

ACTA DE EVALUACIÓN DE LA TESIS DOCTORAL

Año académico 2016/17

DOCTORANDO: **LORENZO SÁNCHEZ AGUILERA, CRISTINA**

PROGRAMA DE DOCTORADO: **D335**

DEPARTAMENTO DE: **ENFERMERÍA Y FISIOTERAPIA**

TITULACIÓN DE DOCTOR EN: **DOCTOR/A POR LA UNIVERSIDAD DE ALCALÁ**

En el día de hoy 28/09/17, reunido el tribunal de evaluación nombrado por la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado y Doctorado de la Universidad y constituido por los miembros que suscriben la presente Acta, el aspirante defendió su Tesis Doctoral, elaborada bajo la dirección de DANIEL PECOS MARTÍN.

Sobre el siguiente tema: *RELACIÓN ENTRE LA MECANOSENSIBILIDAD NEUROMUSCULAR Y LA ESTABILIDAD DESPUÉS DE SUFRIR UN ESGUINCE DE TOBILLO*

Finalizada la defensa y discusión de la tesis, el tribunal acordó otorgar la CALIFICACIÓN GLOBAL⁴ de (no apto, aprobado, notable y sobresaliente): Sobre saliente

Alcalá de Henares, 28 de Septiembre de 2017

EL PRESIDENTE



Fdo.:

DR. JOVÉ FDEZ. CARUSO

EL SECRETARIO



Fdo.:

DR. TOMÁS GALLEGO IZDO

EL VOCAL



Fdo.:

*DR. AIOR MARTÍN-PIÑEDO
ZUGASTI*

Con fecha 4 de octubre de 2017 la Comisión Delegada de la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado, a la vista de los votos emitidos de manera anónima por el tribunal que ha juzgado la tesis, resuelve:

- Conceder la Mención de "Cum Laude"
 No conceder la Mención de "Cum Laude"

FIRMA DEL ALUMNO,



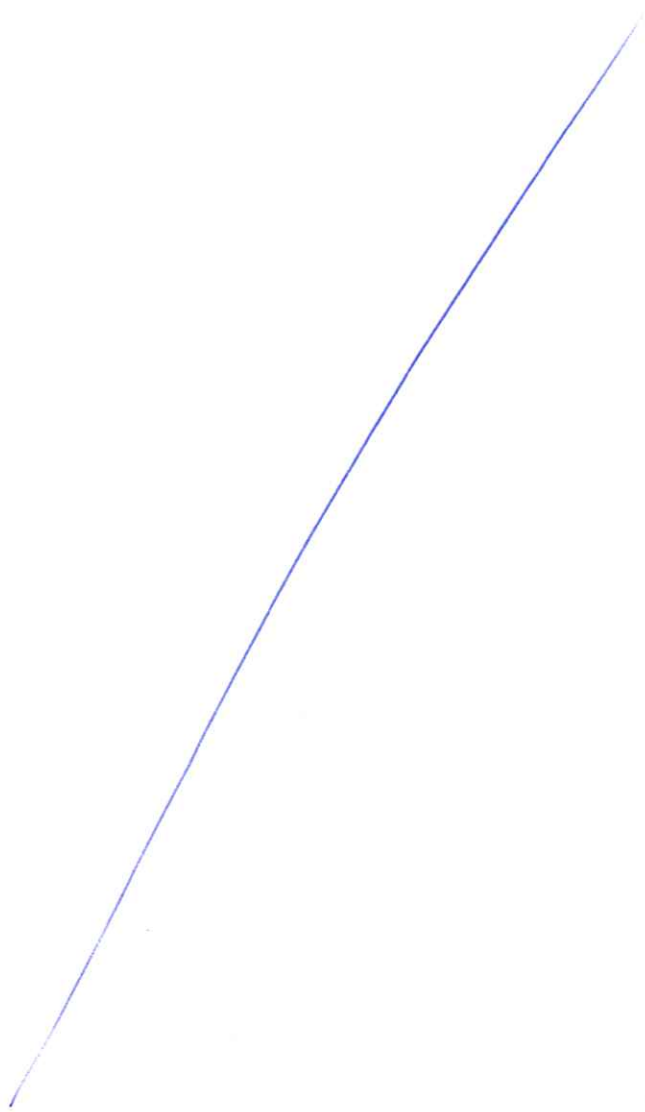
La Secretaria de la Comisión Delegada

Fdo.: CRISTINA LORENZO SÁNCHEZ AGUILERA



⁴ La calificación podrá ser "no apto" "aprobado" "notable" y "sobresaliente". El tribunal podrá otorgar la mención de "cum laude" si la calificación global es de sobresaliente y se emite en tal sentido el voto secreto positivo por unanimidad.

INCIDENCIAS / OBSERVACIONES:



Faint, illegible text or markings at the bottom right of the page, possibly bleed-through from the reverse side.



Universidad
de Alcalá

COMISIÓN DE ESTUDIOS OFICIALES
DE POSGRADO Y DOCTORADO

En aplicación del art. 14.7 del RD. 99/2011 y el art. 14 del Reglamento de Elaboración, Autorización y Defensa de la Tesis Doctoral, la Comisión Delegada de la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado y Doctorado, en sesión pública de fecha 4 de octubre, procedió al escrutinio de los votos emitidos por los miembros del tribunal de la tesis defendida por *LORENZO SÁNCHEZ AGUILERA, CRISTINA*, el día 28 de septiembre de 2017, titulada *RELACIÓN ENTRE LA MECANOSENSIBILIDAD NEUROMUSCULAR Y LA ESTABILIDAD DESPUÉS DE SUFRIR UN ESGUINCE DE TOBILLO*, para determinar, si a la misma, se le concede la mención "cum laude", arrojando como resultado el voto favorable de todos los miembros del tribunal.

Por lo tanto, la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado **resuelve otorgar** a dicha tesis la

MENCIÓN "CUM LAUDE"

Alcalá de Henares, 10 de octubre de 2017
EL PRESIDENTE DE LA COMISIÓN DE ESTUDIOS
OFICIALES DE POSGRADO Y DOCTORADO



Juan Ramón Velasco Pérez

Copia por e-mail a:

Doctorando: LORENZO SÁNCHEZ AGUILERA, CRISTINA
Secretario del Tribunal: TOMÁS GALLEGO IZQUIERDO.
Director de Tesis: DANIEL PECOS MARTÍN



Universidad
de Alcalá

ESCUELA DE DOCTORADO
Servicio de Estudios Oficiales de
Posgrado

DILIGENCIA DE DEPÓSITO DE TESIS.

Comprobado que el expediente académico de D./D^a _____
reúne los requisitos exigidos para la presentación de la Tesis, de acuerdo a la normativa vigente, y habiendo
presentado la misma en formato: soporte electrónico impreso en papel, para el depósito de la
misma, en el Servicio de Estudios Oficiales de Posgrado, con el nº de páginas: _____ se procede, con
fecha de hoy a registrar el depósito de la tesis.

Alcalá de Henares a _____ de _____ de 20 _____



Fdo. El Funcionario



Universidad de Alcalá

Programa de Doctorado en Fisioterapia Manual

**RELACIÓN ENTRE LA MECANOSENSIBILIDAD
NEUROMUSCULAR Y LA ESTABILIDAD DESPUÉS DE
SUFRIR UN ESGUINCE DE TOBILLO**

TESIS DOCTORAL PRESENTADA POR:

CRISTINA LORENZO SÁNCHEZ-AGUILERA

Alcalá de Henares (Madrid) 2017



Universidad
de Alcalá

Programa de Doctorado en Fisioterapia Manual

**RELACIÓN ENTRE LA MECANOSENSIBILIDAD
NEUROMUSCULAR Y LA ESTABILIDAD DESPUÉS DE
SUFRIR UN ESGUINCE DE TOBILLO**

TESIS DOCTORAL PRESENTADA POR:

CRISTINA LORENZO SÁNCHEZ-AGUILERA

DIRECTORES

DR. D. DANIEL PECOS MARTÍN

DR. D. DAVID RODRÍGUEZ SANZ

Alcalá de Henares (Madrid) 2017

Los doctores **D. Daniel Pecos Martín**, Profesor Colaborador del Departamento de Enfermería y Fisioterapia de la Universidad de Alcalá y **D. David Rodríguez Sanz**, profesor Titular del Departamento de Fisioterapia y Podología de la Facultad de Ciencias de la Salud y Deporte de la Universidad Europea de Madrid, como directores de la Tesis “Relación entre la mecanosensibilidad neuromuscular y la estabilidad después de sufrir un esguince de tobillo”

CERTIFICAN

Que el presente trabajo de Investigación titulado “Relación entre la mecanosensibilidad neuromuscular y la estabilidad después de sufrir un esguince de tobillo”, presentado por Dña. Cristinia Lorenzo Sánchez-Aguilera, reúne los méritos suficientes para que su autor pueda optar al grado de Doctor, y que pueda ser defendido ante el Tribunal correspondiente que ha de juzgarlo.

Y para que así conste así se firma el presente certificado en Alcalá de Henares a 24 de abril de 2017.



Dr. D. Daniel Pecos Martín
Director de la Tesis



Dr. D. David Rodríguez Sanz
Coodirector de la Tesis



Universidad
de Alcalá

Departamento de Enfermería y Fisioterapia

**ACUERDO DE LA COMISIÓN DE DOCTORADO DELEGADA DEL CONSEJO
DE ENFERMÍA Y FISIOTERAPIA DE LA UNIVERSIDAD DE ALCALÁ SOBRE
LA TESIS DOCTORAL PRESENTADO POR D/Dña. CRISITINA LORENZO
SÁNCHEZ-AGUILERA**

Título de la Tesis: "Relación entre la mecanosensibilidad neuromuscular y la estabilidad después de sufrir un esguince de tobillo"

Programa de Doctorado Fisioterapia Manual: RD 1393/2007

Director/es de Tesis:

Como secretario de la Comisión de Doctorado Delegada Departamento de Enfermería y Fisioterapia hago constar la Comisión celebrada el día 24 de abril de 2017, se acordó informar favorablemente sobre la Tesis de **D/Dña. CRISITINA LORENZO SÁNCHEZ-AGUILERA**, al reunir los requisitos académicos y administrativos que la Norma establece.

EL SECRETARIO DE LA COMSIÓN

Dr. Tomás Gallego Izquierdo



VºBº PRESIDENTA DE LA COMISION

Dra. Cristina Francisco del Rey



Universidad
de Alcalá

Programa de Doctorado en Fisioterapia Manual

**RELACIÓN ENTRE LA MECANOSENSIBILIDAD
NEUROMUSCULAR Y LA ESTABILIDAD DESPUÉS DE
SUFRIR UN ESGUINCE DE TOBILLO**

TESIS DOCTORAL PRESENTADA POR:

CRISTINA LORENZO SÁNCHEZ-AGUILERA

DIRECTORES

DR. D. DANIEL PECOS MARTÍN

DR. D. DAVID RODRÍGUEZ SANZ

Alcalá de Henares (Madrid) 2017

***“El que tiene imaginación sin instrucción,
tiene alas sin pies”***
(Joseph Joubert)

**A mi familia y a Jesús,
por su apoyo incondicional y
por tener siempre sus mejores palabras y consejos.**

AGRADECIMIENTOS

A Daniel Pecos Martín, director de tesis, por su gran ayuda, consejos y dedicación, prestándome parte de su tiempo para poder sacar a delante este proyecto.

