74] en els seus respectius estudis, la resposta posterior a una alteració de l'equilibri es vegi influïda de manera positiva pel cúmul d'aferències sensibles percebudes. En el mateix

sentit que aquesta última idea exposada, Nakazawa et al. [75] van concloure en el seu estudi que l'augment d'activitat elèctrica muscular que genera el SNC, especialment quan la situació d'equilibri és més complexa (com per exemple amb els ulls tancats), s'ha de considerar com un mecanisme de protecció articular.

Tal i com van exposar Konradsen et al. [76], quan l'aferència sensitiva de les estructures passives es veu alterada, en el cas del seu estudi per estar sota els efectes d'un agent anestèsic, però en el cas d'una lesió per ruptura o estirament del teixit articular, els elements contràctils de l'articulació, per tant el múscul, són capaços de proporcionar la mateixa informació sensitiva de la posició articular quan se'ls requereix de manera activa, i per tant cal tenir en consideració l'activitat muscular en les estratègies preventives davant una possible lesió.

Com ja s'ha dit, la hipòtesi original d'aquest estudi es va basar en la teoria que el nivell d'stiffness basal es pot modificar i adaptar segons la situació concreta i la seva necessitat [52]. També Tsao i Hodges [77] van poder observar canvis en l'activitat muscular del patró d'activació del Feedforward de la musculatura abdominal després d'un protocol d'entrenament analític del múscul transvers de l'abdomen. Tot i que en el nostre estudi no vam realitzar aquest entrenament posterior, el primer objectiu era conèixer si era possible augmentar l'activitat elèctrica dels músculs TA, PL, GL i SL de manera referida. Els resultats de l'estudi van mostrar un augment estadísticament significatiu de l'activitat elèctrica de tots aquests músculs quan es va realitzar una contracció muscular a nivell proximal de l'extremitat inferior.

De fet, diversos autors van incorporar exercicis específics per treballar la musculatura glútia en els seus protocols d'entrenament neuromotor, i tots ells van mostrar millores en l'estudi de l'equilibri [9,31,71,78,79]. Així l'activitat muscular presentada en aquest estudi es pot considerar com una estratègia preventiva a incorporar en els protocols de rehabilitació i en els entrenaments neuromotors per la millora de la sensibilitat dels receptors de la musculatura de la cama, com a conseqüència de l'augment del seu nivell d'stiffness.

## **7.4 Sobre la relació entre l'activitat muscular i els paràmetres d'equilibri**

Les plataformes de pressions o de forces són eines àmpliament utilitzades per l'estudi de l'equilibri [29,65,66,80–84]. En el nostre cas, es van correlacionar les variables superfície total de l'el·lipse del COP, desplaçament de l'eix X, desplaçament de l'eix Y, velocitat mitjana del desplaçament i RMS absolut del COP, amb l'activitat muscular duta a terme als músculs de la cama (TA, PL, GL i SL), per tal de conèixer la influència d'aquests sobre els paràmetres de l'equilibri.

Tal i com altres autors han observat, aquestes variables d'estudi del COP es veuen afectades en pacients que tenen algun tipus d'alteració del sistema musculoesquelètic, ja sigui per una lesió prèvia [54,85,86], per fatiga muscular [29,65,87], o per altres factors externs [66,88].

En l'anàlisi de la relació d'aquests paràmetres en l'estudi de l'equilibri estàtic monopodal, sense demanar a l'individu cap altra acció que la de mantenir la posició el màxim estable possible, l'observació del comportament muscular ens va indicar que el múscul tibial anterior i el múscul peroneal lateral llarg van realitzar aportacions estadísticament significatives al manteniment del control postural, per les variables superfície total de l'el·lipse (TA) i per la velocitat mitjana del desplaçament i el RMS absolut (PL). Aquests resultats concorden amb els paràmetres estudiats habitualment en l'equilibri, ja que són els dos músculs estabilitzadors del turmell per excel·lència, donada la seva acció antagonista per la inversió/eversió del peu, i per tant protagonistes de la cocontracció a aquest nivell, tal i com altres estudis han pogut detectar en l'estudi d'aquests dos músculs per l'equilibri monopodal [46,89], i mostrant un augment d'activitat de manera especial en individus amb pitjors nivells de força de la musculatura abductora de la pelvis [66].

Tal i com van mostrar diversos autors prèviament, les variables d'estudi de l'equilibri en una plataforma de forces veuen empitjorar els seus registres en situacions on l'equilibri es veu afectat, especialment el camí (o el·lipse) dibuixat pel COP i la velocitat amb la qual aquest s'ha desplaçat [27,29,64,66]. Tal i com va descriure Winter [53] les variables obtingudes en l'estudi del COP són resultat directe de la correcció de l'acceleració del COM per tal de contrarestar el seu desplaçament i mantenir la posició estable i en equilibri. En aquest mateix sentit,

Doherty et al. [83] van observar un major grau de flexió del maluc en aquells individus que havien patit un esquinç de turmell prèviament, i aquest fet va implicar un major desplaçament del COP. En contraposició a aquests estudis, de Freitas et al. [58] van concloure en el seu estudi que el desplaçament A/P del COP va augmentar quan van aplicar un bloqueig articular extern a les regions del tronc, maluc i genoll, respecte altres situacions previstes, i en canvi realitzant aquest mateix tipus de bloqueig la variable del desplaçament L/M va disminuir, millorant els seus registres. De manera similar, els resultats de l'estudi de Lee et al. [54] van mostrar millores en el desplaçament del COP i la percepció subjectiva del dolor en una mostra d'individus amb dolor femoropatellar quan se'ls va aplicar una ajuda externa pel bloqueig de l'articulació del maluc en abducció.

En el nostre estudi, durant la situació en la qual vam demanar als participants que realitzessin una contracció voluntària de la musculatura abductora de la pelvis, en canvi, cap dels músculs de la cama avaluats va ser rellevant per explicar les diferents variables analitzades, mostrant així una major coordinació i harmonia intermuscular. Referent a aquests resultats, Guillou et al. [84] van notar que els individus entrenats selectivament per tenir un millor equilibri en la seva disciplina esportiva (com els ballarins i els gimnastes) van mostrar millors registres de les variables del COP, i que per tant es considerava possible el fet de poder entrenar selectivament la musculatura implicada en l'equilibri, i la tasca en sí mateixa.

Segons Santos et al. [82] els moments previs a una alteració de l'equilibri són molt importants per determinar la qualitat de la resposta que es durà a terme després d'aquesta agressió. Així, quan l'agressió va ser previsible, es va detectar un augment del desplaçament del COM en sentit anterior, com a estratègia de preparació de l'individu davant una futura agressió, seguit immediatament del desplaçament del COP en sentit posterior com a contraposició a aquest desplaçament inicial del COM; en canvi, quan l'agressió no va ser previsible, el primer desplaçament el va dur a terme el COP (indicant que l'estat d'alerta muscular no va reaccionar de manera anticipada i no va existir cap interacció prèvia del COM). En el moment posterior a l'agressió va existir desplaçament del COP en direcció posterior en ambdues situacions (previsible i imprevisible), però va ser molt més important per la situació on l'agressió no va ser previsible. Aquests resultats ens porten a pensar que l'activitat d'alerta prèvia, regida pel SNC és molt important per definir la resposta que s'ofereix davant una pertorbació de l'equilibri, i que la correcció posterior haurà de ser molt més important quan aquest estat

d'alerta sigui menor. Per aquest motiu l'estratègia d'activitat muscular de la pelvis i la no contribució representativa de cap dels músculs estudiats en l'equilibri de la nostra intervenció, ens fan pensar que aquesta pugui ser una estratègia que permeti un millor estat d'alerta de la musculatura per respondre davant una possible lesió.

## **7.5 Sobre la relació entre la contracció muscular i l'EMG en la caiguda sobtada del peu en una simulació d'esquinç**

Un cop conegut l'efecte que una contracció isomètrica de baixa intensitat podia generar al nivell d'activitat elèctrica de la musculatura de la cama i, per tant, en l'augment de la sensibilitat teòrica dels FNM i de la seva resposta, en una situació d'estabilitat estàtica, el següent pas va ser estudiar l'efecte que aquest augment de l'stiffness basal tenia sobre l'estabilitat de la musculatura del turmell en una situació d'equilibri dinàmic.

Per aquest motiu es va realitzar el mateix protocol d'intervenció pel què fa la col·locació dels elèctrodes i el tipus d'activitat de la musculatura abductora de la pelvis de l'estudi 2, aquest cop però utilitzant un element de simulació d'un esquinç de turmell, que va permetre portar el peu a una supinació de 50° de manera brusca i sobtada. Si l'stiffness basal augmenta gràcies a una contracció de la musculatura abductora pèlvica, la hipòtesi d'aquest estudi era que tant els temps d'activació muscular com la intensitat de l'activitat elèctrica observada haurien de ser diferents en la situació d'estudi.

El disseny de la plataforma de supinació es va basar en models utilitzats en estudis anteriors. Així, autors com Benesch et al. [90], Lofvenberg et al. [91], Vaes et al. [92,93] entre d'altres, van analitzar la resposta de la musculatura de la cama, especialment del múscul peroneal lateral llarg, utilitzant una plataforma similar, dissenyada per aquesta intenció. Echaute et al. [94] i Vaes et al. [92] van definir l'alta fiabilitat de les mesures obtingudes en els seus estudis amb aquest tipus de plataforma de supinació ja que van obtenir uns ICC de 0,83 i de 0,90 respectivament.

Els graus fins als quals s'ha portat la supinació del peu van des dels 10° [75] fins als 50° [93,94], essent els 30° d'inclinació en el pla frontal la mesura més habitual

[78,90,91,95,96]. En el cas del nostre estudi es va seleccionar la mesura dels 50° de supinació ja que la mostra estudiada no tenia cap lesió prèvia a l'extremitat, i que Vaes et al. [92] van definir aquest llindar d'inclinació com a no lesiu per l'individu estudiat.

En contra de la hipòtesi plantejada, però, no es van observar diferències significatives per a cap de les variables estudiades en la nostra intervenció, ni pel temps transcorregut fins la primera activació muscular dels diferents músculs estudiats, ni tampoc per l'activitat elèctrica dels diferents moments avaluats, en la comparació de les dues situacions estudiades.

Aquests resultats concorden amb els de Knight et al. [97] i Vaes et al. [93] els quals no van trobar diferències significatives en el temps a l'onset de la musculatura peroneal en els seus estudis, on van comparar una mostra sana i una mostra d'individus amb historial d'esquinç de turmell. Similar a la nostra intervenció, Dias et al. [96] tampoc van trobar diferències significatives en l'estudi del temps a onset dels músculs PL, TA, GL després de realitzar un protocol d'entrenament neuromotor per la seva mostra d'individus sans en un test de supinació a 30°. En canvi, Lofvenberg et al. [91] sí que van observar diferències en el temps utilitzat per l'onset dels músculs PL i TA en la comparativa d'un grup d'estudi sense lesions a l'extremitat inferior i un grup amb historial d'enquinç previ, igual que Gutierrez et al. [98] que van observar que l'activitat muscular del tibial anterior i del peroneal lateral llarg van ser diferents segons les característiques de la mostra en la realització d'uns tests de recepció des d'una alçada de 30cm., implicant major activitat muscular prèvia pel múscul peroneal en els individus que tenien descrita una inestabilitat articular del turmell, i en canvi major activitat prèvia del múscul tibial anterior pel grup control.

Tot i les diferències que s'observen entre els resultats dels diferents estudis, Benesch et al. [90] van determinar que la mesura de l'onset peroneal és altament fiable i reproduïble per ser una valor molt estable en diferents situacions d'estudi.

Un altre element que es podria tenir en compte per a l'anàlisi d'aquest tests és l'eix a partir del qual el peu supina, i si aquest pot fer variar l'activitat del múscul peroneal lateral llarg. Forestier i Terrier [99] van analitzar el temps a l'onset del múscul PL realitzant una inclinació seguint el pla frontal i realitzant la inclinació a



partir de l'eix de Henke del peu, en el que no van obtenir diferències significatives per aquesta mesura en el seu estudi.

Per tant, tot i que la hipòtesi inicial plantejava que un augment de l'*stiffness* basal de la musculatura de la cama podria fer anticipar el moment d'*onset* d'aquesta musculatura i així esdevenir una estratègia preventiva per una millor activació muscular, els resultats d'aquest estudi fan descartar-la.