A David Rodríguez Sanz, por sus buenos consejos para redacción y elaboración de este estudio.

A la Universidad de Alcalá de Henares, por poner a mi disposición todos los medios necesarios para poder desarrollar el proyecto. A todos los que han participado en el proceso, en especial a Antonio Francisco Bravo Cantero. A Josua y Marcos por estar siempre dispuestos para prestarme su ayuda, y en especial a Irene, gran amiga y compañera, por su gran apoyo moral y por estar siempre ahí.

A mis amigos y compañeros, ya que han intentado, en lo posible, echar siempre una mano.

A mi familia. A mi madre, siempre por su gran paciencia. A mi padre, por tener la gran capacidad de decirme las palabras precisas que me hacen recapacitar.

A Jesús, siempre estás ahí haciéndome sonreír.

Muchas gracias a todos.

RESUMEN

RESUMEN

Marco teórico: El esguince de tobillo es una de las lesiones musculoesqueléticas más frecuentes en el ámbito deportivo, laboral y doméstico. Los sujetos que sufren esta lesión pueden desarrollar inestabilidad de tobillo, presentando un alto índice de recidiva y alteraciones del control postural, de la actividad de la musculatura y de la mecanosensibilidad neuromuscular.

Objetivo: Establecer las alteraciones de la estabilidad y de la mecanosensibilidad neuromuscular tras la lesión de esguince LLE de tobillo y determinar la relación entre estas variables.

Metodología: Se realizó un estudio transversal de casos y controles con una muestra de 58 estudiantes de la Universidad de Alcalá de Henares (21 hombres y 37 mujeres, con una media de edad de 21 años ($\pm 3,7$)). Los sujetos estaban distribuidos en dos grupos: grupo de casos (n=29, sujetos que habían sufrido esguince de tobillo) y grupo control (n=29, sujetos sanos). En todos los sujetos se valoró el control postural estático en apoyo bipodal y monopodal (mediante una plataforma estabilométrica), la mecanosensibilidad de los músculos tibial anterior, peroneo largo y peroneo corto, la mecanosensibilidad de los troncos nerviosos del peroneo común y del tibial (mediante algometría) y la actividad muscular del peroneo largo y tibial anterior durante las pruebas de estabilidad (mediante

electromiografía de superficie). Además, se valoró en el grupo de casos, el nivel de inestabilidad percibido mediante el Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT).

Resultados: El control postural es significativamente menor durante el apoyo sobre la pierna lesionada que sobre la sana. Los sujetos con inestabilidad de tobillo presentan una mecanosensibilidad neuromuscular significativamente menor que el grupo control. Sin embargo, no se ha podido establecer relación entre las variables de mecanosensibilidad y de control postural.

Conclusiones: No existe relación entre la mecanosensibilidad neuromuscular y la estabilidad. Sin embargo, tras el esguince de tobillo disminuye tanto la estabilidad estática durante el apoyo sobre la pierna lesionada como la mecanosensibilidad neuromuscular.

Palabras clave: mecanosensibilidad, esguince de tobillo, control postural, electromiografía, inestabilidad.

ABSTRACT

Background: Ankle sprain is one of the most common musculoskeletal injuries in sports, work and home. Subjects who suffer from this injury may develop ankle instability. As a consequence, a high rate of resprain and alterations in postural control, muscle activity and neuromuscular mechanosensitivity are shown.

Objective: Measurement of postural control and neuromuscular mechanosensitivity alterations after ankle sprain injury and establishment of the relationship between these variables.

Methodology: A cross-sectional case-control research was performed with a sample of 58 students from Alcalá de Henares University (21 males and 37 females, mean age 21 years (± 3.7)). The subjects were divided into two groups: group of cases ($n = 29$, subjects with unstable ankle) and control group ($n = 29$, healthy subjects). Static postural control in double-leg stance and single-leg stance (through a stabilometric platform), mechanosensitivity of the tibialis anterior, peroneus longus and peroneus brevis muscles, mechanosensitivity of the common peroneus and tibial nerves (by algometry) and the muscle activity of the peroneus longus and tibialis anterior during stability tests (by surface electromyography) were evaluated in all subjects. Furthermore, the level of instability perceived by the Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) was assessed in the case group.

Results: It was observed that postural control is significantly lower in injured leg stance than healthy leg stance. Subjects with ankle instability have a significantly lower neuromuscular mechanosensitivity than the control group. In spite of these results, it was not possible to establish a relationship between the variables of mechanosensitivity and postural control.

Conclusions: It was not observed any relationship between neuromuscular mechanosensitivity and balance control. Nevertheless, after ankle sprain, both static balance control during injured leg stance and neuromuscular mechanosensitivity are reduced.

Keywords: mechanosensitivity, ankle sprain, postural control, electromyography, instability.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN	1
1. ESGUINCE DE TOBILLO	2
1.1. EPIDEMIOLOGÍA	2
1.2. ETIOLOGÍA Y MECANISMO LESIONAL	5
1.3. LIGAMENTO LATERAL EXTERNO DE TOBILLO	8
1. Anatomía	8
2. Biomecánica	10
1.4. GRADOS DE LESIÓN	11
2. SECUELAS DEL ESGUINCE DE TOBILLO	13
2.1. INESTABILIDAD CRÓNICA DE TOBILLO	15
1. Inestabilidad Mecánica	16
2. Inestabilidad Funcional	18
2.2. CAMBIOS EN EL CONTROL POSTURAL	19
2.3. AFECTACIÓN DE LA MUSCULATURA ESTABILIZADORA DEL TOBILLO	25
1. Actividad muscular	25
2. Presencia de puntos gatillo miofasciales	29
2.4. AFECTACIÓN DE TRONCOS NERVIOSOS	31

II. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	34
1. JUSTIFICACIÓN	36
2. HIPÓTESIS	40
3. OBJETIVOS	40
III. METODOLOGÍA.....	44
1. DISEÑO DEL ESTUDIO	46
2. CONTEXTO Y MARCO.....	46
3. MUESTRA.....	47
3.1. CÁLCULO DEL TAMAÑO MUESTRAL.....	47
3.2.PARTICIPANTES O SUJETOS DE ESTUDIO	49
4. MÉTODOS	51
4.1. CUMBERLAND ANKLE INSTABILITY TOOL	51
4.2.ESTABILOMETRÍA	52
1. Test de Estabilidad	53
4.3. ALGOMETRÍA O MECANOSENSIBILIDAD	55
4.4.ELECTROMIOGRAFÍA	57
1. Cuantificación de la señal.....	60
5. MATERIALES	61
5.1. PLATAFORMA DE ESTABILOMETRÍA	61

5.2.ALGÓMETRO ANALÓGICO.....	64
5.3. ELECTROMIÓGRAFO.....	65
1.Electrodos de superficie.....	67
2. Electrodo de referencia.....	68
3. Interruptor remoto Star/Stop	69
6. VARIABLES	70
7. PROCEDIMIENTO DE RECOGIDA DE DATOS	74
8. ORGANIZACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS DATOS	86
IV. RESULTADOS	90
1. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA Y HOMOGENEIDAD DE LOS GRUPOS	92
2. ESTABILOMETRÍA.....	93
3. ELECTROMIOGRAFÍA	98
4. MECANOSENSIBILIDAD.....	101
5. CORRELACIÓN, MECANOSENSIBILIDAD Y CONTROL POSTURAL	107
6. CORRELACIÓN, MECANOSENSIBILIDAD Y ELECTROMIOGRAFÍA.....	107
7. CORRELACIÓN, ESTABILOMETRÍA Y ELECTROMIOGRAFÍA.....	109
8. EFECTO DE LAS VARIABLES ESTABILOMÉTRICAS EN EL CAIT	110
V. DISCUSIÓN	112
1. CONTROL POSTURAL	114

2. MECANOSENSIBILIDAD NEUROMUSCULAR	123
3. RELACIÓN ENTRE ESTABILOMETRÍA Y MECANOSENSIBILIDAD	131
4. ELECTROMIOGRAFÍA	134
5. RELACIÓN ENTRE MECANOSENSIBILIDAD Y LA ACTIVIDAD DE LA MUSCULATURA.....	138
6. EFECTO DE LAS VARIABLES ESTABILOMÉTRICAS EN EL CAIT	141
VI. CONCLUSIONES	144
VII. BIBLIOGRAFÍA.....	148
VIII. ANEXOS.....	180
1. ANEXO 1. AUTORIZACIÓN DEL COMITÉ DE ÉTICA.....	182
2. ANEXO 2. CONSENTIMIENTO INFORMADO. HOJA DE INFORMACIÓN	183
3. ANEXO 3. FORMULARIO DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	186
4. ANEXO 4. HOJA DE EXPLORACIÓN INICIAL.....	188
5. ANEXO 5. VERSIÓN ESPAÑOLA DEL CAIT	189

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Mecanismo lesional del esguince de tobillo	7
Figura 2. Anatomía del LLE de tobillo	9
Figura 3. Fuerzas musculares y reaccionales durante el control postural ..	21
Figura 4. Representación esquemática de un PGM	30
Figura 5. Gráfica cálculo del tamaño muestral	58
Figura 6. Plataforma Win-Posturo de Medicapteurs.....	61
Figura 7. Sensores de la plataforma	62
Figura 8. Apoyo de los sensores en la superficie	62
Figura 9. Software WinPosture NV	63
Figura 10. Algómetro analógico Wagner modelo FDK 20.	65
Figura 11. Electromiógrafo Biometrics DataLOG MWX8.....	66
Figura 12. Sensores de electromiografía de superficie	67
Figura 13. Cinta adhesiva de doble cara (pieza nº T350)	68
Figura 14. Electrodo de referencia	69
Figura 15. Interruptor remoto STAR/STOP	70
Figura 16. Posicionamiento de los pies con las placas de metacrilato.....	79
Figura 17. Posicionamiento una vez retiradas las placas	79
Figura 18. Sujeto en apoyo en ambas piernas.....	80
Figura 19. Estabiloetría en apoyo monopodal.....	82
Figura 20. Gráfica que muestra las diferencias entre los grupos para la mecanosensibilidad muscular.....	103
Figura 21. Gráfica que muestra las diferencias entre los grupos para la mecanosensibilidad neural	103

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características de la muestra. Variables demográficas y clínicas según grupo.....	93
Tabla 2. Descriptivo y comparación de las variables estabilométricas en apoyo bipodal según grupo.....	94
Tabla 3. Variables estabilométricas en apoyo monopodal entre ambos lados grupo control.....	95
Tabla 4. Variables estabilométricas en apoyo monopodal entre ambos lados grupo esguince derecho.....	96
Tabla 5. Variables estabilométricas en apoyo monopodal entre ambos lados grupo esguince izquierdo.....	97
Tabla 6. Descriptivo y comparación de las variables de estabilidad monopodal según grupo.....	98
Tabla 7. Descriptivo y comparación de las variables electromiográficas en apoyo bipodal según grupo.....	99
Tabla 8. Variables electromiográficas en apoyo monopodal entre ambos lados grupo control.....	100
Tabla 9. Variables electromiográficas en apoyo monopodal entre ambos lados grupo esguince derecho.....	100
Tabla 10. Variables electromiográficas en apoyo monopodal entre ambos lados grupo esguince izquierdo.....	100