Per altra banda es van estudiar les variables que fan referència a la quantitat d'activitat elèctrica observada en els diferents moments transcorreguts en el test. Tot i que els resultats de l'estudi no van mostrar diferències significatives en la comparació d'aquesta activitat elèctrica dels moments estudiats (sense contracció voluntària pèlvica / amb contracció voluntària pèlvica) sí que es van observar canvis tant en el seu nivell d'activitat elèctrica com en el patró de contracció muscular. Tal i com van descriure diversos autors, l'activitat muscular que precedeix una acció voluntària (APA) té com a objectiu principal el control de la posició estable i del COP dins la base de sustentació [48,82,100-102]. Aquesta activitat esdevé important quan l'acció que es realitzarà a posteriori és previsible, esperable, ja sigui per la informació aferent visual [82,100] o bé perquè l'individu està sota avís que l'acció posterior succeirà [102-104]. D'altra banda, quan aquesta acció motora esdevé sense un estat d'alerta important, la correcció posterior de l'equilibri ha de ser molt més important, fent que l'activitat muscular correctiva prengui un paper important en aquesta tasca [44,82,100,104].

Tal i com van mencionar Bouisset i Do [105] l'activitat muscular del tipus APA depèn principalment dels aprenentatges rebuts i el coneixement previ d'una tasca, i com a tal es poden modificar. També Hall et al. [106] van observar que el SNC té una gran plasticitat i capacitat d'adaptació, i és capaç de reclutar una patró motor concret segons el requeriment de l'activitat a realitzar. Per aquest motiu es va estudiar l'activitat muscular del tipus APA i CPA duta a terme en la nostra intervenció, respecte el  $t_0$ . És molt interessant comentar que, tot i que no es van obtenir diferències significatives en els resultats del nostre estudi, sí que es va poder observar un canvi en l'activitat muscular registrada en les dues situacions. Per una banda es va registrar major nivell d'activitat elèctrica en totes les finestres temporals observades per la situació d'estudi amb contracció pèlvica, segurament per la demanda muscular proximal augmentada, però el més interessant és la diferència que va existir en la finestra temporal immediatament prèvia al  $t_0$  (-1) i

immediatament posterior a aquesta (+1). Percentualment parlant, la diferència d'activitat muscular mostrada entre aquests dos moments (-1 // +1) és molt més important per la situació d'estudi sense contracció voluntària proximal, fent entreveure que els fets duts a terme previs a una pèrdua sobtada de l'homeòstasi articular són molt importants per definir la resposta que succeirà posteriorment. Tot i no obtenir resultats estadísticament significatius, l'augment de l'activitat del tipus APA per la situació A va mostrar una  $\beta$  important pels músculs estudiats, i una  $\beta$  menor per la situació B d'estudi, en la comparació de l'activitat registrada a les dues finestres temporals, tal i com ja s'ha descrit anteriorment, establint així la idea d'una estratègia preventiva davant una possible lesió, donat l'augment de sensibilitat dels FNM. De la mateixa manera és interessant mencionar el canvi en el patró d'activitat muscular mostrat en les dues situacions. Si bé en una situació normal (sense la contracció requerida) el patró d'activitat muscular va ser de la següent manera, en ordre de major activitat a menor, per la finestra temporal +1: tibial anterior, gastrocnemi lateral, peroneal lateral llarg i soli; en la situació d'estudi realitzada sota la contracció isomètrica de la musculatura de la pelvis, la musculatura va seguir un patró d'activació diferent, essent per la variable d'estudi mitjana el següent ordre d'activitat, de major a menor: gastrocnemi lateral, tibial anterior, peroneal lateral llarg i soli, i per la variable d'estudi RMS, de major a menor activitat: gastrocnemi lateral, tibial anterior, soli i per últim el peroneal lateral llarg. Aquest canvi en el patró d'activació, sense ser estadísticament significatiu, ens pot fer pensar que l'activació de la musculatura glútia prèvia esdevingui una estratègia preventiva de l'esquinç de turmell, donats els canvis produïts en el nivell d'activitat elèctrica muscular.

Aquests resultats ens indiquen que és possible adaptar la resposta muscular a un estímul generat de manera distant, incrementant la seva rigidesa basal, inclús canviant el ritme de reclutament muscular per una acció concreta. Seguint les idees de l'estudi de Tsao i Hodges [77], es pot extrapolar que és possible entrenar un múscul de manera aïllada per tal de es produeixin canvis en el Feedforward, per tant en l'activitat muscular prèvia generada per la preparació a un gest específic.

## 7.6 Referències

1. Freeman MAR, Dean MRE, Hanham W. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Jt Surg.* 1965;47 B(4):678–685.
2. Verhagen EALM, van der Beek A, Twisk J, Bouter L, Bahr R, van Mechelen W. The Effect of a Proprioceptive Balance Board Training Program for the Prevention of Ankle Sprains: A prospective controlled trial. *Am J Sports Med.* 2004; 32(6):1385–1393.
3. Cumps E, Evert V, Meeusen R. Efficacy of a sports specific balance training programme on the incidence of ankle sprains in basketball. *J Sport Sci Med.* 2007; 6(2):212–219.
4. Emery CA, Meeuwisse WH. The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial. *Br J Sports Med.* 2010; 44:555–562.
5. Eils E, Schröter R, Schröder M, Gerss J, Rosenbaum D. Multistation Proprioceptive Exercise Program Prevents Ankle Injuries in Basketball. *Med Sci Sports Exerc.* 2010; 42(11):2098–2105.
6. Mcguine TA, Keene JS. The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *Am J Sports Med.*; 2006; 34(7):1103–1111.
7. Kraemer R, Knobloch K. A Soccer-Specific Balance Training Program for Hamstring Muscle and Patellar and Achilles Tendon Injuries An Intervention Study in Premier League Female Soccer. *Am J Sports Med.* 2009; 37(7):1384–1393.
8. Stasinopoulos D. Comparison of three preventive methods in order to reduce the incidence of ankle inversion sprains among female volleyball players. *Br J Sports Med.* 2004; 38(2):182–185.
9. Emery C, Cassidy JD, Klassen T, Rosychuk R, Rowe B. Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: a cluster randomized controlled trial. *Can Med Assoc J.* 2005; 172(6):749–754.
10. Matsusaka N, Yokoyama S, Tsurusaki T, Inokuchi S, Okita M. Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle. *Am J Sports Med.* 2001; 29(1):25–30.
11. Clark VM, Burden AM. A 4-week wobble board exercise programme improved muscle *onset* latency and perceived stability in individuals with a functionally unstable ankle. *Phys Ther Sport.* 2005; 6(4):181–187.
12. Dias A, Pizarat-Correia P, Esteves J, Fernandes O. The influence of a balance training program on the electromyographic latency of the ankle musculature in subjects with no history of ankle injury. *Phys Ther Sport.* 2011; 12(2):87–92.

13. Yaggie JA, Campbell BM. Effects of balance training on selected skills. *J Strength Cond Res.* 2006; 20(2):422–428.
14. Lee AJY, Lin W-H. Twelve-week biomechanical ankle platform system training on postural stability and ankle proprioception in subjects with unilateral functional ankle instability. *Clin Biomech.* 2008; 23(8):1065–1072.
15. Bernier J, Perrin D. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998; 27(4):264–275.
16. Leavey VJ, Sandrey MA, Dahmer G. Comparative Effects of 6-Week Balance, Gluteus Medius Strength, and Combined Programs on Dynamic Postural Control. *J Sport Rehabil.* 2010; 19(3):268–287.
17. McKeon PO, Hertel J. Systematic Review of Postural Control and lateral Ankle Instability, Part I: Can Deficits Be Detected With Instrumented Testing? *J Athl Train.* 2008; 43(3):293–304.
18. Zech A, Hubscher M, Vogt L, Banzer W, Hansel F, Pfeifer K. Neuromuscular Training for Rehabilitation of Sports Injuries: A Systematic Review. *Med Sci Sports Exerc.* 2009; 41(10):1831–1841.
19. Steffen K, Bakka HM, Myklebust G, Bahr R. Performance aspects of an injury prevention program: a ten-week intervention in adolescent female football players. *Scand J Med Sci Sport.* 2008; 18(5):596–604.
20. McKeon PO, Ingersoll CD, Kerrigan DC, Saliba E, Bennett BC, Hertel J. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2008; 40(10):1810–1819.
21. Han K, Ricard MD, Fellingham GW. Effects of a 4-week exercise program on balance using elastic tubing as a perturbation force for individuals with a history of ankle sprains. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009; 39(4):246–255.
22. Plisky PJ, Rauh MJ, Kaminski TW, Underwood FB. Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2006; 36(12):911–919.
23. Hale SA, Hertel J, Olmsted-Kramer LC. The effect of a 4-week comprehensive rehabilitation program on postural control and lower extremity function in individuals with chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007; 37(6):303–311.
24. Demura S, Yamada T. Proposal for a practical star excursion balance test using three trials with four directions. *Sport Sci Health.* 2010; 6(1):1–8.
25. Munro AG, Herrington LC. Between-session reliability of the star excursion balance test. *Phys Ther Sport.* 2010; 11(4):128–132.
26. Olmsted LC, Carcia CR, Hertel J, Shultz SJ. Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2002; 37(4):501–506.

27. Sefton JM, Hicks-little CA, Hubbard TJ, Clemens MG, Yengo CM, Koceja DM, et al. Sensorimotor function as a predictor of chronic ankle instability. *Clin Biomech.* 2009; 24(5):451–458.
28. Cote K, Brunet M, Gansneder B, Shultz S. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *J Athl Train.* 2005; 40(1):41–46.
29. McMullen KL, Cosby NL, Hertel J, Ingersoll CD, Hart JM. Lower Extremity Neuromuscular Control Immediately After Fatiguing Hip-Abduction Exercise. *J Athl Train.* 2011; 46(6):607–614.
30. Hale SA, Fergus A, Axmacher R, Kiser K. Bilateral Improvements in Lower Extremity Function After Unilateral Balance Training in Individuals With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2014; 49(2):181–191.
31. Filipa A, Byrnes R, Paterno M, Myer G, Hewett T. Neuromuscular training improves performance on the star excursion balance test in young female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40(9):551–558.
32. Gribble PA, Tucker WS, White PA. Time-of-Day Influences on Static and Dynamic Postural Control. *J Athl Train.* 2007; 42(1):35–41.
33. Hertel J, Braham RA, Hale SA, Olmsted Kramer L, Olmsted-kramer LC. Simplifying the Star Excursion Balance Test: Chronic Ankle Instability. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2006; 36(3):131–137.
34. Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train.* 2012; 47(3):339–357.
35. Wilkerson GB, Nitz AJ. Dynamic Ankle Stability: Mechanical and Neuromuscular Interrelationships. *J Sport Rehabil.* 1994; 3:43–57.
36. Munn J, Beard D, Refshauge K, Lee RYW. Eccentric muscle strength in functional ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2003; 35(2):245–250.
37. O’Driscoll J, Delahunt E. Neuromuscular training to enhance sensorimotor and functional deficits in subjects with chronic ankle instability: A systematic review and best evidence synthesis. *Sport Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2011; 3(1):19.
38. Postle K, Pak D, Smith T. Effectiveness of proprioceptive exercises for ankle ligament injury in adults: A systematic literature and meta-analysis. *Man Ther.* 2012; 17:285–291.
39. Hubscher M, Zech A, Pfeifer K, Hansel F, Vogt L, Banzer W. Neuromuscular Training for Sports Injury Prevention: A Systematic Review. *Med Sci Sports Exerc.* 2010; 42(3):413–421.
40. Mattacola CG, Dwyer MK. Rehabilitation of the Ankle After Acute Sprain or Chronic Instability. *J Athl Train.* 2002; 37(4):413–429.

41. Holmes A, Delahunt E. Treatment of Common Deficits Associated with Chronic Ankle Instability. *Sport Med.* 2009; 39(3):207–224.
42. Kahle NL, Gribble PA. Core Stability Training in Dynamic Balance Testing Among Young, Healthy Adults. *Athl Train Sport Heal Care.* 2009; 1(2):65–73.
43. Masani K, Popovic MR, Nakazawa K, Kouzaki M, Nozaki D. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J Neurophysiol.* 2003; 90(6):3774–3782.
44. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20:388–397.
45. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system , part II: The role of proprioception in motor control and functional stability. *J Athl Train.* 2002;37(1):80–84.
46. Amin DJ, Herrington LC. The relationship between ankle joint physiological characteristics and balance control during unilateral stance. *Gait Posture.* 2014;39(2):718–722.
47. Winter DA, Patla AE, Ishac M, Gage WH. Motor mechanisms of balance during quiet standing. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003; 13:49–56.
48. Saffer M, Kiemel T, Jeka J. Coherence analysis of muscle activity during quiet stance. *Explain Brain Res.* 2008; 185:215–226.
49. Kaminski TW, Hartsell HD. Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Strength Perspective. *J Athl Train.* 2002; 37(4):394–405.
50. Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol.* 1998; 80(3):1211–1221.
51. Deniskina I, Levik Y, Gurfinkel' V. Relative Roles of the Ankle and Hip Muscles in Human Postural Control in the Frontal Plane during Standing. *Hum Physiol.* 2001; 27(3):317–321.
52. Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J Physiol.* 1999;514.3:915–28.
53. Winter DA. Human balance and posture standing and walking control during. *Gait Posture.* 1995; 3:193–214.
54. Lee S-P, Souza RB, Powers CM. The influence of hip abductor muscle performance on dynamic postural stability in females with patellofemoral pain. *Gait Posture.* 2012;36(3):425–429.
55. Lee S-P, Powers C. Fatigue of the hip abductors results in increased medial–lateral center of pressure excursion and altered peroneus longus activation during a unipedal landing task. *Clin Biomech.* 2013; 28(5):524–429.

56. Kuo AD. An optimal control model for analyzing human postural balance. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1995; 42(1):87–101.
57. Kuo AD, Zajac FE. Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. *Prog Brain Res.* 1993; 97:349–58.
58. De Freitas PB, Freitas SMSF, Duarte M, Latash ML, Zatsiorsky VM. Effects of joint immobilization on standing balance. *Hum Mov Sci.* 2009; 28(4):515–528.
59. Hsu W-L, Scholz JP, Schöner G, Jeka JJ, Kiemel T, Scho G, et al. Control and Estimation of Posture During Quiet Stance Depends on Multijoint Coordination. *J Neurophysiol.* 2007; 97(4):3024–3035.
60. Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait Posture.* 1999; 10:161–170.
61. Suzuki Y, Nomura T, Casadio M, Morasso P. Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing: A theoretical proposal based on a double inverted pendulum model. *J Theor Biol.* 2012; 310:55–79.
62. Suponitsky Y, Verbitsky E, Mizrahi J. Effect of selective fatiguing of the shank muscles on single-leg-standing sway. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 18(4):682–689.
63. Bizid R, Margnes E, François Y, Jully JL, Gonzalez G, Dupui P, et al. Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. *Eur J Appl Physiol.* 2009; 106(3):375–380.
64. Bisson EJ, McEwen D, Lajoie Y, Bilodeau M. Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance. *Gait posture.* 2011; 33(1):83–87.
65. Gribble PA, Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004;14(6):641–646.
66. Lee S-P, Powers CM. Individuals with diminished hip abductor muscle strength exhibit altered ankle biomechanics and neuromuscular activation during unipedal balance tasks. *Gait Posture.* 2014; 39(3):933–938.
67. Webster KA, Gribble PA. A comparison of electromyography of gluteus medius and maximus in subjects with and without chronic ankle instability during two functional exercises. *Phys Ther Sport.* 2013; 14:17–22.
68. Bullock-Saxton JE. Local Sensation Changes and Altered Hip Muscle Function Following Severe Ankle Sprain. *Phys Ther.* 1994; 74(1):17–28.
69. Friel K, McLean N, Myers C, Caceres M. Ipsilateral Hip Abductor Weakness After Inversion Ankle Sprain. *J Athl Train.* 2006;41(1):74–78.
70. Franettovich Smith MM, Honeywill C, Window N, Crossley KKM, Creaby MW, Wyndow N. Neuromotor control of gluteal muscles in runners with Achilles tendinopathy. *Med Sci Sports Exerc.* 2014; 46(3):594–9.

71. Snyder KR, Earl JE, O'Connor KM, Ebersole KT. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clin Biomech.* 2009; 24(1):26–34.
72. Contessa P, Adam A, De Luca CJ. Motor unit control and force fluctuation during fatigue. *J Appl Physiol.* 2009; 107(1):235–243.
73. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997; 13:135–163.
74. Wilkerson GB, Nitz AJ. Dynamic Ankle Stability: Mechanical and Neuromuscular Interrelationships. *J Sport Rehabil.* 1994;3:43–57.
75. Nakazawa K, Kawashima N, Akai M. Effect of different preparatory states on the reflex responses of ankle flexor and extensor muscles to a sudden drop of support surface during standing in humans. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009; 19:782–788.
76. Konradsen L, Ravn JB, Srensen AI, Sorensen A. Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J Bone Jt Surg Br Vol.* 1993; 75B(3):433–436.
77. Tsao H, Hodges PW. Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 18(4):559–567.
78. Beckman SM, Buchanan TS. Ankle inversion injury and hypermobility: Effect on hip and ankle muscle electromyography *onset* latency. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995; 76(12):1138–1143.
79. Distefano LJ, Blackburn JT, Marshall SW, Padua D a. Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009; 39(7):532–540.
80. Warnica MJ, Weaver TB, Prentice SD, Laing AC. The influence of ankle muscle activation on postural sway during quiet stance. *Gait Posture.* 2014; 39(4):1115–1121.
81. Seah R, Mani-Babu S. Managing ankle sprains in primary care : what is best practice? A systematic review of the last 10 years of evidence. *Br Med Bull.* 2011; 97:105–135.
82. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20:398–405.
83. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Postural control strategies during single limb stance following acute lateral ankle sprain. *Clin Biomech.* 2014; 29(6):643–649.
84. Guillou E, Dupui P, Golomer E. Dynamic balance sensory motor control and symmetrical or asymmetrical equilibrium training. *Clin Neurophysiol.* 2007; 118:317–324.



85. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Balance failure in single limb stance due to ankle sprain injury: an analysis of center of pressure using the fractal dimension method. *Gait Posture*. 2014; 40(1):172–176.
86. Huurnink A, Fransz DP, Kingma I, Verhagen E a LM, van Dieën JH. Postural stability and ankle sprain history in athletes compared to uninjured controls. *Clin Biomech*. 2014; 29(2):183–188.
87. Vuillerme N, Sporbett C, Pinsault N. Postural adaptation to unilateral hip muscle fatigue during human bipedal standing. *Gait Posture*. 2009; 30(1):122–125.
88. Freitas SMSF, Duarte M, Maria S, Ferreira S. Joint coordination in young and older adults during quiet stance: effect of visual feedback of the center of pressure. *Gait Posture*. 2012; 35(1):83–87.
89. Borreani S, Calatayud J, Martin J, Colado JC, Tella V, Behm D. Exercise intensity progression for exercises performed on unstable and stable platforms based on ankle muscle activation. *Gait Posture*. 2014; 39(1):404–409.
90. Benesch S, Pütz W, Rosenbaum D, Becker H-P. Reliability of peroneal reaction time measurements. *Clin Biomech*. 2000; 15(1):21–28.
91. Lofvenberg R, Karrholm J, Sundelin G, Ahlgren O. Prolonged Reaction Time in Patients with Chronic Lateral Instability of the Ankle. *Am J Sports Med*. 1995; 23(4):414–417.
92. Vaes P, van Gheluwe B, Duquet W. Control of Acceleration During Sudden Unstable Ankle Supination in People. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2001; 31(12):741–752.
93. Vaes P, Duquet W, Van Gheluwe B, Gheluwe B Van. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. *J Athl Train*. 2002; 37(4):475–480.
94. Echaute C, Vaes P, Duquet W, Van Gheluwe B. Test-retest reliability of sudden ankle inversion measurements in subjects with healthy ankle joints. *J Athl Train*. 2007; 42(1):60–65.
95. Jain TK, Wauneka C, Liu W. Unloading reaction during sudden ankle inversion in healthy adults. *Gait Posture*. 2014; 39(1):529–533.
96. Dias A, Pizarat-Correia P, Esteves J, Fernandes O. The influence of a balance training program on the electromyographic latency of the ankle musculature in subjects with no history of ankle injury. *Phys Ther Sport*. 2011; 12(2):87–92.
97. Knight AC, Weimar WH. Effects of Inversion Perturbation After Step-Down on the Latency of the Peroneus Longus and Peroneus Brevis. *J Appl Biomech*. 2011; 27(4):283–290.

98. Gutierrez GM, Knight CA, Swanik CB, Royer T, Manal K, Caulfield B, et al. Examining Neuromuscular Control During Landings on a Supinating Platform in Persons With and Without Ankle Instability. *Am J Sports Med.* 2012; 40(1):193–201.
99. Forestier N, Terrier R. Peroneal reaction time measurement in unipodal stance for two different destabilization axes. *Clin Biomech.* 2011; 26(7):766–771.
100. Vennila K, Aruin AS. Postural control in response to a perturbation: Role of vision and additional support. *Exp brain Res.* 2011; 212:385–397.
101. Vedula S, Kearney R, Wagner R, Stapley P. Decoupling of stretch reflex and background muscle activity during anticipatory postural adjustments in humans. *Exp brain Res.* 2010; 205:205–213.
102. Krishnan V, Latash ML, Aruin AS. Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clin Neurophysiol.* 2012; 123(5):1016–1026.
103. Le Pellec A, Maton B. Anticipatory postural adjustments depend on final equilibrium and task complexity in vertical high jump movements. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10:171–178.
104. Grüneberg C, Nieuwenhuijzen PHJA, Duysens J. Reflex responses in the lower leg following landing impact on an inverting and non-inverting platform. *J Physiol.* 2003; 550.3:985–993.
105. Bouisset S, Do M-C. Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiol Clin Neurophysiol.* 2008; 38(6):345–362.
106. Hall LM, Brauer S, Horak F, Hodges PW. Adaptive Changes in Anticipatory Postural Adjustments With Novel and Familiar Postural Supports. *J Neurophysiol.* 2010; 103(2):968–976.



## **CAPÍTOL 8**

### ***Conclusions generals***



*Objectiu general: Valorar l'efectivitat de l'aplicació d'un protocol clàssic d'intervenció en la millora de l'estabilitat del turmell, en individus sans.*

- L'aplicació d'un protocol d'entrenament neuromotor tradicional, en una mostra de població físicament activa i sana, no va comportar canvis significatius en l'avaluació de l'equilibri, utilitzant el SEBT com a eina d'estudi.
- L'entrenament físic dut a terme per la mostra d'estudi va ser estímul suficient per millorar els paràmetres avaluats de l'equilibri en el test.

*Objectiu general: Avaluar el comportament de la musculatura de l'extremitat inferior quan es troba sotmesa a diferents situacions d'estrès.*

- La realització d'una contracció isomètrica de baixa intensitat (<25% MVIC) dels músculs GMax, GMed i TFL va comportar un augment de l'activitat elèctrica dels músculs TA, PL, GL i SL, en un test d'estudi de l'equilibri estàtic.
- La realització d'una contracció isomètrica voluntària de baixa intensitat (<25% del MVIC) dels músculs GMax, GMed i TFL va comportar canvis en les variables de l'equilibri analitzades en una plataforma de pressions, fent que els valors registrats fossin pitjors en aquesta situació.
- La realització d'una contracció isomètrica de baixa intensitat (<25% MVIC) dels músculs GMax, GMed i TFL va comportar canvis en la participació dels músculs TA, PL, GL i SL respecte les variables de l'equilibri analitzades en la plataforma de pressions, de manera que, en aquesta condició, cap múscul va mostrar una participació significativa respecte cap altre en les diferents variables d'estudi de la plataforma.
- La realització d'una contracció isomètrica de baixa intensitat (<25% MVIC) dels músculs GMax, GMed i TFL no va significar cap canvi estadísticament significatiu en el comportament de la musculatura pròpia de la cama en una

situació simulada d'esquinc, ni per les variables temporals d'activació ni per la pròpia activitat elèctrica observada.

- La realització d'aquesta contracció isomètrica voluntària de baixa intensitat de la musculatura de la pelvis va comportar canvis (no significatius) en el patró d'activitat elèctrica dels músculs TA, PL, GL i SL en els moments previs i immediatament posterior a la caiguda sobtada en supinació del peu per la condició d'estudi.

## **CAPÍTOL 9**

### ***Propostes de futur***





Gràcies als diferents estudis realitzats s'ha pogut observar que és possible augmentar el nivell de rigidesa articular del turmell a través de l'augment de l'activitat EMG de la musculatura distal de la cama, realitzant una tasca distant a la zona del turmell en població sana. A partir d'aquesta experiència, el següent pas a realitzar per tal de conèixer si aquesta estratègia és vàlida per la població en general, serà realitzar aquest mateix protocol d'intervenció amb una mostra d'estudi que inclogui participants amb un historial de patologia de turmell, i també ampliant els criteris de selecció de la mostra per tal que sigui més diversa pel que fa les característiques morfològiques i molt més nombrosa en quantitat de participants.