Tabla 11. Descriptivo y comparación de las variables electromiográficas en apoyo monopodal según grupo.	101
Tabla 12. Mecanosensibilidad del tejido musculoesquelético según grupo	102
Tabla 13. Coeficiente de correlación de Pearson variables mecanosensibilidad según grupos	104
Tabla 14. Coeficiente de correlación de Pearson entre variables de mecanosensibilidad y estabilidad según grupos.....	107
Tabla 15. Coeficiente de correlación de Pearson variables de mecanosensibilidad y electromiografía según grupos	108
Tabla 16. Coeficiente de correlación de Pearson variables de estabilometría y electromiografía según grupos.....	110
Tabla 17. Efecto de las variables electromiográficas en la predicción del CAIT	111

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

- CAI: Inestabilidad crónica de tobillo
- CAIT: Cumberland ankle instability tool
- COG: Centro de gravedad del cuerpo
- COM: Centro de masa
- COP: Centro de presión
- EMG: Electromiografía
- EMGs: Electromiografía de superficie
- LFS: Longitud en función de la superficie
- LLE: Ligamento lateral externo de tobillo
- LPAA: Ligamento peroneoastragalino anterior
- LPAP: Ligamento peroneoastragalino posterior
- LPC: Ligamento peroneocalcáneo
- MI: Inestabilidad Mecánica
- MMII: Miembros inferiores
- NPD: Nervio peroneo común derecho
- NPI: Nervio peroneo común izquierdo
- NTD: Nervio tibial derecho
- NTI: Nervio tibial izquierdo
- PCD: Músculo peroneo corto derecho
- PCI: Músculo peroneo corto izquierdo

- PGM: Punto gatillo miofascial
- PLD: Músculo peroneo largo derecho
- PLI: Músculo peroneo largo izquierdo
- RMS: Root mean square
- TAD: Músculo tibial anterior derecho
- TAI: Músculo tibial anterior izquierdo
- UDP: Umbral de dolor a la presión
- VFY: Variación en función de la posición media de Y

I. INTRODUCCIÓN

1. ESGUINCE DE TOBILLO

1.1. EPIDEMIOLOGÍA

El tobillo es una de las articulaciones del cuerpo que más comúnmente se lesiona debido a las fuerzas que soporta. El tobillo soporta más peso por unidad de área que cualquier otra articulación del cuerpo(1).

De las lesiones que se producen en el tobillo, los esguinces suponen alrededor del 75%(1) y el 85% de los esguinces de tobillo corresponden con el complejo ligamentoso lateral externo(2,3). Dentro de este complejo ligamentoso, un 80% de las lesiones se producen de forma aislada en el ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA) y un 20% corresponde a la lesión conjunta del LPAA y del ligamento peroneocalcáneo(LPC) (3,4). Las lesión aislada del LPC es muy rara y el ligamento peroneoastragalino posterior (LPAP) por lo general no se lesiona a menos que haya una luxación franca de tobillo(4).

El esguince de ligamento lateral externo (LLE) de tobillo es una de las lesiones más comunes en el deporte y en el ámbito laboral, recreacional y doméstico(5,6).

En todo el mundo, se produce aproximadamente un esguince por cada 10.000 personas al día(7-9). En concreto en Estados Unidos, se estima que se producen dos millones de esguinces agudos de tobillo al año, lo que

supone un gasto agregado de salud de 2 millones de dólares(8,9). Los altos costos económicos no sólo se deben al diagnóstico y tratamiento de la lesión sino también a la pérdida de productividad laboral dependiendo de la gravedad de la lesión(10,11).

El esguince de tobillo es el problema traumatológico más atendido en urgencias(12) suponiendo entre el 7 y el 10% de las admisiones en las salas de urgencias(6). En Atención Primaria, en España, entre la población de mayores de 14 años, la frecuencia de presentación de esguince de tobillo ha supuesto una tasa incidencia de 5,5‰ en hombres, mientras que en las mujeres la tasa es de 6,9‰(13). Además, se estima que, aproximadamente la mitad de los pacientes que han sufrido un esguince de tobillo, no buscan evaluación o tratamiento de un profesional de la salud(7,14), por lo tanto, cabe esperar que la tasa de incidencia del esguince de tobillo es aún mayor que las cifras expuestas anteriormente.

Doherty et al. (10) en un estudio sobre la prevalencia e incidencia del esguince de tobillo según distintos factores observaron que, dependiendo del sexo, la presencia de esta lesión en mujeres presenta una incidencia mayor que los hombres (13,6‰ en mujeres frente a 6,94‰ en hombres). Esta diferencia en atletas se ve disminuida de tal manera que en mujeres supone 10,55% y en hombres 10,99%(10).

En cuanto al análisis que realizan Doherty et al.(10), de la incidencia del esguince de tobillo según la edad, se ha estimado que en los adultos esta lesión representa el 0,72‰, 1,94‰ en adolescentes y 2,85‰ en niños. Un total de 12.62% de todas las lesiones fueron esguinces de tobillo en niños (IC 95% 11.81-13.43), 10.55% en adolescentes (IC 95% 9.92-11.17) y 11.41% (IC 95% 11.28-11.54) en adultos.(10)

Estos datos estarían en consonancia con los de otro estudio sobre la epidemiología del esguince de tobillo en Estados Unidos, en el que se llega a la conclusión de que la tasa de incidencia máxima de esta lesión se produce en individuos entre 10 y 19 años(8). Bridgman et al.(15) en su estudio epidemiológico en Reino Unido llega a las mismas conclusiones, atribuyendo este resultado a que en esta cohorte de población se dan unos niveles más altos de participación en actividad física y actividad deportiva competitiva y recreativa(8,15).

En la práctica deportiva el esguince de LLE de tobillo es una de las lesiones más frecuentes, suponiendo hasta el 30% del total de las lesiones deportivas(8,16). Si se dividen los deportes en categorías se ha observado que la prevalencia acumulada de esguince de tobillo para los deportes en el interior/cancha es del 12,17%, el 4,36% para los deportes de agua/hielo, el 11,3% para los deportes de campo y el 11,65% para los que se realizan al aire libre(10). El esguince de tobillo representa el 40-50% de las lesiones del baloncesto(6), 16-30% de las lesiones de fútbol (6,17), y 20% de las lesiones

del atletismo, balonmano y voleibol(18,19). Tradicionalmente, estos deportes han dado como resultado un aumento de las tasas de esguince de tobillo debido al contacto frecuente con otros jugadores, saltos y movimientos de cambio drástico de dirección, velocidad y aceleración, que exponen al tobillo a una mayor tensión anular y rotacional(19).

El factor predisponente más común a sufrir un esguince de tobillo es la historia previa de haber sufrido al menos un esguince de tobillo, de tal manera que se estima que el 45-75% de las personas que han sufrido un esguince de tobillo sufrirá esguinces recurrentes(20,21).

La alta tasa de esguinces del LLE de tobillo, el riesgo de disfunción a largo plazo y los altos costos de la atención médica hacen que los esguinces de tobillo sean una preocupación importante para la población activa(11,21).

1.2. ETIOLOGÍA Y MECANISMO LESIONAL

La etiología de los esguinces del LLE de tobillo es multifactorial interviniendo tanto factores intrínsecos como extrínsecos que influyen entre sí siendo dependientes unos de otros (22).

Los factores de riesgo intrínsecos pueden incluir edad, estabilidad ligamentosa y la laxitud articular generalizada, la alineación anatómica del pie y del tobillo(23), fuerza muscular (tensión muscular, asimetría de la fuerza muscular, etc), la pierna dominante, propiocepción del tobillo,

tiempo de reacción muscular, lesiones previas, adecuación de la rehabilitación, estrés psicosocial y mecánica de la marcha (1,9,22).

Las anomalías biomecánicas durante la marcha son una de las causas de los esguinces de tobillo debido a que el grado de inversión y la colocación exacta del pie en el momento del aterrizaje influyen en la estabilidad dinámica de dicha articulación(24). Se ha planteado con frecuencia la hipótesis de que la puesta en contacto con el suelo en una posición de inversión aumentada podría resultar en un esguince de tobillo (25). Una posición en flexión plantar del tobillo en el momento del aterrizaje, así como una posición invertida del pie, son factores potenciales para un esguince de tobillo, porque el brazo de momento de fuerza de reacción en el suelo alrededor de la articulación subtalar aumenta (22,25). Aunque Eirik Kristianslund et al. (26), llegan a la conclusión, en su estudio sobre la cinemática y la cinética del esguince de LLE de tobillo, que para que se produzca esta lesión sólo es necesario que se produzca un movimiento de inversión forzada y que la flexión plantar no es del todo necesaria (26). Por lo tanto, la hipótesis de que el aumento de la presión en el borde lateral del talón en el momento del aterrizaje también puede ser una causa subyacente de un esguince de tobillo (22).

En un estudio prospectivo, el aumento del rango de eversión del calcáneo y el varo tibial en las mujeres y el aumento de la inclinación del talón en los hombres se han demostrado como factores de riesgo para los esguinces de

tobillo. Se plantea la hipótesis de que estos alineamientos afectarían la marcha y podrían ser indicativos de un tipo de pie móvil, que permite más eversión durante la postura (22,27).

Los factores de riesgo extrínsecos se relacionan con variables ambientales tales como tipo de calzado, nivel de experiencia deportiva, terreno irregular, carga de ejercicio (cantidad de competencia y práctica), cantidad y nivel de entrenamiento, posición en el juego, equipo, condiciones y reglas de juego y jugadas sucias (9,22,25).

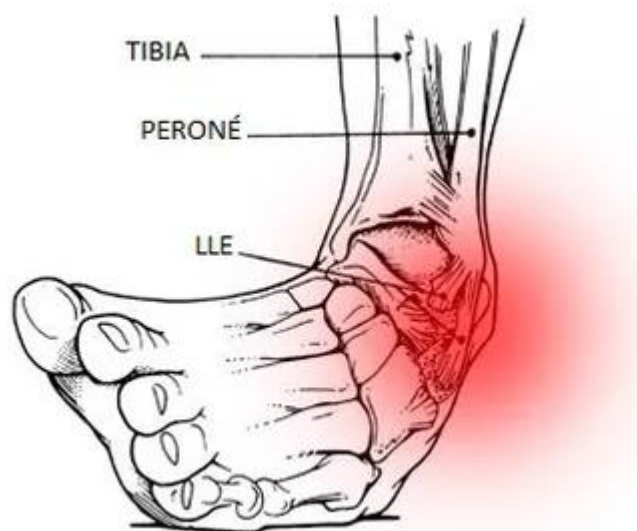


Figura 1: Mecanismo lesional del esguince de tobillo

La literatura coincide en que, en el 85% de los esguinces de LLE de tobillo, la lesión se produce por un movimiento súbito y forzado, más allá de los límites normales de inversión de todo el pie(6,19)(Figura 2), con flexión plantar y una ligera rotación interna del retropié mientras que el centro de

gravedad del cuerpo gira pivotando sobre el tobillo y sometiendo a intensa tracción a los elementos de contención provocando en el ligamento lateral del tobillo un desgarre total o parcial dependiendo del grado de lesión(5,7,14,28,29).