Paral·lelament a això, caldrà conèixer també l'efectivitat d'un entrenament específic d'aquesta musculatura sobre les diferents variables estudiades, incorporant aquest entrenament en un protocol de treball determinat per a aquesta finalitat, i saber així si es generen aquests automatismes citats a la tesi, per tal de corroborar que és possible modificar els patrons de Feedforward a través de l'entrenament.

Per últim, i si aquesta última hipòtesi esdevé positiva, caldrà també conèixer la durada que aquest patró d'activitat té a llarg termini.



***Annexos***



***Annex 1. Fitxa de treball dels participants en el primer estudi***



**1. Caminar fent diferents tipus de marxa, línies de 15m (l'ample del camp):**

- 2\*: Puntes
- Talons
- Part lateral del peu
- Entrant de taló-sortir de punta
- D'esquena

**2. Exercicis bipodals (dos peus a terra): 30" cada posició**

- a. Sobre coixí
- b. Sobre pilota bàsquet
- c. Sobre BOSU
  - i. Passar pilota recte
  - ii. Passar pilota implicant torsions

**3. Exercicis monopodals (1 peu): 30" cada posició**

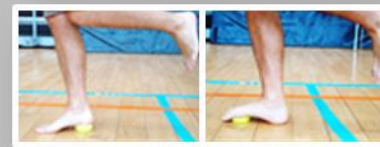
- a. Sense elements
- b. Sense elements i flexió de genoll
- c. Amb pilota tennis a taló
- d. Amb pilota tennis a avantpeu
  - i. Passar pilota recte
  - ii. Passar pilota buscant torsions del cos

**4. Pliomètrics: (\*5 cada salt)**

- a. Salt-recepció a terra
  - i. Endavant
  - ii. Lateral
  - iii. Endarrere
  - iv. Passant pilota a la recepció
- b. Salt-recepció a coixí
  - i. Bipodal
  - ii. Monopodal
  - iii. Passar pilota a la recepció

**5. Jugades: 2\* 15 metres (o ample del camp)**

- a. Desplaçament tipus defensa
- b. Desplaçament tipus defensa amb oposició contrari
- c. Carrera enrere
- d. Carrera enrere amb oposició contrari







***Annex 2. Documents de consentement informat***



## **DOCUMENT DE CONSENTIMENT INFORMAT (1r estudi)**

Nom i cognom \_\_\_\_\_ amb DNI  
\_\_\_\_\_, Edat \_\_\_\_\_

Manifesto que se m'ha informat suficientment de paraula i en forma escrita del procediment que es durà a terme. En aquest es realitzaran unes fotografies que serviran per donar suport gràfic a l'article científic titulat: "**Efectes de 6 setmanes d'entrenament neuromuscular en individus sans. Estudi de l'equilibri dinàmic mitjançant el SEBT**". Les fotografies són de caràcter privat, s'utilitzaran per la publicació d'aquest estudi, i només estaran disponibles per la comunitat científica.

*Persona responsable de l'estudi:* **OLGA BORAO SOLER**, diplomada en fisioteràpia, Màster en Esport Sostenible i Benestar (UdL), doctorant en Activitat Física i Esport. Tutor: Dr. FRANCESC CORBI SOLER.

Aquest estudi forma part de la tesi doctoral que porta per títol: "*Musculatura estabilitzadora de la l'extremitat inferior: estudi de la influència de les sinèrgies musculars de la cama en relació a la patologia de turmell.*"

He pogut aclarir els(s) dubte(s) que he tingut en llegir i / o escoltar la informació que se m'ha donat. Sé que puc rebutjar participar en l'estudi i puc fer-me enrere quan vulgui de la decisió que prenc ara.

Entenc que no percebré cap incentiu econòmic pel fet de participar en l'estudi, ja que els resultats tindran un interès científic.

*Consentiment:* Després d'haver llegit i comprès l'objectiu de l'estudi i les fotografies, i haver resolt el(s) dubte(s) que tenia, dono la meva conformitat per participar-hi.

Lloc i data \_\_\_\_\_, a \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2012

## **DOCUMENT DE CONSENTIMENT INFORMAT (2n, 3r i 4t estudi)**

Nom i cognom \_\_\_\_\_

Edat \_\_\_\_\_ DNI \_\_\_\_\_

*Persona responsable de l'estudi:* **OLGA BORAO SOLER**, diplomada en fisioteràpia, Màster en Esport Sostenible i Benestar (UdL), doctorant en Activitat Física i Esport. Tutor: Dr. FRANCESC CORBI SOLER.

Aquest estudi forma part de la tesi doctoral que porta per títol: "*Musculatura estabilitzadora de la l'extremitat inferior: estudi de la influència de les sinèrgies musculars de la cama en relació a la patologia de turmell.*"

*Descripció del procediment proposat:* Aquest treball pretén estudiar l'activació de les sinèrgies musculars existents a l'extremitat inferior durant el control postural en determinades accions.

Per tal avaluar aquest treball muscular es realitzaran diversos testos en una única sessió d'estudi, on es monitoritzarà l'activitat de diferents grups musculars de l'extremitat inferior a través d'electromiografia de superfície.

Aquesta monitorització consistirà en:

- Preparació del subjecte amb la col·locació de l'instrumental necessari per la recollida de dades (elèctrodes adhesius)
- Familiarització amb els instruments i el protocol de mesura (plataforma de forces)
- Realització de 2 testos per avaluar el control postural

Amb aquest estudi es pretén determinar la importància que tenen certs grups musculars proximals en la sinèrgia muscular de control postural de l'extremitat inferior.

Aquesta investigació no comporta cap incomoditat, dolor ni perill per la salut del participant. Amb la finalitat de familiaritzar-se amb els diferents elements de l'estudi, previ a la recollida de dades es farà una xerrada explicativa on es realitzarà una demostració pràctica dels elements que s'utilitzaran.

Manifesto que se m'ha informat suficientment de paraula i en forma escrita.

He pogut aclarir els(s) dubte(s) que he tingut en llegir i / o escoltar la informació que se m'ha donat. Sé que puc rebutjar participar en l'estudi i puc fer-me enrere quan vulgui de la decisió que prenc ara.

Entenc que no percebré cap incentiu econòmic pel fet de participar en l'estudi, ja que els resultats tindran un interès científic.

*Consentiment:* Després d'haver llegit i comprès l'objectiu de l'estudi, i haver resolt el(s) dubte(s) que tenia, dono la meva conformitat per participar-hi.

Lloc i data \_\_\_\_\_, a \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2013

Signatura

Jo, Olga Borao Soler, com a investigadora, he discutit verbalment el contingut d'aquest document amb la persona a dalt signant, explicant-li els riscos i beneficis directament relacionats amb la seva participació i esclarint tots els dubtes plantejats en relació a la comprensió d'aquest document o a la realització d'aquest estudi.

Lloc i data \_\_\_\_\_, a \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2013

Signatura



***Annex 3. Escales de valoració de l'equilibri i la funcionalitat***





## **ESCALA DE TINETTI PARA LA MARCHA**

**1. MARCHA Instrucciones: El paciente permanece de pie con el examinador, camina por el pasillo o por la habitación (unos 8 metros) a "paso normal" luego regresa a "paso ligero pero seguro".**

### **1. Iniciación de la marcha (inmediatamente después de decir que ande)**

Algunas vacilaciones o múltiples para empezar	0
No vacila	1

### **2. Longitud y altura de peso**

Movimiento del pie derecho	
No sobrepasa el pie izquierdo con el paso	0
Sobrepasa el pie izquierdo	1
El pie derecho no se separa completamente del suelo con el peso	0
El pie derecho se separa completamente del suelo	1
Movimiento del pie izquierdo	
No sobrepasa el pie derecho con el paso	0
Sobrepasa al pie derecho	1
El pie izquierdo no se separa completamente del suelo con el peso	0
El pie izquierdo se separa completamente del suelo	1

### **3. Simetría del paso**

La longitud de los pasos con los pies derecho e izquierdo no es igual	0
La longitud parece igual	1

### **4. Fluidez del paso**

Paradas entre los pasos	0
Los pasos parecen continuos	1

### **5. Trayectoria (observar el trazado que realiza uno de los pies durante unos 3 metros)**

Desviación grave de la trayectoria	0
Leve/moderada desviación o uso de ayudas para mantener la trayectoria	1
Sin desviación o ayudas	2

### **6. Tronco**

Balanceo marcado o uso de ayudas	0
No se balancea pero flexiona las rodillas o la espalda o separa los brazos al caminar	1
No se balancea, no se reflexiona, ni otras ayudas	2

## 7. Postura al caminar

Talones separados	0
Talones casi juntos al caminar	1

Suma de puntuación para la marcha: \_\_\_\_\_ / 12

## **2. EQUILIBRIO Instrucciones: El paciente está sentado en una silla dura sin apoyabrazos. Se realizan las siguientes maniobras:**

### 1. Equilibrio sentado

Se inclina o se desliza en la silla	0
Se mantiene seguro	1

### 2. Levantarse

Imposible sin ayuda	0
Capaz, pero usa los brazos para ayudarse	1
Capaz de levantarse de un solo intento	2

### 3. Intentos para levantarse

Incapaz sin ayuda	0
Capaz pero necesita más de un intento	1
Capaz de levantarse de un solo intento	2

### 4. Equilibrio en bipedestación inmediata (los primeros 5 segundos)

Inestable (se tambalea, mueve los pies), marcado balanceo del tronco	0
Estable pero usa el andador, bastón o se agarra a otro objeto para mantenerse	1
Estable sin andador, bastón u otros soportes	2

### 5. Equilibrio en bipedestación

Inestable	0
Estable, pero con apoyo amplio (talones separados más de 10 cm) o usa bastón u otro soporte	1
Apoyo estrecho sin soporte	2

### 6. Empujar (el paciente en bipedestación con el tronco erecto y los pies tan juntos como sea posible). El examinador empuja suavemente en el esternón del paciente con la palma de la mano, tres veces.

Empieza a caerse	0
Se tambalea, se agarra pero se mantiene	1
Estable	2

### 7. Ojos cerrados ( en la posición 6)

Inestable	0
Estable	1

### 8. Vuelta de 360 grados

Pasos discontinuos	0
Continuos	1
Inestable (se tambalea, se agarra)	0
Estable	1

### 9. Sentarse

Inseguro, calcula mal la distancia, cae en la silla	0
Usa los brazos o el movimiento es brusco	1
Seguro, movimiento suave	2

Suma de puntuación para el equilibrio: \_\_\_\_\_ / 16

SUMA DE PUNTUACIÓN EQUILIBRIO + MARCHA: \_\_\_\_\_ / 28



## **BERG BALANCE SCALE**

### **1. DE SEDESTACIÓN A BIPEDESTACIÓN**

INSTRUCCIONES: Por favor, levántese. Intente no ayudarse de las manos.

- ( ) 4 capaz de levantarse sin usar las manos y de estabilizarse independientemente
- ( ) 3 capaz de levantarse independientemente usando las manos
- ( ) 2 capaz de levantarse usando las manos y tras varios intentos
- ( ) 1 necesita una mínima ayuda para levantarse o estabilizarse
- ( ) 0 necesita una asistencia de moderada a máxima para levantarse

### **2. BIPEDESTACIÓN SIN AYUDA**

INSTRUCCIONES: Por favor, permanezca de pie durante dos minutos sin agarrarse.

- ( ) 4 capaz de estar de pie durante 2 minutos de manera segura
- ( ) 3 capaz de estar de pie durante 2 minutos con supervisión
- ( ) 2 capaz de estar de pie durante 30 segundos sin agarrarse
- ( ) 1 necesita varios intentos para permanecer de pie durante 30 segundos sin agarrarse
- ( ) 0 incapaz de estar de pie durante 30 segundos sin asistencia

### **3. SEDESTACIÓN SIN APOYAR LA ESPALDA, PERO CON LOS PIES SOBRE EL SUELO O SOBRE UN TABURETE O ESCALÓN**

INSTRUCCIONES: Por favor, siéntese con los brazos junto al cuerpo durante 2 min.

- ( ) 4 capaz de permanecer sentado de manera segura durante 2 minutos
- ( ) 3 capaz de permanecer sentado durante 2 minutos bajo supervisión
- ( ) 2 capaz de permanecer sentado durante 30 segundos
- ( ) 1 capaz de permanecer sentado durante 10 segundos
- ( ) 0 incapaz de permanecer sentado sin ayuda durante 10 segundos

### **4. DE BIPEDESTACIÓN A SEDESTACIÓN**

INSTRUCCIONES: Por favor, siéntese.

- ( ) 4 se sienta de manera segura con un mínimo uso de las manos
- ( ) 3 controla el descenso mediante el uso de las manos
- ( ) 2 usa la parte posterior de los muslos contra la silla para controlar el descenso
- ( ) 1 se sienta independientemente, pero no controla el descenso
- ( ) 0 necesita ayuda para sentarse

## **5. TRANSFERENCIAS**

INSTRUCCIONES: Prepare las sillas para una transferencia en pivot. Pida al paciente de pasar primero a un asiento con apoyabrazos y a continuación a otro asiento sin apoyabrazos. Se pueden usar dos sillas (una con y otra sin apoyabrazos) o una cama y una silla.

- 4 capaz de transferir de manera segura con un mínimo uso de las manos
- 3 capaz de transferir de manera segura con ayuda de las manos
- 2 capaz de transferir con indicaciones verbales y/o supervisión
- 1 necesita una persona que le asista
- 0 necesita dos personas que le asistan o supervisen la transferencia para que sea segura.

## **6. BIPEDESTACIÓN SIN AYUDA CON OJOS CERRADOS**

INSTRUCCIONES: Por favor, cierre los ojos y permanezca de pie durante 10 seg.

- 4 capaz de permanecer de pie durante 10 segundos de manera segura
- 3 capaz de permanecer de pie durante 10 segundos con supervisión
- 2 capaz de permanecer de pie durante 3 segundos
- 1 incapaz de mantener los ojos cerrados durante 3 segundos pero capaz de permanecer firme
- 0 necesita ayuda para no caerse

## **7. PERMANECER DE PIE SIN AGARRARSE CON LOS PIES JUNTOS**

INSTRUCCIONES: Por favor, junte los pies y permanezca de pie sin agarrarse.

- 4 capaz de permanecer de pie con los pies juntos de manera segura e independiente durante 1 minuto
- 3 capaz de permanecer de pie con los pies juntos independientemente durante 1 minuto con supervisión
- 2 capaz de permanecer de pie con los pies juntos independientemente, pero incapaz de mantener la posición durante 30 segundos
- 1 necesita ayuda para lograr la postura, pero es capaz de permanecer de pie durante 15 segundos con los pies juntos
- 0 necesita ayuda para lograr la postura y es incapaz de mantenerla durante 15 seg

## **8. LLEVAR EL BRAZO EXTENDIDO HACIA DELANTE EN BIPEDESTACIÓN**

INSTRUCCIONES: Levante el brazo a 90°. Estire los dedos y llévolo hacia delante todo lo que pueda. El examinador coloca una regla al final de los dedos cuando el brazo está a 90°. Los dedos no debe tocar la regla mientras llevan el brazo hacia delante. Se mide la distancia que el dedo alcanza mientras el sujeto está lo más inclinado hacia adelante. Cuando es posible, se pide al paciente que use los dos brazos para evitar la rotación del tronco

- 4 puede inclinarse hacia delante de manera cómoda >25 cm
- 3 puede inclinarse hacia delante de manera segura >12 cm
- 2 can inclinarse hacia delante de manera segura >5 cm

- ( ) 1 se inclina hacia delante pero requiere supervisión
- ( ) 0 pierde el equilibrio mientras intenta inclinarse hacia delante o requiere ayuda

### **9. EN BIPEDESTACIÓN, RECOGER UN OBJETO DEL SUELO**

INSTRUCCIONES: Recoger el objeto (zapato/zapatilla) situado delante de los pies

- ( ) 4 capaz de recoger el objeto de manera cómoda y segura
- ( ) 3 capaz de recoger el objeto pero requiere supervisión
- ( ) 2 incapaz de coger el objeto pero llega de 2 a 5cm (1-2 pulgadas) del objeto y mantiene el equilibrio de manera independiente
- ( ) 1 incapaz de recoger el objeto y necesita supervisión al intentarlo
- ( ) 0 incapaz de intentarlo o necesita asistencia para no perder el equilibrio o caer

### **10. EN BIPEDESTACIÓN, GIRARSE PARA MIRAR ATRÁS**

INSTRUCCIONES: Gire para mirar atrás a la izquierda. Repita lo mismo a la derecha

El examinador puede sostener un objeto por detrás del paciente al que puede mirar para favorecer un mejor giro.

- ( ) 4 mira hacia atrás hacia ambos lados y desplaza bien el peso
- ( ) 3 mira hacia atrás desde un solo lado, en el otro lado presenta un menor desplazamiento del peso del cuerpo
- ( ) 2 gira hacia un solo lado pero mantiene el equilibrio
- ( ) 1 necesita supervisión al girar
- ( ) 0 necesita asistencia para no perder el equilibrio o caer

### **11. GIRAR 360 GRADOS**

INSTRUCCIONES: Dar una vuelta completa de 360 grados. Pausa. A continuación repetir lo mismo hacia el otro lado.

- ( ) 4 capaz de girar 360 grados de una manera segura en 4 segundos o menos
- ( ) 3 capaz de girar 360 grados de una manera segura sólo hacia un lado en 4 segundos o menos
- ( ) 2 capaz de girar 360 grados de una manera segura, pero lentamente
- ( ) 1 necesita supervisión cercana o indicaciones verbales
- ( ) 0 necesita asistencia al girar

### **12. SUBIR ALTERNANTE LOS PIES A UN ESCALÓN O TABURETE EN BIPEDESTACIÓN SIN AGARRARSE**

INSTRUCCIONES: Sitúe cada pie alternativamente sobre un escalón/taburete. Repetir la operación 4 veces para cada pie.

- ( ) 4 capaz de permanecer de pie de manera segura e independiente y completar 8 escalones en 20 segundos
- ( ) 3 capaz de permanecer de pie de manera independiente y completar 8 escalones en más de 20 segundos



- ( ) 2 capaz de completar 4 escalones sin ayuda o con supervisión
- ( ) 1 capaz de completar más de 2 escalones necesitando una mínima asistencia
- ( ) 0 necesita asistencia para no caer o es incapaz de intentarlo

### **13. BIPEDESTACIÓN CON LOS PIES EN TANDEM**

INSTRUCCIONES: Demostrar al paciente. Sitúe un pie delante del otro. Si piensa que no va a poder colocarlo justo delante, intente dar un paso hacia delante de manera que el talón del pie se sitúe por delante del zapato del otro pie (para puntuar 3 puntos, la longitud del paso debería ser mayor que la longitud del otro pie y la base de sustentación debería aproximarse a la anchura del paso normal del sujeto).

- ( ) 4 capaz de colocar el pie en tándem independientemente y sostenerlo durante 30 segundos
- ( ) 3 capaz de colocar el pie por delante del otro de manera independiente y sostenerlo durante 30 segundos
- ( ) 2 capaz de dar un pequeño paso de manera independiente y sostenerlo durante 30 segundos
- ( ) 1 necesita ayuda para dar el paso, pero puede mantenerlo durante 15 segundos
- ( ) 0 pierde el equilibrio al dar el paso o al estar de pie.

### **14. BIPEDESTACIÓN SOBRE UN PIE**

INSTRUCCIONES: Apoyo sobre un pie sin agarrarse

- ( ) 4 capaz de levantar la pierna independientemente y sostenerla durante >10 seg.
- ( ) 3 capaz de levantar la pierna independientemente y sostenerla entre 5-10 seg.
- ( ) 2 capaz de levantar la pierna independientemente y sostenerla durante 3 ó más segundos
- ( ) 1 intenta levantar la pierna, incapaz de sostenerla 3 segundos, pero permanece de pie de manera independiente
- ( ) 0 incapaz de intentarlo o necesita ayuda para prevenir una caída

**( ) PUNTUACIÓN TOTAL (Máximo= 56)**

41-56 = poc risc de caiguda  
 21-40 = risc mig de caiguda  
 0-20 = alt risc de caiguda

**FOOT AND ANKLE DISABILITY INDEX (FADI)**

**FOOT AND ANKLE DISABILITY INDEX, SPORTS MODULE (FADI-S)**

**FADI**

Clinician's name (or ref.)

Patient's name (or ref.)

Please answer every question with one response that most closely describes your condition within the past week. If the activity in question is limited by something other than your foot or ankle, mark N/A

	No difficulty at all	Slight difficulty	Moderate difficulty	Extreme difficulty	Unable to do
1. Standing					
2. Walking on even ground					
3. Walking on even ground without shoes					
4. Walking up hills					
5. Walking down hills					
6. Going up stairs					
7. Going down stairs					
8. Walking on uneven ground					
9. Stepping up and down curves					
10. Squatting					
11. Sleeping					
12. Coming up to your toes					
13. Walking initially					
14. Walking 5 minutes or less					
15. Walking approximately 10 minutes					
16. Walking 15 minutes or greater					
17. Home responsibilities					
18. Activities of daily living					
19. Personal care					
20. Light to moderate work (standing, walking)					
21. Heavy work (push/pulling, climbing, carrying)					
22. Recreational activities					

**Score:**

**FADI-S**

	No difficulty at all	Slight difficulty	Moderate difficulty	Extreme difficulty	Unable to do
1. Running					
2. Jumping					
3. Landing					
4. Squatting and stopping quickly					
5. Cutting, lateral movements					
6. Low-impact activities					
7. Ability to perform activity with your normal technique					
8. Ability to participate in your desired sport as long as you would like					

**Score:**



***Annex 4. Taula de protocols d'entrenament propioceptiu***



<b>autor</b>	<b>mostra</b>	<b>protocol</b>	<b>eines estudi</b>	<b>resultats</b>
<b>Bernier i Perrin 1998</b>	n= 45 amb CAI	6 setmanes / 3 dies * setmana / 10' de durada	variables del COP a plataforma; sensibilitat de posició del peu	Es van detectar millores significatives pel grup d'intervenció per l'anàlisi del COP A/M i P/L, però no per la sensibilitat de posició del peu.
<b>Borreani et al. 2014</b>	n= 44 individus sans	bateria de 12 exercicis de 20" cadascun per l'anàlisi de l'activitat muscular de PL, TA i SL	EMG de 16" de TA, PL, SL, dels 20" que realitzaven	Els exercicis en sedestació són els que menys requereixen aquesta musculatura, seguit d'exercicis en bipodal, i finalment exercicis amb poca base de sustentació (monopodal). El treball de PL i TA augmenten en monopodal i a partir d'aquí no influencia la superfície o la resistència externa oposada per la seva activitat. El SL només augmenta significativament l'activitat quan està monopodal i amb resistència externa oposada.
<b>Clark i Burden 2005</b>	n= 19 amb FAI	4 setmanes / 3 cops * setmana / 10' de durada	onset per caiguda a 20° de supinació de TA i PL; FADI	Disminueix de manera significativa <i>onset</i> per TA i PL per grup intervenció; millores significatives en FADI.
<b>Cumps et al. 2007</b>	n= 54 jugadors de bàsquet	22 setmanes / 3 dies * setmana / 5-10' de durada. Entrenament de 4 habilitats tècniques específiques del bàsquet	BLITS Online per registre de lesions	Tot i que va disminuir el número de lesions registrades durant la temporada, no van existir diferències significatives per l'aplicació de l'entrenament.
<b>Dias et al. 2011</b>	n = 34 individus sans	4 setmanes / 2 dies * setmana / 7 exercicis de 30" de manteniment de la posició	EMG i plataforma tipus trapdoor per anàlisi <i>onset</i> de PL, Pcurt, TA i SL	No hi ha cap diferència en l' <i>onset</i> de la musculatura pel grup estudi ni pel grup control, ni en la comparació entre grups.
<b>Eils et al. 2010</b>	n= 188 jugadors de bàsquet	exercicis específics del bàsquet, 1 cop * setmana / 1 temporada sencera.	número total de lesions; variables COP; percepció posició del peu	El risc de lesió es va reduir un 35,5% pel grup d'intervenció; es van detectar millores en els valors del COP L/M però no significatives;