En conclusión, la lesión puede producirse en actividades de la vida cotidiana al torcerse el pie o durante la marcha sobre un terreno desigual, o por el uso de calzado inadecuado(12,28). También se puede producir un esguince al caer al suelo tras realizar un salto(30,31), cambios bruscos de dirección y velocidad,... actos que se produce repetidamente en deportes como el baloncesto, fútbol(6), atletismo, danza(28,31,32), etc.

1.3. LIGAMENTO LATERAL EXTERNO DE TOBILLO

1. Anatomía

El ligamento lateral del tobillo está formado por tres fascículos (Figura 2):

- Ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA) o talofibular anterior: surge del borde anterior del maléolo lateral del peroné, se extiende horizontalmente hacia delante y hacia abajo y se adhiere al cuello e incluso en el cuerpo del astrágalo, frente a la faceta lateral maléolar(3,4,23). En la literatura se ha descrito que este ligamento puede estar formado por una, dos o tres bandas(3,4).

- Ligamento peroneocalcáneo (LPC) o calcaneofibular: está cubierto por la vaina de los tendones de los músculos peroneos. Se encuentra por debajo del LPAA y surge de la parte anterior del maléolo lateral para adherirse a la región posterior de la superficie lateral del calcáneo(4,23).
- Ligamento peroneoastragalino posterior (LPAP) o talofibular posterior: está situado muy profundamente, se extiende horizontalmente desde la excavación presentada en la parte posterior por el maléolo lateral (superficie medial del maléolo lateral) hasta el lado posterior del astrágalo, inmediatamente por debajo de la polea del astrágalo(23).



Figura 2: Anatomía del LLE de tobillo (imagen modificada)(33)

2. Biomecánica

El LPAA se dispone horizontalmente en posición neutra de la articulación, inclinándose hacia arriba en la flexión dorsal y hacia abajo en la flexión plantar (4,32). Además, se sabe que el LPAA restringe el movimiento de inversión, por lo tanto, en la posición de flexión plantar e inversión, el LPAA se tensa más y es más vulnerable a lesiones. Esta posición del tobillo es la que corresponde con la posición más común en la que se produce un esguince (3,4).

El LPC en posición neutra de la articulación del tobillo tiene una disposición oblicua, cambiando a horizontal en flexión plantar y se verticaliza en flexión dorsal. Además, este ligamento se tensa a lo largo de todo el arco de movimiento de flexo extensión del tobillo, se encuentra relajado en la posición de valgo y se tensa en posición de varo (4). Por lo tanto, para su lesión el movimiento requiere varo con un componente de flexión dorsal(23).

El LPAP se encuentra relajado en flexión plantar y en la posición neutra del tobillo, mientras que en flexión dorsal, se tensa (4).

La investigación sugiere que el LPAA es el más débil debido a que la carga final es más baja. Esto junto con las posiciones anatómicas y las inserciones, hacen que el LPAA sea el más comúnmente lesionado en un esguince de tobillo lateral en comparación con el LPC que es más fuerte, más grande y

discurre oblicuamente en posición neutra del tobillo y, con LPAP que es grueso y fuerte con lo que rara vez se lesiona ya que es un ligamento trapezoidal y se encuentra en un plano horizontal (34).

1.4. GRADOS DE LESIÓN

El esguince de LLE de tobillo es una lesión que puede ser completa o incompleta del aparato capsulo-ligamentoso. Esta lesión pone en marcha una reacción inflamatoria, con ruptura de mayor o menor grado de vasos capilares y de la inervación local, que puede determinar por vía refleja fenómenos vasomotores amiotróficos y sensitivos que alargan la evolución de esta patología aún después de su cicatrización(35).

En función del daño ligamentoso producido podemos clasificar los esguinces de tobillo en tres tipos, de menor a mayor gravedad (36–38):

- **Esguince de primer grado (elongación):** Se produce una distensión o elongación ligamentosa, con ruptura de alguna fibra dentro del ligamento, con poco dolor, hematoma nulo o escaso y sin inestabilidad articular objetivable. Inflamación leve o nula. Entonces el paciente puede caminar (impotencia funcional mínima), existe dolor leve y los síntomas son escasos.

- **Esguince de segundo grado:** Se produce la rotura parcial del ligamento. Suele observarse una equimosis y hematoma en el borde externo del pie, sobre la zona del ligamento roto por delante del maléolo externo, que en ocasiones no aparece de forma inmediata sino en los minutos posteriores al accidente. El dolor se localiza en la zona externa del tobillo y el sujeto muestra algún grado de inestabilidad articular al andar o estar de pie. Los signos inflamatorios son moderados. Existe impotencia funcional.

- **Esguince de tercer grado:** Ruptura completa del ligamento e inestabilidad importante de la articulación. Son los más graves y suponen la rotura completa de uno o más ligamentos. En ocasiones, el paciente refiere haber oído un “crack”, como si algo se hubiera roto. Los signos inflamatorios y el dolor son importantes. El sujeto no puede caminar ni apoyar el pie en el suelo (impotencia funcional muy marcada).

La cicatrización del ligamento biológico se puede dividir en tres fases:

1. Fase inflamatoria (hasta 10 días después del trauma),
2. Fase de proliferación (4ª-8ª semana)
3. Fase de remodelación o maduración (hasta 1 año después del trauma).

La duración de las diferentes fases puede variar individualmente (36).

2. SECUELAS DEL ESGUINCE DE TOBILLO

Después de una lesión aguda, el tobillo normalmente se inflama, se vuelve sensible y doloroso con el movimiento y la carga de peso completa. Dependiendo de la gravedad de la lesión, la sintomatología aguda puede remitir y la capacidad funcional puede recuperarse en el transcurso de unos días a unos pocos meses (7).

A pesar de que estos síntomas agudos del esguince de LLE de tobillo se resuelven rápidamente (11,39,40), muchos estudios han demostrado que los esguinces de tobillo son más graves de lo que comúnmente se cree, ya que muchos de los sujetos siguen teniendo síntomas residuales o problemas crónicos durante meses e incluso años después de haber sufrido un esguince de tobillo (7,30,36,39), siendo en gran parte desconocidos los factores que perpetúan estas quejas, pero parece ser que el grado de lesión inicial del LLE no es un predictor en el curso del esguince lateral de tobillo (39,41,42). De hecho, curiosamente, Malliaropoulos et al. (43) encontraron mayor riesgo de sufrir de nuevo un esguince en atletas que habían sufrido previamente un esguince agudo de LLE de grado I y II que los de grado III.

Cuando se produce un esguince de tobillo el daño estructural, además de producirse en el tejido ligamentoso, también afecta al tejido nervioso y musculotendinoso alrededor del complejo del tobillo. Si bien la lesión de los

ligamentos puede resultar en la laxitud de las articulaciones del complejo del tobillo, también es probable que se produzcan déficits neuromusculares debido a la lesión del tejido nervioso y músculotendinoso (21,44).

Estos déficits neuromusculares se pueden manifestar como alteración del equilibrio, disminución del sentido de la posición de la articulación, contracción retardada de los músculos peroneales ante la perturbación de la inversión del tobillo, velocidad de conducción nerviosa ralentizada, disminución de la sensibilidad cutánea, déficit de fuerza y disminución del rango de movimiento de la dorsiflexión (44).

Otra de las principales consecuencias de los esguinces de tobillo es el alto índice de recidiva (44,45), siendo el factor de riesgo más relevante la historia previa de esguince de tobillo. Se ha calculado que las recidivas superan el 80% en deportes de alto riesgo (14,44) y en general el 32-74% de las personas con antecedentes de esguince de tobillo presentan algún tipo de síntomas residuales y crónicos, esguinces recurrentes del tobillo y/o percepción de inestabilidad (7,11,14,46,47).

La perpetuación de estos síntomas a lo largo del tiempo pueden hacer que el sujeto vea limitadas sus actividades de la vida diaria, disminuya su nivel de ejercicio, cambie de actividad deportiva e incluso deje de hacer deporte(9,11,39,48).

2.1. INESTABILIDAD CRÓNICA DE TOBILLO

Además de la posibilidad de sufrir de nuevo un esguince tras un episodio inicial, el hecho de haber padecido un esguince de tobillo puede llevar a la persistencia en el tiempo de síntomas como laxitud ligamentosa, déficits propioceptivos y de control postural, disminución del rango de movimiento, edema permanente, aparición de dolor y sensación de inestabilidad durante ciertas actividades condicionando el desarrollo de la actividad deportiva e incluso de la actividad cotidiana (19,30).

Al desarrollo de estos síntomas residuales se ha denominado inestabilidad crónica de tobillo (CAI) (33,45). Se estima que en torno a un 70-80% de los pacientes que han padecido un esguince desarrollan este tipo de patología viéndose afectada su capacidad funcional y su calidad de vida (49,50).

Podemos considerar a la CAI en sí misma como un síntoma residual o secuela de un esguince de LLE de tobillo (30,39,51) que se define como la sensación del falta de seguridad (temor a sufrir de nuevo un esguince) y la percepción subjetiva de que el tobillo cede (giving way), sintiendo la articulación del tobillo inestable en ciertas actividades deportivas, recreativas, laborales y de la vida cotidiana (14,39,45). La inestabilidad crónica de tobillo se caracteriza por esguinces recurrentes y/o inestabilidad recurrente (51,52).

Tradicionalmente, el CAI se ha atribuido a dos causas potenciales: inestabilidad mecánica e inestabilidad funcional, pudiendo ser atribuible a cada una de ellas de forma independiente o a una combinación de ambas(7,20).

Hertel (7,30), en 2002, identificó por primera vez la naturaleza superpuesta de la inestabilidad mecánica y funcional y más tarde señaló que los individuos con CAI presentan déficits asociados con el uso de estímulos aferentes, respuestas reflejas y control motor eferente (53).

Muchas revisiones recientes y estudios multifactoriales han proporcionado información importante que demuestra que existen múltiples factores que contribuyen a los déficits mecánicos, neuromusculares, funcionales y/o percibidos que pueden persistir mucho después de que hayan transcurrido los tiempos de cicatrización de los tejidos y de que las intervenciones terapéuticas hayan sido completadas después de una lesión aguda de la articulación de tobillo por esguince del LLE (14).

1. Inestabilidad Mecánica

La inestabilidad mecánica (MI) se refiere a la laxitud de una articulación debido al daño estructural de los tejidos ligamentosos que sostienen dicha articulación dando lugar a una falta de contención mecánica (54,55). La inestabilidad mecánica puede ser causada por factores que alteran la mecánica de una o más articulaciones dentro del complejo del tobillo

(articulaciones talocrural, subtalar y / o tibiofibular inferior) después de un esguince (7,44).

Las insuficiencias mecánicas incluyen la laxitud ligamentosa patológica, deterioro artrocinemático, inflamación e impingement sinovial, y cambios degenerativos en el complejo articular del tobillo (7,48,54).

Tropp et al. (56) discutieron el concepto de inestabilidad mecánica como una causa de CAI debido a la laxitud ligamentosa patológica después de la lesión de esguince de tobillo (7). Tropp (57) define la inestabilidad mecánica como el movimiento del tobillo más allá del límite fisiológico del rango de movimiento de la articulación y menciona que el término "laxitud" se utiliza a menudo sinónimo de MI.

Sin embargo, una alta proporción de individuos que se quejan de esguinces recurrentes del LLE de tobillo no presentan una laxitud patológica de las articulaciones del complejo articular del tobillo en el examen físico por lo que se sospecha que estas personas tienen inestabilidad funcional (2,44). La inestabilidad mecánica suele ir asociada a inestabilidad funcional. Así pues, es extraño que sujetos con inestabilidad mecánica no presenten inestabilidad funcional, no obstante, si se encuentran sujetos que presentan inestabilidad funcional pero no presentan inestabilidad mecánica(6,14,44,54).

2. Inestabilidad Funcional

Freeman et al. (58,59) describieron por primera vez la inestabilidad funcional en 1965 cuando atribuyeron a CAI déficits propioceptivos que afectaban a los músculos de la región inferior de la pierna conduciendo a alteraciones en su función después de una lesión ligamentosa. Freeman et al. (59) plantearon la hipótesis de que cuando las fibras del ligamento se interrumpen durante un esguince de tobillo, los mecanorreceptores y los nervios aferentes también se interrumpen debido a que los tejidos nerviosos poseen menos resistencia a la tracción que los ligamentosos (44).

Freeman et al. (58) fueron de los primeros en reconocer las diferencias medibles en los resultados clínicos en pacientes que tenían antecedentes de lesiones en el tobillo. El reconocimiento de los déficits prolongados en el equilibrio sobre una sola extremidad, después del esguince de los ligamentos del tobillo, condujo a una teoría de los cambios en la señalización neural después del trauma en la articulación y a la categorización de estos pacientes con la presencia de inestabilidad funcional del tobillo (14).

Una definición más reciente de inestabilidad funcional es la presencia de inestabilidad recurrente del tobillo y la sensación de inestabilidad articular debida a las contribuciones de los déficits propioceptivos y neuromusculares (7).

Se cree que la inestabilidad funcional, derivada de los déficits neuromusculares y propioceptivos, es el factor más importante que contribuye a la CAI. Los investigadores han demostrado la existencia de inestabilidad funcional a través de una variedad de variables de evaluación, incluyendo el equilibrio deteriorado, la disminución del sentido de la posición articular, la contracción retardada de la musculatura peroneal a la perturbación de la inversión, la alteración de la función del nervio peroneo común y el déficit de fuerza (44,55).

2.2. CAMBIOS EN EL CONTROL POSTURAL

Como una articulación de la extremidad inferior cerca de la base del cuerpo de apoyo, el tobillo desempeña un papel especial en el control postural y mantenimiento del equilibrio (57,60,61).

El control postural o estabilidad postural se define como la capacidad de mantener una postura erguida y mantener el centro de gravedad del cuerpo (COG) dentro de los límites de la base de sustentación (60,62,63). Es un proceso dinámico que requiere la detección sensorial de los movimientos corporales, la integración de la información sensoriomotora dentro del sistema nervioso central y la ejecución de respuestas musculoesqueléticas apropiadas para establecer un equilibrio entre fuerzas desestabilizadoras y estabilizadoras (63). Por lo tanto, el mantenimiento de la estabilidad se

consigue mediante la integración en el sistema nervioso central de aferencias sensoriales visuales y vestibulares y de la retroalimentación somatosensorial o propioceptiva procedente de la piel, músculos y articulaciones (63–65), que posteriormente se traducen en una respuesta eferente motora (66).

El centro de gravedad del cuerpo (COG) es el vector vertical del centro de masa (COM) que intersecta el plano horizontal. Durante la bipedestación, el centro de gravedad (COG) no es estable y se alejará de su posición central. Con el fin de mantener una posición vertical el COG debe mantenerse dentro de la base de sustentación para resistir las fuerzas desestabilizadoras de la gravedad(64). Para ello, el equilibrio humano se suele modelar como un “péndulo invertido”, en el que el cuerpo se controla como un único segmento rígido que soporta un único punto de masa (COM), el cual, gira alrededor de la articulación del tobillo, gracias a la “rigidez” proporcionada por la actividad muscular alrededor de esta articulación (66,67). El péndulo invertido se regula mediante el desarrollo de fuerzas de reacción al suelo cuya suma vectorial se aplica a un punto que se define como la proyección vertical del COM sobre el suelo: el centro de presión (COP) que representa la reacción neuromuscular necesaria para controlar el COG (66,68).

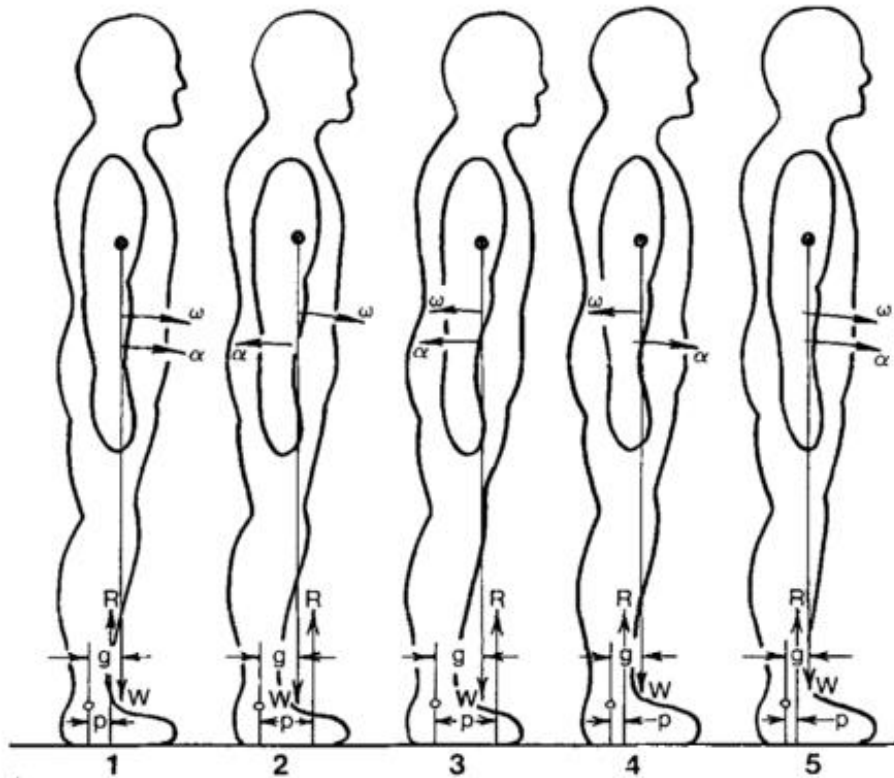


Figura 3: Fuerzas musculares y reaccionales durante el control postural(69)

Tropp & Odenrick (70) fueron los primeros en observar que cuando el control postural ya no podía ser corregido por el tobillo (estrategia de tobillo), el cuerpo parecía reaccionar como una cadena multisectorial, con grandes correcciones que ocurren en la cadera (estrategia de cadera). La estrategia de la cadera del control postural incluye movimientos correctivos más grandes, creando grandes fuerzas de cizallamiento con el suelo, lo que puede aumentar la inversión del tobillo y dar lugar a que el tobillo ceda (57).

Los adolescentes y adultos jóvenes utilizan, para el mantenimiento de la estabilidad, la “estrategia del tobillo” que ocurre cuando las contracciones

musculares se producen en un primer momento en el tobillo y causan un momento de torsión que hace girar el cuerpo hacia la superficie de soporte después de una perturbación (7). La “estrategia de la cadera” ocurre cuando la flexión o extensión de la cadera se realizan en la dirección de una perturbación, causando así que se genere una fuerza contra la superficie de soporte. La estrategia de la cadera no es tan eficaz como la estrategia del tobillo y es utilizada típicamente por los ancianos, por sujetos con desórdenes del equilibrio y por los sujetos con inestabilidad crónica de tobillo (7,44).

Esta alteración en la estrategia de control postural se debe, probablemente, a cambios en el control neural a nivel central que ocurren en presencia de disfunción de la articulación del tobillo (7), ya que los movimientos de corrección para mantener el equilibrio postural y evitar una caída resultan de la coordinación del sistema musculoesquelético y del sistema neuronal(71).

Las medidas de control postural se han utilizado ampliamente para intentar predecir el riesgo de esguince de tobillo y para evaluar los déficits sensoriomotores después de esguinces agudos de tobillo y en sujetos con inestabilidad crónica de tobillo (27).

Varios investigadores han informado sobre cambios adversos en la capacidad de mantener el equilibrio durante la postura sobre una sola

pierna después de sufrir un esguince de tobillo (6,59,72). Se han encontrado alteraciones en numerosos parámetros de equilibrio, siendo el más común un área aumentada del equilibrio postural al mantener la postura en apoyo monopodal sobre el miembro lesionado. En otras palabras, los pacientes lesionados distribuyen fuerzas a través de un área más grande que las personas no lesionadas (44). Esta es la expresión biomecánica de amplios movimientos segmentarios, que usualmente se ve como un aumento de la oscilación corporal (57).

También se ha planteado la hipótesis de que esta alteración de la carga de peso en el pie puede ser una predisposición a que se produzcan esguinces de tobillo recurrentes (44). Analizando la estabilidad, mediante estabilómetros o con plataformas de fuerza para examinar la relación entre la estabilidad postural y el riesgo de lesión de tobillo, muchos estudios han demostrado que los déficits de estabilidad postural pueden predecir un mayor riesgo de lesión en el tobillo, pero otros no llegan a la misma conclusión, por lo que no hay un consenso unánime (27,63).

Los sujetos que padecen esguince agudo de tobillo, aunque el control postural es menor en el miembro afectado que en el sano cuando se evalúa sobre apoyo monopodal, parece ser que el control postural se ve afectado negativamente en ambas extremidades en sujetos que han sufrido esguince de tobillo unilateral (39). Esto puede deberse a los cambios a nivel central en cuanto a la integración motriz y de las estrategias de evitación y

antiálgicas, presentes en aquellos pacientes con cuadros lesionales, que llevan a déficits de control postural bilateral y no solo a cambios en los mecanorreceptores ligamentosos y articulares dañados en el tobillo lesionado como propusieron inicialmente Freeman et al. (58,59). Este déficit de estabilidad suele remitir en un primer momento en el miembro no lesionado que en el que sufrió la lesión (27). Por esta razón en sujetos con esguince agudo de tobillo es recomendable no hacer comparaciones entre el miembro lesionado y el sano, tomando de esta manera como referencia medidas basales previas a la lesión o hacer comparaciones con sujetos sanos(27).

En cuanto a sujetos que presentan inestabilidad crónica de tobillo no se han encontrado diferencias muy claras con sujetos sanos ni tampoco entre el miembro sano y el afecto (27). En varias revisiones sistemáticas se indica que estos resultados inconsistentes pueden deberse a varios factores: falta de consenso en el protocolo para llevar a cabo las mediciones, variables dependientes tomadas, diferencias en la instrumentación y a la falta de definición clara de los sujetos (27,73).

2.3. AFECTACIÓN DE LA MUSCULATURA ESTABILIZADORA DEL TOBILLO

Los tejidos blandos vinculados al tobillo juegan un papel importante en la inestabilidad crónica de tobillo, de tal manera que los músculos circundantes pueden presentar alteraciones en su función(52).

El músculo tibial anterior y la musculatura peronea son los músculos más importantes implicados en la estabilización del tobillo (65,71,74). De tal manera que cada uno de ellos tiene un momento de actividad durante la marcha y en otras actividades como saltar, el aterrizaje tras un salto y mantener el equilibrio.