<b>Emery et al. 2005</b>	n=127 estudiants d'institut	entrenament a domicili. 6 setmanes / 7 dies * setmana + 6 mesos / 1 dia * setmana	estabilitat dinàmica i estàtica; 20 m carrera; salt vertical; incidència de lesions	El grup d'intervenció va millorar les capacitats estudiades i va registrar menys lesions, però no significatiu
<b>Emery i Meewisse 2010</b>	n=60 equips de futbol	entrenament vinculat a exercicis tècnics del futbol, 20 setmanes / en l'escalfament de l'entrenament/ 10'	incidència de lesió al final de temporada	Tot i que va disminuir el número de lesions registrades durant la temporada, no van existir diferències significatives per l'aplicació de l'entrenament.
<b>Filipa et al. 2010</b>	n= 20 individus sans	8 setmanes / 2 dies *setmana / sessions de 50'	SEBT	Millores significatives pel grup d'intervenció en la direcció PL
<b>Freeman et al. 1965</b>	n=84 pacients derivats del servei d'urgències	n=21 3 setmanes immobilització, n=32 PRICES + fisioteràpia + educació de la marxa, n=31 PRICES + fisioteràpia + educació de la marxa + entrenament neuromotor gastrocnemi	test de Romberg modificat	El grup que va realitzar l'entrenament neuromotor va mostrar menys dèficits propioceptius a llarg termini
<b>Hale et al. 2007</b>	n= 51 amb CAI i sans	4 setmanes / setmana 1 i 2 fent 2 dies * setmana // setmana 3 i 4 fent 5 dies * setmana	FADI, SEBT, COPV	Millores significatives del SEBT en les direccions PL, PM i L, FADI i COPV
<b>Hale et al. 2014</b>	n= 27 amb CAI	4 setmanes / 2 dies*setmana / 30' protocol de 8 exercicis en progressió, sobre la cama sana sempre, i basats en exercicis de suport unipodal	FADI-S, SEBT	L'entrenament de la cama sana millora el control neuromuscular de la cama CAI en SEBT per A, PM i PL, i FADI-S
<b>Han et al. 2009</b>	n= 40 sans i amb CAI	4 setmanes / 3 dies * setmana / 3 * 15 repeticions	variables del COP	Tots els integrants del grup d'intervenció van millorar significativament els registres del COP

<b>Kraemer i Knobloch 2009</b>	n= 24 jugadores de futbol	no consta	incidència de lesió al final de temporada	Disminució no significativa de la incidència de lesions als 6 mesos d'entrenament, i disminució estadísticament significativa al cap d'1 any d'entrenament
<b>Leavey et al. 2010</b>	n= 48 individus sans	6 setmanes / 3 dies * setmana / 20'	SEBT i força gluti mig	Milloren els valors del SEBT i la força del gluti mig per la intervenció, només significatiu per grup entrenament específic del gluti
<b>Lee i Lin 2008</b>	n=12 amb FAI	entrenament sobre un dispositiu BAPS, de 5 nivells de dificultat. 12 setmanes / 3 dies/setmana / 20' sessió, fent 3 sets de 10 repeticions cada exercici (5 en total)	anàlisi a plataforma de pressions del COP i a dinamòmetre isocinètic de la posició estàtica i dinàmica del peu	Millores per la cama entrenada en els dos paràmetres analitzats respecte l'altra cama i respecte test-retest
<b>Matsusaka et al. 2001</b>	n=22 amb FAI	10 setmanes / 5 dies * setmana, un grup va realitzar entrenament i l'altre entrenament amb utilització de tape al turmell	plataforma de forces	El grup que va portar el tape va millorar els paràmetres a la 4a setmana d'entrenament, i es va estabilitzar a la 6a setmana; el grup sense tape va millorar els valors a la 6a setmana i es va estabilitzar a la 8a setmana d'entrenament
<b>McGuine i Keene 2006</b>	n= 765 jugadors de futbol i bàsquet	4 setmanes / 5 exercicis per sessió, resta de temporada 3 cops per setmana	incidència de lesió al final de temporada	Tot i que va disminuir el número de lesions registrades durant la temporada, no van existir diferències significatives en l'índex de lesió per l'aplicació de l'entrenament.
<b>McKeon et al. 2008</b>	n= 31 amb CAI	4 setmanes / 3 cops * setmana / 20'	FADI, FADI-S, SEBT, COP, TTB	El grup intervenció va millorar significativament els valors de FADI, del TTB en L/M i A/P, i direccions PM i PL del SEBT. Només hi va haver millores significatives en COPV per A/P
<b>Stasinopoulos 2003</b>	n=52 jugadors de voleibol amb esquinç	3 protocols diferents: entrenament gest tècnic esportiu / entrenament neuromotor (tota la temporada * cada dia de la	incidència de lesió al final de temporada	Tots els grups van disminuir l'índex d'incidència de lesió, sent el grup que va seguir l'entrenament tècnic el més efectiu.



setmana) / ortesis				
<b>Steffen et al. 2008</b>	n= 34 jugadores de futbol	tota la temporada / 3 dies * setmana, 10 exercicis diferents	CORE, agilitat, control neuromuscular, força excèntrica d'isquiotibials	No es va detectar cap diferència per grup o moment
<b>Verhagen et al. 2004</b>	n=1127 jugadors de voleibol (116 equips)	bateria de 14 exercicis. 4 exercicis diferents cada setmana, 36 setmanes de durada. 4 sessions d'entrenament/setmana, 1 exercici cada dia / 5' de durada	incidència de lesió al final de temporada	Tot i que va disminuir el número de lesions registrades durant la temporada, no van existir diferències significatives per l'aplicació de l'entrenament per jugadors sense historial previ d'esquinç, en canvi sí que va ser significativament menor per jugadors amb esquinç previ
<b>Yaggie i Campbell 2006</b>	n=36 individus sans	4 setmanes / 3 cops * setmana / 20'	variables del COP, equilibri sobre BOSU, cursa, salt	Grup intervenció va millorar significativament en les variables de l'equilibri, però no en la cursa i el salt

## **BIBLIOGRAFIA DE LA TESI**

Almeida GL, Carvalho RL, Talis VL. Postural strategy to keep balance on the seesaw. *Gait Posture*. 2006;23(1):17-21.

Amin DJ, Herrington LC. The relationship between ankle joint physiological characteristics and balance control during unilateral stance. *Gait Posture*. 2014;39(2):718-722.

Basmajian J V. *Muscles Alive Their Functions Revealed by Electromyography*. 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1967:421.

Basmajian J V, de Luca CJ. *Muscles Alive: their Functions Revealed by Electromyography*. Baltimore etc.: Williams & Wilkins; 1985:561.

Baumhauer J, O'Brien T. Surgical considerations in the treatment of ankle instability. *J Athl Train*. 2002;37(4):458-462.

Beckman SM, Buchanan TS. Ankle inversion injury and hypermobility: Effect on hip and ankle muscle electromyography *onset* latency. *Arch Phys Med Rehabil*. 1995;76(12):1138-1143.

Benchortane M, Collado H, Coudreuse J-M, Desnuelle C, Viton J-M, Delarque A. Chronic ankle instability and common fibular nerve injury. *Jt Bone Spine*. 2011;78:206-208.

Benda BJ, Riley PO, Krebs DE. Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. *IEEE Trans Rehabil Eng*. 1994;2(1):3-10.

Benesch S, Pütz W, Rosenbaum D, Becker H-P. Reliability of peroneal reaction time measurements. *Clin Biomech*. 2000;15(1):21-28.

Bernier J, Perrin DH. Effect of Coordination Training on Proprioception of the unctiona ally Unstable Ankle. *J Orthop Sport Phys Ther*. 1998;27(4):264-275.

Beynnon BD, Murphy DF, Alosa DM. Predictive factors for lateral ankle sprains: A literature review. *J Athl Train*. 2002;37(4):376-380.

Beynnon BD. First-time inversion ankle ligament trauma: The effects of sex, level of competition, and sport on the incidence of injury. *Am J Sports Med*. 2005;33(10):1485-1491.

Biedert RM. Contribution of the three levels of nervous system motor control: spinal cord, lower brain, cerebral cortex. A: Lephart SM, Fu FH, eds. *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability*. [s.l.]: Human Kinetics; 2000:23-29.

Bisson EJ, McEwen D, Lajoie Y, Bilodeau M. Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance. *Gait posture*. 2011;33(1):83-87.

Bizid R, Margnes E, François Y, et al. Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. *Eur J Appl Physiol*. 2009;106(3):375-380.

Bonnel F, Toullec E, Mabit C, Tourné Y. Chronic ankle instability: biomechanics and pathomechanics of ligaments injury and associated lesions. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010;96(4):424-432.

Borowski L a, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. The epidemiology of US high school basketball injuries, 2005-2007. *Am J Sports Med.* 2008;36(12):2328-2335.

Borreani S, Calatayud J, Martin J, Colado JC, Tella V, Behm D. Exercise intensity progression for exercises performed on unstable and stable platforms based on ankle muscle activation. *Gait Posture.* 2014;39(1):404-409.

Bouisset S, Do M-C. Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiol Clin Neurophysiol.* 2008;38(6):345-362.

Boyd SK, Herzog W, Nigg B, et al. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System.* 3a ed. (Nigg BM, Herzog W, eds.). Alberta, Canada: John Wiley & Sons; 2006:672.

Braun Ferreira LA, Pereira WM, Rossi LP, Kerpers II, Rodrigues de Paula Jr. A, Oliveira CS. Analysis of electromyographic activity of ankle muscles on stable and unstable surfaces with eyes open and closed. *J Bodyw Mov Ther.* 2011;15(4):496-501.

Browne J, O'Hare N. Review of the Different Methods for Assessing Standing Balance. *Physiotherapy.* 2001;87(9):489-495.

Bullock-Saxton JE. Local Sensation Changes and Altered Hip Muscle Function Following Severe Ankle Sprain. *Phys Ther.* 1994;74(1):17-28.

Calvo Bonacho E. Duración de la incapacidad temporal asociada a diferentes patologías en trabajadores españoles. Capítulo 2. Gob España Minist Trab e Inmigr Secr Estado la Segur Soc. 2009. <http://www.seg-social.es/prdi00/groups/public/documents/binario/146662.pdf>.

Cappa P, Patanè F, Rossi S, Petrarca M, Castelli E, Berthoz A. Effect of changing visual condition and frequency of horizontal oscillations on postural balance of standing healthy subjects. *Gait Posture.* 2008;28(4):615-626.

Casajús JA. Capítulo 3: Cineantropometría. A: Guillén del Castillo M, Linares D, eds. *Bases Biológicas Y Fisiológicas Del Movimiento Humano.* Vol 1. Madrid: Médica Panamericana; 2002:31-39.

Chockalingam N, Giakas G, Iossifidou A. Do strain gauge force platforms need in situ correction? *Gait Posture.* 2002;16(3):233-237.

Clark VM, Burden AM. A 4-week wobble board exercise programme improved muscle *onset* latency and perceived stability in individuals with a functionally unstable ankle. *Phys Ther Sport.* 2005;6(4):181-187.

Contessa P, Adam A, De Luca CJ. Motor unit control and force fluctuation during fatigue. *J Appl Physiol.* 2009;107(1):235-243.

Cote K, Brunet M, Gansneder B, Shultz S. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *J Athl Train.* 2005;40(1):41-46.

Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Simultaneous feedforward recruitment of the vasti in untrained postural tasks can be restored by physical therapy. *J Orthop Res.* 2003;21(3):553-558.

Creath R, Kiemel T, Horak F, Peterka R, Jeka J. A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neurosci Lett.* 2005;377(2):75-80.

Cumps E, Evert V, Meeusen R. Efficacy of a sports specific balance training programme on the incidence of ankle sprains in basketball. Meeusen R, ed. *J Sport Sci Med.* 2007;6(2):212-219.

de Freitas PB, Freitas SMSF, Duarte M, Latash ML, Zatsiorsky VM. Effects of joint immobilization on standing balance. *Hum Mov Sci.* 2009;28(4):515-528.

De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13:135-163. <http://delsys.com/decomp/078.pdf>. Accès 12 octobre, 2014.

Deitch JR, Starkey C, Walters SL, Moseley JB. Injury risk in professional basketball players: a comparison of Women's National Basketball Association and National Basketball Association athletes. *Am J Sports Med.* 2006;34(7):1077-1083.

Demura S, Yamada T. Proposal for a practical star excursion balance test using three trials with four directions. *Sport Sci Health.* 2010;6(1):1-8.

Deniskina I, Levik Y, Gurfinkel' V. Relative Roles of the Ankle and Hip Muscles in Human Postural Control in the Frontal Plane during Standing. *Hum Physiol.* 2001;27(3):317-321.

Deniskina N V, Levik YS. Relative contribution of ankle and hip muscles in regulation of the human orthograde posture in a frontal plane. *Neurosci Lett.* 2001;310(2-3):165-168.

Dias A, Pizarat-Correia P, Esteves J, Fernandes O. The influence of a balance training program on the electromyographic latency of the ankle musculature in subjects with no history of ankle injury. *Phys Ther Sport.* 2011;12(2):87-92.

Diedrichsen J, Shadmehr R, Ivry RB. The coordination of movement: optimal feedback control and beyond. *Trends Cogn Sci.* 2010;14(1):31-39.

Distefano LJ, Blackburn JT, Marshall SW, Padua D a. Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(7):532-540.

Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Postural control strategies during single limb stance following acute lateral ankle sprain. *Clin Biomech.* 2014;29(6):643-649.

Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Balance failure in single limb stance due to ankle sprain injury: an analysis of center of pressure using the fractal dimension method. *Gait Posture.* 2014;40(1):172-176.

Dufour M. Anatomía Del Aparato Locomotor. Tomo 1: Miembro Inferior. Barcelona: MASSON; 2003:479.

Dufour M, Pillu M. Biomecánica Funcional: Miembros, Cabeza, Tronco. Barcelona: Masson; 2006.

Eechaute C, Vaes P, Duquet W, Van Gheluwe B. Test-retest reliability of sudden ankle inversion measurements in subjects with healthy ankle joints. *J Athl Train.* 2007;42(1):60-65.

Eils E, Rosenbaum D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;33(12):1991-1998.

Eils E, Schröter R, Schröder M, Gerss J, Rosenbaum D. Multistation Proprioceptive Exercise Program Prevents Ankle Injuries in Basketball. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(11):2098-2105.

Emery C, Cassidy JD, Klassen T, Rosychuk R, Rowe B. Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: a cluster randomized controlled trial. *Can Med Assoc J.* 2005;172(6):749-754.

Emery CA, Meeuwisse WH. The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial. *Br J Sports Med.* 2010;44:555-562.

Faul F, Faul E, Erdfelder E, Lang A, Buchner A. G\*3 Power: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods.* 2007;39(2):175-191.

Filipa A, Byrnes R, Paterno M, Myer G, Hewett T. Neuromuscular training improves performance on the star excursion balance test in young female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(9):551-558.

Fong DT-P, Hong Y, Chan L-K, et al. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. Chan K-M, ed. *Sport Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2007;37(1):73-94.

Fong DTP, Chan Y-Y, Mok K-M, Yung PSH, Chan K-M. Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *Sport Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2009;1(14):1-14.

Forestier N, Terrier R. Peroneal reaction time measurement in unipodal stance for two different destabilization axes. *Clin Biomech.* 2011;26(7):766-771.

Fort Vanmeerhaeghe A, Romero Rodriguez D. Análisis de los factores de riesgo neuromusculares de las lesiones deportivas. *Apunt Med l'Esport.* 2013;48(179):109-120.

Fox J, Docherty CL, Schrader J, Applegate Tr. Eccentric Plantar-Flexor Torque Deficits in Participants With Functional Ankle Instability. *J Athl Train.* 2008;43(1):51-54.

Franettovich Smith MM, Honeywill C, Window N, Crossley KKM, Creaby MW, Wyndow N. Neuromotor control of gluteal muscles in runners with Achilles tendinopathy. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(3):594-599.

Freeman MAR. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Jt Surg.* 1965;47B(4):669-677.

Freeman MAR. Treatment of ruptures of the lateral ligament of the ankle. *J Bone Jt Surg.* 1965;47B(4):661-668.

Freeman MAR, Dean MRE, Hanham W. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Jt Surg.* 1965;47 B(4):678-685.

Freitas SMSF, Duarte M, Maria S, Ferreira S. Joint coordination in young and older adults during quiet stance: effect of visual feedback of the center of pressure. *Gait posture.* 2012;35(1):83-87.

Friel K, McLean N, Myers C, Caceres M. Ipsilateral Hip Abductor Weakness After Inversion Ankle Sprain. *J Athl Train.* 2006;41(1):74-78.

Gage WH, Winter DA, Frank JS, Adkin AL. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait Posture.* 2004;19:124-132.

Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J Physiol.* 1999;514.3:915-928.

Golano P, Vega J, Leeuw PAJ, et al. Anatomy of the ankle ligaments: a pictorial essay. *Knee surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2010;18(5):557-569.

Gribble PA, Hertel J. Considerations for normalizing measures of the Star Excursion Balance Test. *Meas Phys Educ Exerc Sci.* 2003;7(2):89-100.

Gribble PA, Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004;14(6):641-646.

Gribble PA, Hertel J, Denegar CR. Chronic ankle instability and fatigue create proximal joint alterations during performance of the Star Excursion Balance Test. *Int J Sports Med.* 2007;28(3):236-242.

Gribble PA, Tucker WS, White PA. Time-of-Day Influences on Static and Dynamic Postural Control. *J Athl Train.* 2007;42(1):35-41.

Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train.* 2012;47(3):339-357.

Grüneberg C, Nieuwenhuijzen PHJA, Duysens J. Reflex responses in the lower leg following landing impact on an inverting and non-inverting platform. *J Physiol.* 2003;550.3:985-993.

Guillou E, Dupui P, Golomer E. Dynamic balance sensory motor control and symmetrical or asymmetrical equilibrium training. *Clin Neurophysiol.* 2007;118:317-324.

Gutierrez GM, Knight CA, Swanik CB, et al. Examining Neuromuscular Control During Landings on a Supinating Platform in Persons With and Without Ankle Instability. *Am J Sports Med.* 2012;40(1):193-201.

Hale SA, Hertel J. Reliability and Sensitivity of the Foot and Ankle Disability Index in Subjects With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2005;40(1):35-40.

Hale SA, Hertel J, Olmsted-Kramer LC. The effect of a 4-week comprehensive rehabilitation program on postural control and lower extremity function in individuals with chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37(6):303-311.

Hale SA, Fergus A, Axmacher R, Kiser K. Bilateral Improvements in Lower Extremity Function After Unilateral Balance Training in Individuals With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2014;49(2):181-191.

Hall LM, Brauer S, Horak F, Hodges PW. Adaptive Changes in Anticipatory Postural Adjustments With Novel and Familiar Postural Supports. *J Neurophysiol.* 2010;103(2):968-976.

Han K, Ricard MD, Fellingham GW. Effects of a 4-week exercise program on balance using elastic tubing as a perturbation force for individuals with a history of ankle sprains. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(4):246-255.

Harstell H, Spaulding S. Eccentric/concentric ratios at selected velocities for the invertor and evertor muscles of the chronically unstable ankle. *Br J Sports Med.* 1999;33:255-258.

Hatton AL, Dixon J, Martin D, Rome K. The effect of textured surfaces on postural stability and lower limb muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(5):957-964.

Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361-374.

Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):364-375.

Hertel J, Braham RA, Hale SA, Olmsted Kramer L, Olmsted-kramer LC. Simplifying the Star Excursion Balance Test: Chronic Ankle Instability. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2006;36(3):131-137.

Hertel J. Sensorimotor Deficits with Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Clin J Sport Med.* 2008;27:353-370.

Hiller CE, Nightingale EJ, Lin C-WC, Coughlan GF, Caulfield B, Delahunt E. Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systemic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2011;45:660-672.

Hislop HJ, Montgomery J, Daniels & Worthingham. *Técnicas de Balance Muscular*. Madrid; Barcelona [etc.]: Elsevier; 2003.

Holmes A, Delahunt E. Treatment of Common Deficits Associated with Chronic Ankle Instability. *Sport Med*. 2009;39(3):207-224.

Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of Collegiate Injuries for 15 Sports: Prevention Initiatives. *J Athl Train*. 2007;42(2):311-319.

Horak F, Nashner L, Diener H. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res*. 1990;82(1):167-177.

Hrysomallis C. Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sport Med*. 2007;37(6):547-556.

Hsu W-L, Scholz JP, Schöner G, et al. Control and Estimation of Posture During Quiet Stance Depends on Multijoint Coordination. *J Neurophysiol*. 2007;97(4):3024-3035.

Hubscher M, Zech A, Pfeifer K, Hansel F, Vogt L, Banzer W. Neuromuscular Training for Sports Injury Prevention: A Systematic Review. *Med Sci Sports Exerc*. 2010;42(3):413-421.

Hupperets MDW, Verhagen E a LM, Heymans MW, Bosmans JE, van Tulder MW, van Mechelen W. Potential savings of a program to prevent ankle sprain recurrence: economic evaluation of a randomized controlled trial. *Am J Sports Med*. 2010;38(11):2194-2200.

Huurnink A, Fransz DP, Kingma I, Verhagen E a LM, van Dieën JH. Postural stability and ankle sprain history in athletes compared to uninjured controls. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2014;29(2):183-188.

Jain TK, Wauneka C, Liu W. Unloading reaction during sudden ankle inversion in healthy adults. *Gait Posture*. 2014;39(1):529-533.

Jansen W, Raat H, Zwanenburg E, Reuvers I, van Walsem R, Brug J. A school-based intervention to reduce overweight and inactivity in children aged 6-12 years: study design of a randomized controlled trial. *Jansen W, ed. BMC Public Health*. 2008;8:257.

Kahle NL, Gribble PA. Core Stability Training in Dynamic Balance Testing Among Young, Healthy Adults. *Athl Train Sport Heal Care*. 2009;1(2):65-73.

Kaminski TW. Effect of strength and proprioception training on eversion to inversion strength ratios in subjects with unilateral functional ankle instability \* Commentary. *Br J Sports Med*. 2003;37(5):410-415.

Kaminski TW, Hartsell HD. Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Strength Perspective. *J Athl Train*. 2002;37(4):394-405.

Kiemel T, Zhang Y, Jeka JJ. Identification of Neural Feedback for Upright Stance in Humans: Stabilization Rather Than Sway Minimization. *J Neurosci*. 2011;31(42):15144-15153.



Knight AC, Weimar WH. Effects of Inversion Perturbation After Step-Down on the Latency of the Peroneus Longus and Peroneus Brevis. *J Appl Biomech.* 2011;27(4):283-290.

Konradsen L, Ravn J. Prolonged Peroneal Reaction time in Ankle Instability. *Int J Sports Med.* 1991;12:290-292.

Konradsen L, Ravn JB, Srensen AI, Sorensen A. Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J Bone Jt Surg Br Vol.* 1993;75B(3):433-436.

Kraemer R, Knobloch K. A Soccer-Specific Balance Training Program for Hamstring Muscle and Patellar and Achilles Tendon Injuries An Intervention Study in Premier League Female Soccer. *Am J Sports Med.* 2009;37(7):1384-1393.

Krishnan V, Latash ML, Aruin AS. Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clin Neurophysiol.* 2012;123(5):1016-1026.

Küng U, Horlings C, Honegger F, Allum J. The effect of voluntary lateral trunk bending on balance recovery following multi-directional stance perturbations. *Exp Brain Res.* 2010;202(4):851-865.

Kuo AD, Zajac FE. Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. *A: Prog Brain Res.* 1993; 97:349-358.

Kuo AD. An optimal control model for analyzing human postural balance. *IEEE Trans biomed Eng.* 1995;42(1):87-101.

Le Clair K, Riach C. Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clin Biomech.* 1996;11(3):176-178.

Le Pellec A, Maton B. Anticipatory postural adjustments depend on final equilibrium and task complexity in vertical high jump movements. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10:171-178.

Leavey VJ, Sandrey MA, Dahmer G. Comparative Effects of 6-Week Balance, Gluteus Medius Strength, and Combined Programs on Dynamic Postural Control. *J Sport Rehabil.* 2010;19(3):268-287.

Lee AJY, Lin W-H. Twelve-week biomechanical ankle platform system training on postural stability and ankle proprioception in subjects with unilateral functional ankle instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23(8):1065-1072.

Lee SSM, Piazza SJ. Inversion – eversion moment arms of gastrocnemius and tibialis anterior measured in vivo. *J Biomech.* 2008;41:3366-3370.

Lee S-P, Souza RB, Powers CM. The influence of hip abductor muscle performance on dynamic postural stability in females with patellofemoral pain. *Gait Posture.* 2012;36(3):425-429.

Lee S-P, Powers C. Fatigue of the hip abductors results in increased medial-lateral center of pressure excursion and altered peroneus longus activation during a unipedal landing task. *Clin Biomech.* 2013;28(5):524-529.

Lee S-P, Powers CM. Individuals with diminished hip abductor muscle strength exhibit altered ankle biomechanics and neuromuscular activation during unipedal balance tasks. *Gait Posture.* 2014;39(3):933-938.

Lemos T, Imbiriba LA, Vargas CD, Vieira TM. Modulation of tibialis anterior muscle activity changes with upright stance width. *J Electromyogr Kinesiol.* (0).

Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo J, Fu FH. The Role of Proprioception in the Management and Rehabilitation of Athletic Injuries. *Am J Sports Med.* 1997;25(1):130-137.

Lephart SM, Fu FH. *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability.* United States: Human Kinetics; 2000.

Li S, Kukulka CG, Rogers MW, Brunt D, Bishop M. Sural nerve evoked responses in human hip and ankle muscles while standing. *Neurosci Lett.* 2004;364:59-62.

Lofvenberg R, Karrholm J, Sundelin G, Ahlgreen O. Prolonged Reaction Time in Patients with Chronic Lateral Instability of the Ankle. *Am J Sports Med.* 1995;23(4):414-417.

Masani K, Popovic MR, Nakazawa K, Kouzaki M, Nozaki D. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J Neurophysiol.* 2003;90(6):3774-3782.