1. Actividad muscular

Varios estudios han encontrado cambios en la musculatura estabilizadora del tobillo en sujetos con CAI durante tareas como caminar, aterrizaje tras un salto y tareas de equilibrio dinámico (75–77). Se estimaba que estos cambios ocurrieron después de alteraciones en la articulación del tobillo debido a procesos mediados a nivel central en la función neuromuscular. Además, se ha planteado la hipótesis de que los cambios supraespinales son la causa de diferencias en la iniciación de la marcha, la modulación del reflejo H y el equilibrio en los pacientes con CAI. Estos procesos mediados centralmente indican que los pacientes CAI tienen disfunción

neuromuscular distante del tobillo involucrado que puede predisponerlos a esguinces recurrentes (21).

Según la hipótesis de desaferenciación articular de Freeman (59), comentada anteriormente, la estabilidad dinámica de la articulación del tobillo depende de la capacidad de la musculatura eversora de tobillo (musculatura peronea) para reaccionar rápidamente a las perturbaciones repentinas de la inversión, desarrollar una tensión suficiente para evitar rangos perjudiciales del movimiento del tobillo y así prevenir los esguinces del LLE. Esta teoría sugiere que los individuos con inestabilidad funcional podrían tener respuestas reflejas retrasadas y disminuidas en los músculos peroneos del lado afecto en reacción a un estrés de inversión debido a la alteración de la entrada aferente capsular y ligamentosa. Sin embargo, la evidencia más actual sugiere que el control dinámico de la estabilidad del tobillo depende del control motor feed-forward del sistema nervioso central(78).

El reflejo de Hoffman se ha utilizado ampliamente para evaluar la excitabilidad de las neuronas motoras en individuos sanos e individuos con CAI (53,79). Las fibras aferentes mecanosensibles (grupo I), procedentes del huso muscular y del órgano tendinoso de Golgi, participan en la detección del movimiento de las articulaciones y están implicadas en cambios en la descarga de β -motoneurona. Varios autores dieron evidencia de que la alteración en el "sistema gamma-músculo-huso" (reflejo H) puede ser una

causa de varios déficits neuromusculares como el tiempo de reacción peroneal prolongado y la disminución de la actividad muscular después de la lesión del ligamento. Sin embargo, no hay evidencia directa de cambios en la actividad de los mecano-receptores musculares después de la lesión del LLE de tobillo (80,81). Aun así, varios investigadores han demostrado que los individuos con CAI tienen un reflejo H disminuido mientras están en decúbito prono y de pie en posiciones bípedas y en apoyo monopodal en comparación con sus homólogos sanos (53).

Otros estudios han realizado pruebas con electromiografía de superficie, sobre la musculatura de la pierna, para encontrar una mejor comprensión del control neuromuscular en sujetos con inestabilidad.

En el estudio de la actividad de la musculatura peronea se ha identificado que concurre una disminución de la actividad y el aumento en el tiempo de activación de esta musculatura, durante la marcha en los sujetos que habían sufrido un esguince de tobillo, relacionándose este hallazgo con la falta de respuesta de protección de la musculatura ante una posición de mayor inversión del tobillo en el momento del apoyo del talón durante la marcha. En consecuencia, habría mayor posibilidad de sufrir un nuevo esguince de tobillo en sujetos con inestabilidad de tobillo. Sin embargo, se han observado diferencias en la actividad del músculo tibial anterior y del tríceps sural (21,77,78). También se han encontrado diferencias en la actividad de la musculatura peronea durante la tarea de aterrizaje tras un salto entre

sujetos sanos y sujetos con inestabilidad funcional de tobillo (75,82). Otros estudios también han encontrado un aumento de la activación media del músculo tibial anterior y el tríceps sural durante el aterrizaje tras un salto(71,83).

Trabajos científicos que han llevado a cabo la evaluación de la actividad refleja de la musculatura de la pierna, ante perturbaciones de inversión repentina, han demostrado patrones de reclutamiento neuromuscular deteriorados en la musculatura peronea en individuos con antecedentes de esguince lateral repetitivo de tobillo (7,30,84). Pero también, se han encontrado resultados contradictorios en la literatura que pueden deberse a diferencias metodológicas entre los investigadores (30,85).

Si la respuesta peroneal está alterada en los pacientes con inestabilidad de tobillo, como hemos dicho anteriormente, puede deberse a una afectación de la propiocepción, ralentización de la velocidad de conducción nerviosa o deficiencias centrales en las estrategias de reclutamiento neuromuscular. Además, estos trastornos neuromusculares no sólo están presentes en las estructuras que cruzan el tobillo afecto sino que también existen a lo largo de otras vías neuromusculares en ambos miembros, lo que indica adaptaciones neuronales centrales a las condiciones de las articulaciones periféricas (76,86).

2. Presencia de puntos gatillo miofasciales

Como se ha comentado anteriormente, el mecanismo lesional del esguince del LLE del tobillo consiste en una inversión forzada con flexión plantar. Este movimiento forzado implica el estiramiento brusco de la musculatura peronea e incluso del tibial anterior, aunque en menor medida, lo que, según Travell y Simons, podría activar sus puntos gatillos miofasciales (PGM) sobre todo si se producen esguinces recurrentes (52,87–89). Además, el músculo tibial anterior y la musculatura peronea funcionan como un par de antagonistas bien ajustados para la estabilización y equilibrio del pie, por lo que la presencia de PGM en uno de ellos implicaría de la misma manera la presencia de PGM en el otro (90).

No solo el mecanismo lesional puede llevar a la presencia del PGM sino que también la inmovilización, como parte del tratamiento inicial que se suele utilizar en el esguince agudo de tobillo (21), puede ser un factor que lleva a perpetuar la presencia de PGMs latentes que previamente se activaron por el trauma inicial durante el mecanismo lesional (90).

Los PGMs pueden ser activos o latentes. Los PGM activos son focos hiperirritables dentro de una banda tensa del músculo esquelético (91,92) (Figura 4). Estos puntos son dolorosos a la compresión y suelen provocar un dolor referido característico en reposo y/o en movimiento, disfunción motora como recuperación retardada, debilidad muscular, relajación

demorada, coactivación inapropiada, descoordinación e impiden el estiramiento completo del músculo (89,92).

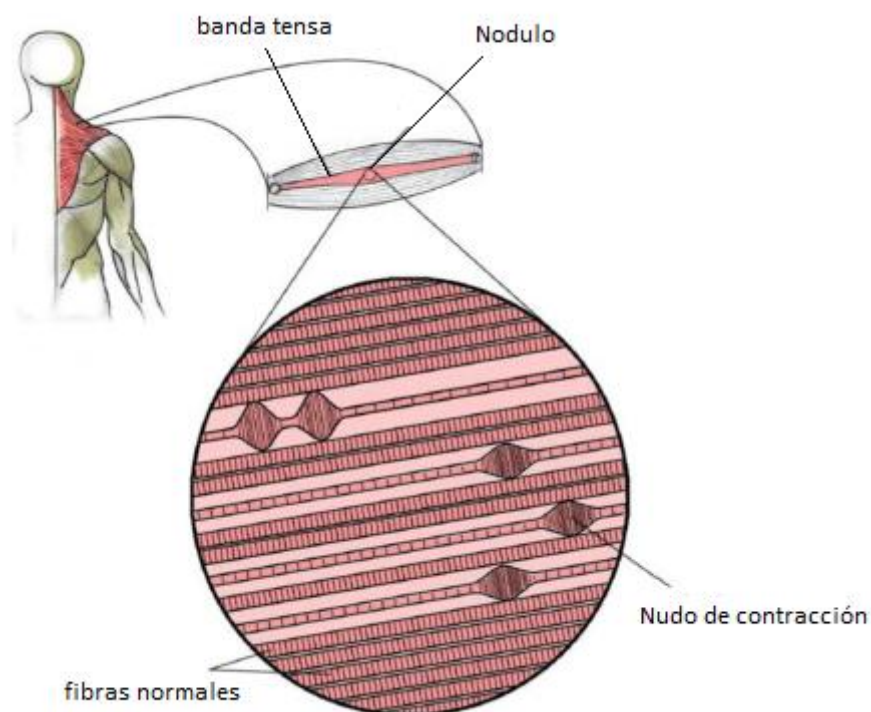


Figura 4: Representación esquemática de un PGM (imagen adaptada)(92)

Los PGMs latentes son focos de hiperirritabilidad en el músculo que están clínicamente quiescentes con respecto al dolor espontáneo, por lo que es doloroso sólo cuando se palpa. Un PGM latente puede tener todas las demás características clínicas de un punto de activación activa, de las que debe distinguirse (90–92).

Por lo tanto, la presencia de PGMs activo o latentes implicaría un déficit propioceptivo y la presencia de patrones alterados de control motor que, como se ha explicado anteriormente, son unas de las características de la

inestabilidad funcional del tobillo. Por lo tanto, cabe pensar que la presencia de PGM puede darse en la musculatura peronea y tibial tras un esguince de LLE de tobillo (88), ya que además, se ha asociado tradicionalmente, la presencia de PGM con disfunciones articulares (92).

2.4. AFECTACIÓN DE TRONCOS NERVIOSOS

Una estructura que en ocasiones pasa desapercibida como fuente de problemas en el esguince de tobillo es el tejido neural. Los nervios periféricos poseen una inervación propia llamada nervi-nervorum, por lo tanto, el tejido neural y el tejido conjuntivo que forma sus envolturas puede ser fuente de dolor (93). La sensibilización nerviosa puede ser explicada por mecanismos de sensibilización periférica en los que la inflamación neurogénica conduce a la sensibilización de los mecanorreceptores neuronales (nervi-nervorum). Además, los mecanismos de sensibilización central pueden desempeñar un papel importante en la sensibilización periférica, de tal manera que, estímulos no nociceptivos se procesarían de forma anormal en el sistema nervioso central (93).

Varios investigadores aluden al nervio peroneo común como una estructura propensa a ser lesionada al sufrir un esguince lateral de tobillo, debido a la tracción excesiva sobre el nervio por el estiramiento de los músculos peroneales durante el movimiento de inversión y flexión plantar forzadas,

que corresponde al mecanismo lesional del LLE del tobillo. Estos estudios describen que en algunos sujetos se encuentra disminución o alteración de la sensibilidad en el dermatoma correspondiente a dicho nervio e incluso con la exploración del nervio peroneo común a nivel de la cabeza del peroné recogieron la presencia del signo de Tinel positivo (37,44,94,95). Pero no solo se ha informado sobre la posible lesión del nervio peroneo común sino también del nervio tibial y atribuyen de nuevo la causa de esta lesión a la tracción sobre el nervio por el movimiento de inversión forzada o por la producción de un hematoma o inflamación de la vaina epineural en la bifurcación del nervio ciático (37).

II. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

1. JUSTIFICACIÓN

El esguince del LLE de tobillo es una de las lesiones más comunes que se producen durante las actividades de la vida diaria, en el ámbito laboral y durante la práctica deportiva y recreativa (6,34). En concreto, durante la actividad deportiva, el esguince de tobillo supone el 30% del total de las lesiones(8) .