Masani K, Sayenko DG, Vette AH. What triggers the continuous muscle activity during upright standing? *Gait Posture.* 2012;37(1):72-77.

Matsusaka N, Yokoyama S, Tsurusaki T, Inokuchi S, Okita M. Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle. *Am J Sports Med.* 2001;29(1):25-30.

Mattacola CG, Dwyer MK. Rehabilitation of the Ankle After Acute Sprain or Chronic Instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):413-429.

McGuine TA, Keene JS. The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *Am J Sports Med.* 2006;34(7):1103-1111.

McKay GD, Goldie P a, Payne WR, Oakes BW. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sports Med.* 2001;35(2):103-108.

McKeon PO, Hertel J. Systematic Review of Postural Control and lateral Ankle Instability, Part I: Can Deficits Be Detected With Instrumented Testing? *J Athl Train.* 2008;43(3):293-304.

McKeon PO, Ingersoll CD, Kerrigan DC, Saliba E, Bennett BC, Hertel J. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40(10):1810-1819.

- McMullen KL, Cosby NL, Hertel J, Ingersoll CD, Hart JM. Lower Extremity Neuromuscular Control Immediately After Fatiguing Hip-Abduction Exercise. *J Athl Train*. 2011;46(6):607-614.
- McVey ED, Palmieri RM, Docherty CL, Zinder SM, Ingersoll CD. Arthrogenic muscle inhibition in the leg muscles of subjects exhibiting functional ankle instability. *Foot Ankle Int*. 2005;26(12):1055-1061.
- Menacho MDO, Pereira HM, Oliveira BIR De, Chagas LMPM, Toyohara MT, Cardoso JR. The peroneus reaction time during sudden inversion test: Systematic review. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(4):559-565.
- Middleton J, Sinclair P, Patton R. Accuracy of centre of pressure measurement using a piezoelectric force platform. *Clin Biomech*. 1999;14(5):357-360.
- Morasso PG, Schieppati M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *J Neurophysiol*. 1999;82:1622-1626.
- Munn J, Beard D, Refshauge K, Lee RYW. Eccentric muscle strength in functional ankle instability. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35(2):245-250.
- Munnn J, Sullivan SJ, Schneiders AG. Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: A systematic review with meta-analysis. *J Sci Med Sport*. 2010;13(1):2-12.
- Munro AG, Herrington LC. Between-session reliability of the star excursion balance test. *Phys Ther Sport*. 2010;11(4):128-132.
- Nakazawa K, Kawashima N, Akai M. Effect of different preparatory states on the reflex responses of ankle flexor and extensor muscles to a sudden drop of support surface during standing in humans. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19:782-788.
- Nashner L. Fixed Patterns of Rapid Postural Responses among Leg Muscles during Stance. *Exp Brain Res*. 1977;30:13-24.
- Nashner L. Organization and Programming of Motor Activity during Posture Control. *Prog Brain Res*. 1979;50:177-184.
- Nelson AJ, Collins CL, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. Ankle Injuries Among United States High School Sports Athletes, 2005–2006. *J Athl Train*. 2007;42(3):381-387.
- O'Driscoll J, Delahunt E. Neuromuscular training to enhance sensorimotor and functional deficits in subjects with chronic ankle instability: A systematic review and best evidence synthesis. *Sport Med Arthrosc Rehabil Ther Technol*. 2011;3(1):19.
- Oh K, Kim S, Lee S, Lee Y. Comparison of manual balance and balance board tests in healthy adults. *Ann Rehabil Med*. 2011;35:873-879.
- Olmsted LC, Carcia CR, Hertel J, Shultz SJ. Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train*. 2002;37(4):501-506.

- Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neurosci Biobehav Rev.* 2012;36(1):162-176.
- Palmieri-Smith R, Hopkins JT, Brown T. Peroneal activation deficits in persons with functional ankle instability. *Am J Sports Med.* 2009;37(5):982-988.
- Pereira HM, de Campos TF, Santos MB, Cardoso JR, Garcia M de C, Cohen M. Influence of knee position on the postural stability index registered by Biodex Stability System. *Gait Posture.* 2008;28:668-672.
- Pheasant S, Haslegrave CM. *Bodyspace: Anthropometry, Ergonomics, and the Design of Work.* Boca Raton [etc.]: Taylor; 2006. [http://catalog.upc.edu/record=b1327908~S1\\*cat](http://catalog.upc.edu/record=b1327908~S1*cat). Accessed March 18, 2014.
- Plisky PJ, Rauh MJ, Kaminski TW, Underwood FB. Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2006;36(12):911-919.
- Postle K, Pak D, Smith T. Effectiveness of proprioceptive exercises for ankle ligament injury in adults: A systematic literature and meta-analysis. *Man Ther.* 2012;17:285-291.
- Riemann BL, Guskiewicz KM. Contribution of the peripheral somatosensory system to balance and postural equilibrium. In: Lephart SM, Fu FH, eds. *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability.* Human Kinetics; 2000:37-51.
- Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train.* 2002;37(1):71-79.
- Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system , part II: The role of proprioception in motor control and functional stability. *J Athl Train.* 2002;37(1):80-84.
- Rosenbaum D, Becker H, Gerngrob H, Claes L. Peroneal reaction times for diagnosis of functional ankle instability. *Foot ankle Surg.* 2000;6:31-38.
- Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait Posture.* 1999;10:161-170.
- Safran MR, Benedetti R, Bartolozzi ARIII, Mandelbaum B. Lateral ankle sprains: a comprehensive review: part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(7 SUPPL.):S429-S437.
- Salavati M, Moghadam M, Ebrahimi I, Arab AM. Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. *Gait Posture.* 2007;26(2):214-218.
- Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20:388-397.

Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20:398-405.

Schmiedmayer H-B, Kastner J. Parameters influencing the accuracy of the point of force application determined with piezoelectric force plates. *J Biomech.* 1999;32(11):1237-1242.

Scoppa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. Clinical stabilometry standardization: basic definitions--acquisition interval--sampling frequency. *Gait Posture.* 2013;37(2):290-292.

Seah R, Mani-Babu S. Managing ankle sprains in primary care: what is best practice? A systematic review of the last 10 years of evidence. *Br Med Bull.* 2011;97:105-135.

Sefton JM, Hicks-little CA, Hubbard TJ, et al. Sensorimotor function as a predictor of chronic ankle instability. *Clin Biomech.* 2009;24(5):451-458.

Sherafat S, Salavati M, Ebrahimi Takamjani I, et al. Intrasession and intersession reliability of postural control in participants with and without nonspecific low back pain using the Biodex Balance System. *J Manipulative Physiol Ther.* 2013;36(2):111-118.

Sherrington S. *The Integrative Action of the Nervous System.*; 1906. <https://archive.org/stream/integrativeactio00sher#page/114/mode/2up/search/proprioceptive>. Accessed September 19, 2014.

Shumway-Cook A, Woollocott MH. *Motor Control : Translating Research into Clinical Practice.* Philadelphia : Wolters Kluwer/Lippincott Williams; 2012.

Snyder KR, Earl JE, O'Connor KM, Ebersole KT. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009;24(1):26-34.

Sozzi S, Honeine JL, Do MC, Schieppati M. Leg muscle activity during tandem stance and the control of body balance in the frontal plane. *Clin Neurophysiol.* 2013;124(6):1175-1186.

Starkey C. Injuries and Illnesses in the National Basketball Association: A 10-Year Perspective. *J Athl Train.* 2000;35(2):161-167.

Stasinopoulos D. Comparison of three preventive methods in order to reduce the incidence of ankle inversion sprains among female volleyball players. *Br J Sports Med.* 2004;38(2):182-185.

Steffen K, Bakka HM, Myklebust G, Bahr R. Performance aspects of an injury prevention program: a ten-week intervention in adolescent female football players. *Scand J Med Sci Sport.* 2008;18(5):596-604.

Suponitsky Y, Verbitsky E, Mizrahi J. Effect of selective fatiguing of the shank muscles on single-leg-standing sway. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18(4):682-689.

Suzuki Y, Nomura T, Casadio M, Morasso P. Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing: A theoretical proposal based on a double inverted pendulum model. *J Theor Biol.* 2012;310:55-79.

Swenson DM, Collins CL, Fields SK, Comstock RD. Epidemiology of U.S. high school sports-related ligamentous ankle injuries, 2005/06-2010/11. *Clin J Sport Med.* 2013;23(3):190-196.

Torres Oviedo G, Ting LH. Subject-Specific Muscle Synergies in Human Balance Control Are Consistent Across Different Biomechanical Contexts. *J Neurophysiol.* 2010;103(6):3084-3098.

Tsao H, Hodges PW. Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18(4):559-567.

Vaes P, van Gheluwe B, Duquet W. Control of Acceleration During Sudden Unstable Ankle Supination in People. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2001;31(12):741-752.

Vaes P, Duquet W, Van Gheluwe B, Gheluwe B Van. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. *J Athl Train.* 2002;37(4):475-480.

van den Bekerom MPJ, Struijs P a a, Blankevoort L, Welling L, van Dijk CN, Kerkhoffs GMMJ. What is the evidence for rest, ice, compression, and elevation therapy in the treatment of ankle sprains in adults? *J Athl Train.* 2012;47(4):435-443.

Vaugoyeau M, Viel S, Amblard B, Azulay JP, Assaiante C. Proprioceptive contribution of postural control as assessed from very slow oscillations of the support in healthy humans. *Gait Posture.* 2008;27:294-302.

Vedula S, Kearney R, Wagner R, Stapley P. Decoupling of stretch reflex and background muscle activity during anticipatory postural adjustments in humans. *Exp Brain Res.* 2010;205:205-213.

Vennila K, Aruin AS. Postural control in response to a perturbation: Role of vision and additional support. *Exp brain Res.* 2011;212:385-397.

Verhagen EALM, van der Beek A, Twisk J, Bouter L, Bahr R, van Mechelen W. The Effect of a Proprioceptive Balance Board Training Program for the Prevention of Ankle Sprains: A prospective controlled trial. *Am J Sports Med.* 2004;32(6):1385-1393.

Vuillerme N, Sporbert C, Pinsault N. Postural adaptation to unilateral hip muscle fatigue during human bipedal standing. *Gait Posture.* 2009;30(1):122-125.

Warnica MJ, Weaver TB, Prentice SD, Laing AC. The influence of ankle muscle activation on postural sway during quiet stance. *Gait Posture.* 2014;39(4):1115-1121.

- Waterman BR, Belmont PJ, Cameron KL, Deberardino TM, Owens BD. Epidemiology of ankle sprain at the United States Military Academy. *Am J Sports Med.* 2010;38(4):797-803.
- Webster KA, Gribble PA. A comparison of electromyography of gluteus medius and maximus in subjects with and without chronic ankle instability during two functional exercises. *Phys Ther Sport.* 2013;14:17-22.
- Widmaier EP, Raff H, Strang KT. *Vander's Human Physiology. The Mechanisms of Body Function.* 11th ed. New York, NY: McGraw-Hill; 2008.
- Wikstrom EA, Naik S, Lodha N, Cauraugh JH. Bilateral balance impairments after lateral ankle trauma: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture.* 2010;31:407-414.
- Wilkerson GB, Nitz AJ. Dynamic Ankle Stability: Mechanical and Neuromuscular Interrelationships. *J Sport Rehabil.* 1994;3:43-57.
- Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, Philippaerts R, De Bourdeaudhuij I, De Clercq D. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in females - a prospective study. *Scand J Med Sci Sport.* 2005;15(5):336-345.
- Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, MATHIEU N, De Bourdeaudhuij I, De Clercq D. Intrinsic Risk Factors for Inversion Ankle Sprains in Male Subjects: A Prospective Study. *Am J Sports Med.* 2005;33(3):415-423.
- Winter DA. Human balance and posture standing and walking control during. *Gait Posture.* 1995;3:193-214.
- Winter DA, Patla AE, Ishac M, Gage WH. Motor mechanisms of balance during quiet standing. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;13:49-56.
- Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* Hoboken, New Jersey : John Wiley; 2009.
- Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol.* 1998;80(3):1211-1221.
- Witchalls J, Blanch P, Waddington G, Adams R. Intrinsic functional deficits associated with increased risk of ankle injuries: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2012;45:515-523.
- Yaggie JA, Campbell BM. Effects of balance training on selected skills. *J Strength Cond Res.* 2006;20(2):422-428.
- Yelnik A, Bonan I. Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiol Clin.* 2008;38(6):439-445.
- Zech A, Hubscher M, Vogt L, Banzer W, Hansel F, Pfeifer K. Neuromuscular Training for Rehabilitation of Sports Injuries: A Systematic Review. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(10):1831-1841.