La tasa de incidencia a nivel mundial de esta lesión es muy elevada, de tal manera que se estima que puede llegar a producirse aproximadamente un esguince por cada 10.000 personas al día (7), suponiendo un alto impacto económico no sólo por los costos en diagnóstico y tratamiento sino también por la pérdida de productividad laboral (7,8,10,11). En concreto en Estado Unidos esta lesión supone un gasto agregado de salud de 2 millones de dólares(8).

Los síntomas del esguince agudo de tobillo suelen resolverse entre la semana y media y 6 semanas después del trauma inicial recuperándose la capacidad funcional (36). Sin embargo, en muchos casos persisten síntomas como inflamación, dolor, sensación de inestabilidad, debilidad muscular y la disminución del rango del movimiento pueden perpetuarse durante meses e incluso años (7,30,39). La perpetuación de estos síntomas hace que el tobillo se vuelva crónicamente inestable (CAI) a nivel funcional e incluso

mecánico, lo cual lleva a que el sujeto que sufrió un esguince de tobillo pueda padecer esguinces recurrentes (33,48).

Desde que Freeman et al. (59) atribuyeron a la inestabilidad de tobillo déficits propioceptivos que afectaban a los músculos de la región inferior de la pierna, después de la lesión ligamentosa del tobillo, han sido muchos los autores que han llevado el estudio clínico del control postural o estabilidad, la actividad neuromuscular ante movimientos forzados y dinámicos, la alteración del rango de movimiento de la articulación del tobillo y la afectación de la función del nervio peroneo común con el fin de clarificar cuales son los factores intrínsecos y extrínsecos que intervienen en el esguince de tobillo (44).

Las medidas de control postural se han utilizado ampliamente para intentar predecir el riesgo de esguince de tobillo y para evaluar los déficits sensoriomotores después de esguinces agudos de tobillo y en sujetos con inestabilidad crónica de tobillo (27), pero los hallazgos encontrados en la literatura son inconsistentes en cuanto a la relación entre la inestabilidad de tobillo y el control postural (27,73).

En cuanto a la implicación de la musculatura en el control de la postura, han sido varios los estudios que han llevado a cabo la evaluación de la actividad muscular de la musculatura peronea durante la marcha y en el aterrizaje tras un salto, resaltando su importancia en el control del ángulo de eversión

del pie durante estas estas tareas y cómo su respuesta puede verse alterada tras sufrir un esguince de tobillo (7,30,76,84,86).

Sólo se ha encontrado un estudio, realizado en sujetos sanos, que analiza la actividad de varios músculos de la pierna, mediante electromiografía de superficie, en el mantenimiento de la postura en apoyo monopodal, llegando a la conclusión que el músculo tibial anterior y el peroneo largo son los músculos estabilizadores más importantes de la articulación de tobillo(65).

La musculatura no solo puede verse afectada, tras un esguince de tobillo, en cuanto a su nivel de actividad, sino que, como se ha mencionado en la introducción, Travell y Simons (90) señalan podría darse la presencia de PGM en el músculo peroneo largo debido al mecanismo lesional y en el tibial anterior al tener un papel antagonista en dicho momento. La presencia de estos PGM implicaría un cambio en la mecanosensibilidad de dicha musculatura tras la lesión (90).

Además, debido al mecanismo lesional, es posible que los nervios peroneo común y tibial también puedan verse afectados por la fuerza de tracción que podría incidir sobre ellos (37,94,95), o podrían experimentar un cambio en su mecanosensibilidad, debido a la alteración de aferencia sensorial transmitida a través de la inervación propia de dichos troncos nerviosos (nervi-nervorum)(93), debido los mecanismos de sensibilización central

que, según Freeman (59), podrían producirse tras la lesión ligamentosa del tobillo.

Por todo esto, en este estudio se quiere llevar a cabo el análisis del control postural en sujetos con esguince de tobillo, no sólo viendo los cambios que se producen en la estabilidad de estos sujetos, si no también analizando la actividad de la musculatura tibial y peronea, mediante electromiografía, durante el desarrollo de las tareas de estabilidad estática. Además, se plantea analizar qué relación podría existir entre estos resultados con la mecanosensibilidad de dicha musculatura y de los troncos nerviosos del peroneo largo y del nervio tibial.

2. HIPÓTESIS

- **Hipótesis conceptual:** Los sujetos que han sufrido esguince de tobillo presentarán una alteración en las variables de estabilidad y de mecanosensibilidad neuromuscular, al comparar dichas variables con los datos obtenidos sobre una muestra de sujetos sanos, existiendo una correlación entre ambas.
- **Hipótesis nula:** no existen diferencias estadísticamente significativas entre sujetos sanos y sujetos que han sufrido esguince de tobillo en cuanto a la estabilidad y mecanosensibilidad neuromuscular.

3. OBJETIVOS

- **Objetivo principal:**

Determinar las alteraciones de la estabilidad o control postural y de la mecanosensibilidad del sistema neuromuscular de la pierna tras la lesión de esguince LLE de tobillo, y ver si estas alteraciones tienen relación entre sí.

- **Objetivos secundarios:**
 - Evaluar la diferencia en la estabilidad bipodal entre sujetos que han sufrido esguince de tobillo y sujetos sanos.

- Analizar la diferencia en la estabilidad monopodal entre el miembro afectado y el miembro sano.
- Valorar las diferencias en la estabilidad monopodal entre sujetos que sufrieron esguince de tobillo al compararla con la estabilidad de los sujetos sanos.
- Analizar las diferencias en la mecanosensibilidad de la musculatura peronea, músculo tibial anterior, y de los troncos nerviosos del tibial anterior y del nervio peroneo común entre sujetos sanos y sujetos que ha sufrido esguince de tobillo.
- Valorar si existe relación entre el umbral de dolor a la presión de la musculatura y del tejido neural.
- Determinar si existen diferencias entre la actividad muscular del peroneo largo y del tibial anterior, durante el apoyo sobre las dos piernas, entre sujetos sanos y sujetos que han sufrido esguince de tobillo.
- Evaluar la diferencia en la actividad muscular durante la prueba de apoyo monopodal del músculo peroneo largo y del tibial anterior entre el miembro sano y el afecto en los sujetos que sufrieron esguince de tobillo.
- Analizar la diferencia en la actividad del músculo peroneo largo y del músculo tibial anterior, mediante EMG durante la prueba de

estabilidad en apoyo monopodal, de sujetos que han sufrido esguince de tobillo y sujetos sanos.

- Comprobar si existe relación entre la estabilidad y la actividad muscular del peroneo largo y tibial anterior.
- Analizar la relación entre la actividad de la musculatura peronea y tibial y la mecanosensibilidad neuromuscular.
- Verificar si existe relación entre los resultados obtenidos mediante la prueba de estabilometría y los resultados obtenidos con el CAIT en los sujetos que sufrieron esguince de tobillo.

III. METODOLOGÍA

1. DISEÑO DEL ESTUDIO

Estudio de casos y controles (observacional, transversal y descriptivo) a simple ciego dado que los examinadores que recogen las mediciones desconocen el grupo al que pertenece el sujeto (enmascaramiento del evaluador o evaluador cegado).

El estudio de casos y controles nos permite analizar la influencia que produce un factor causal, en este caso el esguince de tobillo, sobre una serie de variables (que en este estudio serían la mecanosensibilidad, control postural y la electromiografía). Además, se ha optado por realizar un estudio transversal, ya que, lo que se pretende es determinar las características de una muestra de pacientes en un determinado momento, y de esta manera analizar estadísticamente las posibles relaciones o asociaciones entre las variables medidas (96).

2. CONTEXTO Y MARCO

El estudio se ha llevado a cabo en la Facultad de Fisioterapia y Enfermería de la Universidad de Alcalá de Henares. Los sujetos que participaron en el estudio eran alumnos de Grado de Fisioterapia de dicha Facultad. La selección de los sujetos que forman la muestra se realizó mediante

muestreo no probabilístico de conveniencia y de bola de nieve de sujetos voluntarios.

Este estudio fue autorizado por el Comité de Ética de la Investigación y de Experimentación Animal de la Universidad de Alcalá de Henares, con fecha de informe valorable del 23 de mayo de 2015 y código CEID/HU/2015/04 (Anexo 1).

Todos los participantes fueron informados antes del estudio, de conformidad con los requisitos de la Declaración de Helsinki (97), sobre el objetivo del ensayo y el procedimiento del mismo. Posteriormente, los sujetos dieron su consentimiento informado por escrito para participar en el estudio (Anexo 3).

Además, se informó a los participantes que el tratamiento, la comunicación y la cesión de sus datos personales se ajustará a lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal.

3. MUESTRA

3.1. CÁLCULO DEL TAMAÑO MUESTRAL

Una estimación del tamaño de la muestra se realizó a priori con el fin de determinar el número de participantes necesario.

El cálculo del tamaño muestral se ha desarrollado con el programa Gpower versión 3.0 de software libre, con el tamaño del efecto. La variable resultado principal estudiada fue el área que determina el COP medida mediante una plataforma de estabilometría.

Los datos obtenidos con el programa Gpower determinaron un tamaño mínimo de la muestra de 52 sujetos con un error $\alpha = 0,05$ y una potencia del 80% (error $1-\beta = 0.8$) y $f=4,03$ (Figura 5).

Finalmente, la muestra fue compuesta finalmente por 58 sujetos. Se decidió aumentar en un 10% el tamaño muestral calculado para evitar las posibles pérdidas

De los 58 sujetos que formaron la muestra, 29 fueron sujetos sanos y 29 sujetos que habían padecido esguince de tobillo.

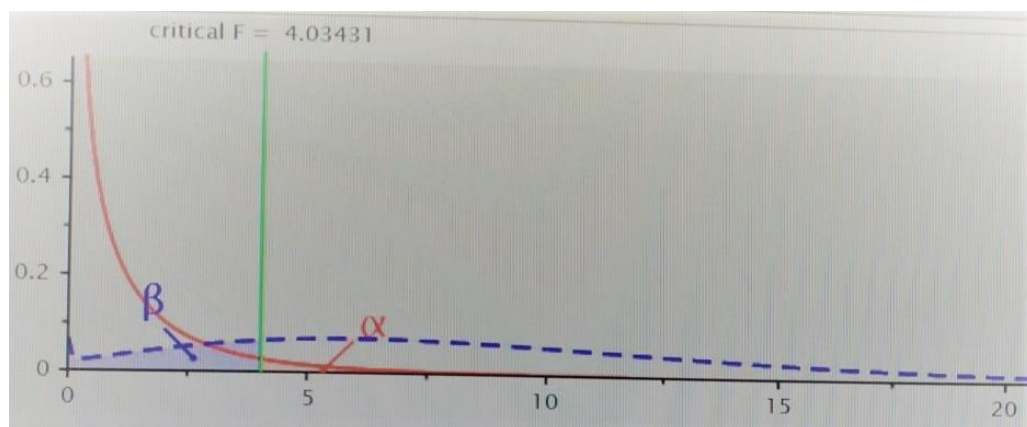


Figura 5: Gráfica cálculo del tamaño muestral

3.2. PARTICIPANTES O SUJETOS DE ESTUDIO

Los sujetos que se prestaron a participar de forma voluntaria recibieron una hoja de información (Anexo 2), rellenaron un documento con sus datos personales y un cuestionario (Anexo 4) para saber si cumplían con los criterios de selección del estudio.

Los criterios de inclusión fueron:

- Antecedentes de esguince unilateral de ligamento lateral externo de tobillo.
- Tener entre 18 y 32 años.

Criterios de exclusión:

- Haber sufrido esguinces en ambos tobillos (98).
- Haber sufrido esguince de tobillo en los dos meses anteriores a la participación en el estudio (18)
- Lesión músculo-esquelética previa a la extremidad inferior o columna lumbar incluyendo una fractura, un esguince o una articulación inestable que no sea el tobillo lesionado (99).
- Linfedema en MMII (100)
- Haber tenido alguna cirugía ortopédica en MMII o raquis (18,98,101)
- Existencia de alteraciones morfoesqueléticas en los miembros inferiores (heterometrías), y/o raquis (escoliosis vertebrales que hubiesen necesitado corrección ortopédica)(102).

- Antecedentes o alteraciones neurológicas o vestibulares (18,98,103)
- Alteraciones neuropáticas (18)
- Desórdenes cardiovasculares (104)
- Estado de embriaguez (103)
- Estado de gravidez (99,104)
- Alodinia cutánea (104)
- Diabetes o padecer cualquier enfermedad sistémica (99)
- Toma de fármacos las 72 horas antes del momento en que se realizó el estudio (18,103).

Una vez comprobado que los sujetos que participaron en el estudio cumplían los criterios anteriores, fueron distribuidos en dos grupos:

- Grupo de estudio: formado por sujetos que han sufrido esguince en algún momento de sus vidas. (n=29)
- Grupo control: formado por sujetos que nunca han tenido un esguince de tobillo (n=29)

En el caso del grupo control los criterios de exclusión son los mismos que en el grupo de estudio, y los criterios de inclusión en este grupo son:

- Edad entre 18 y 32 años
- No tener antecedentes de esguince de tobillo (ni bilateral ni unilateral) (105).

4. MÉTODOS

4.1. CUMBERLAND ANKLE INSTABILITY TOOL (CAIT)(Anexo 5)

Este cuestionario se utiliza para el estudio de la inestabilidad crónica de tobillo y está formado por 9 ítems puntuados de tal forma que el resultado final estará comprendido entre 0 y 30. Si el sujeto obtiene una puntuación menor o igual de 27 significa que padece inestabilidad de tobillo (51,106). El cuestionario incluye ítems relacionados con el dolor durante la realización de ciertas actividades, así como la sensación de estabilidad del paciente en distintas situaciones en las que requiere un buen estado del complejo articular del tobillo como son saltar, correr, bajar escaleras, equilibrio en un pie o la relación que puede tener ante una situación que provoque una torcedura. Este cuestionario además de identificar la presencia de inestabilidad crónica de tobillo también gradúa el nivel de discapacidad funcional y por lo tanto la severidad de la inestabilidad (107).

Las propiedades psicométricas de la versión original mostraron que el CAIT puede discriminar entre tobillos estables e inestables y clasificarlos según la gravedad de la inestabilidad. Esta versión muestra una fiabilidad test-retest excelente (coeficiente de correlación intraclase (ICC) 2.1=0.96) y una consistencia interna bastante aceptable ($\alpha=0.83$) (106).

Es este estudio se utilizó la versión española del CAIT (Cumberland Ankle Instability Tool) (108). Esta versión ofrece un resultado de alfa de Cronbach

de 0,766 en cuanto a la consistencia interna, CCI = 0,979 con el 95% CI entre 0,958 y 0,99 ($p < 0,001$). Por ello este cuestionario es un instrumento de medida válido y fiable para detectar la presencia de inestabilidad crónica de tobillo en pacientes de habla española (108).

4.2. ESTABILOMETRÍA

Como hemos citado en la introducción, la estabilidad postural se define como la capacidad de mantener una postura erguida y mantener el centro de gravedad del cuerpo (COG) dentro de los límites de la base de sustentación (60,62,63).

La estabilidad postural ha sido tradicionalmente examinada por medidas espaciales del centro de presión (COP) (60,109). A esto es lo que se llama estabilometría o posturografía. Por lo tanto, la estabilometría mide las variaciones temporoespaciales en el centro de presiones corporales y evalúa los mecanismos del mantenimiento del equilibrio permitiendo definir objetivamente la posición media del centro de presiones corporal (COP) así como los pequeños movimientos que sufre alrededor de esta posición(109,110).

La estabilometría es un método fiable para cuantificar el centro de presión del cuerpo(67) y por lo tanto nos permite analizar los componentes

sensoriales (propioceptivo, visual y vestibular) que contribuyen al mantenimiento de la estabilidad postural(111).

Una forma de trabajar el control postural o estilometría es a través de plataformas estabilométricas o estabilómetro, mediante las cuales se pueden hallar una serie de variables de la COP cuya fiabilidad y validez han sido suficientemente probadas (112,113). Este instrumento está lo suficientemente probado a través de diversos trabajos que han estudiado la validez y la fiabilidad de sus medidas (109,113,114). Con esta tecnología analizamos cómo está repartido el peso del cuerpo del paciente, lo que, como hemos dicho antes, nos permite medir el desplazamiento de su centro de presiones (COP).

1. Test de Estabilidad

El test más frecuentemente utilizado en laboratorios para determinar la estabilidad postural es la monitorización del movimiento del centro de presiones durante una duración específica mientras el sujeto se mantiene en apoyo bipodal o unipodal y con ojos abiertos o cerrados lo más inmóvil posible (115).

Los tests realizados en plataformas estabilográficas de forma estática para valorar una población normal son objetivos y reproducibles (68).

No existe consenso sobre el protocolo que debe llevarse a cabo para la medición de la estabilidad (109,116) por lo tanto en este estudio hemos

seguido las recomendaciones de Alexander Ruhe et al. (109) en cuya revisión bibliográfica recomendaron, para la medición de la estabilometría en apoyo bipodal, llevar a cabo 3 repeticiones ya que se vio como apropiado cuando se realizan las mediciones en un solo día. En cuanto a la duración de cada prueba o repetición, se optó por llevar a cabo la medición de la estabilidad en apoyo bipodal durante 90 segundos siendo este el tiempo recomendado para alcanzar los coeficientes de correlación $\geq 0,75$ para la mayoría de los parámetros de la COP (109). Además, las mediciones se realizaron bajo la condición de ojos cerrados sobre una superficie firme lo que conduce a valores más altos de fiabilidad global (117,118). La instrucción emitida al sujeto antes de la grabación fue la de “permanecer tan quietos como sea posible”, ya que esta orden mostró los intervalos de confianza más estrechos indicando una mayor consistencia. Además en la revisión se recomienda que los brazos permanezcan colocados a lo largo del cuerpo(109).

En este estudio también se llevó a cabo la medición de la estabilidad en apoyo monopodal con cada una de las piernas. Se ha demostrado que las pruebas del equilibrio de pie de una sola pierna presentan una fiabilidad de grupo de moderada a excelente, por lo que pueden utilizarse para comparar el rendimiento de equilibrio de diferentes grupos de sujetos (60).

Para esta medición la pierna que no queda apoyada quedó con la rodilla y la cadera flexionadas de tal manera que el pie en suspensión quedaría a la altura del tobillo de la pierna en apoyo (63).

Para la medición de la estabilidad en apoyo monopodal se realizó el registro durante 20 segundos porque, según Thierry Paillard y Frédéric Noé, es el tiempo mínimo para que la prueba postural no pierda consistencia en condiciones estáticas (119). También se llevaron a cabo tres repeticiones con los ojos cerrados para cada una de las piernas.

Antes de comenzar cada registro, tanto en apoyo bipodal como monopodal, se dejaron 5 segundos de tiempo de ajuste ya que según la International Society for Posture and Gait Research este tiempo es necesario para que los parámetros estabilométricos sean razonables y fiables (120).

Se dejaron tiempos de descanso entre cada medición para minimizar los efectos debidos a la fatiga (121).

4.3. ALGOMETRÍA O MECANOSENSIBILIDAD

La mecanosensibilidad o umbral de dolor a la presión (UDP) se define como la cantidad mínima de presión que se debe aplicar para que la sensación que el paciente percibe pase de ser presión a dolor (122).

En este estudio hemos evaluado la mecanosensibilidad de los músculos tibial anterior, peroneo largo y peroneo corto y también la de los troncos nerviosos del nervio tibial y peroneo común.

La mecanosensibilidad del tejido neural puede evaluarse de forma factible mediante algometría de presión. En un estudio de fiabilidad realizado por Caitriona P. Fingleton et al. (93) para la valoración de la UDP en troncos nerviosos en sujetos sanos se encuentran con coeficientes de correlación intraclase (ICC) de los nervios peroneo común y tibial de 0.84 y 0.64 respectivamente para la fiabilidad intraexaminador, mientras que para la fiabilidad interexaminador fue 0.7 para el peroneo común y 0.56 para el tibial anterior. Estas puntuaciones demuestran buena a excelente fiabilidad para UDP del nervio peroneo común y moderada a buena fiabilidad para UDP de tibial.

La mecanosensibilidad del tejido muscular ha sido ampliamente estudiada en distintos músculos y en diferentes patologías demostrando la fiabilidad de la algometría como método de evaluación del UDP (122–127). Un estudio, realizado por Robert Waller et al. que llevó a cabo el estudio de la fiabilidad intra e interexaminador para la medición de la UDP en diferentes músculos obtuvieron concretamente para el tibial anterior un fiabilidad intraexaminador de ICC=0.96-0.98 e interexaminador de ICCs=0.95 (95% CI: 0.90-0.98) (126).

4.4. ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía (EMG) es una técnica de registro de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos por las variaciones fisiológicas en el estado de las membranas de las fibras musculares cuando sobre el músculo se produce algún tipo de actividad o activación por parte de los centros nerviosos del cerebro encargados de ello (65,128,129). Por lo tanto, la electromiografía constituye una herramienta de exploración física y una prueba de la integridad del sistema motor (130).

La señal registrada por la EMG se basa en la integración temporal y espacial de todos los potenciales de acción de la unidad motora que resultan de los procesos de despolarización y repolarización. El ciclo de despolarización-repolarización forma una onda de despolarización o dipolo eléctrico que atraviesa la superficie de una fibra muscular (128).

La señal mioeléctrica, cuando se amplifica y se registra, se denomina electromiograma, y el proceso de obtención, procesamiento y análisis de señales electromiográficas se denomina, como hemos mencionado anteriormente, electromiografía.

Se pueden distinguir dos tipos de electromiografía:

1. EMG clínica o diagnóstica: estudia las características del potencial de la unidad motora. Se utiliza para el diagnóstico de patologías neuromusculares.

2. EMG cinesiología: analiza la actividad muscular permitiendo evaluar el papel de los músculos durante posturas o movimientos por lo que es de utilidad en todas las disciplinas relacionados con el análisis del movimiento.

En EMG cinesiología el medio principal con el que se dispone para el registro de la señal mioeléctrica es el electrodo (131). El EMG puede ser monitoreado a través de electrodos insertados dentro de los músculos (electrodos intramusculares) o a través de electrodos en la superficie de la piel sobre el músculo (electrodos superficiales, EMG de superficie) (129).

La señal de EMG medida con electrodos de superficie es un método de medición común que presenta la ventaja de poder ser dirigido por personal diferente a un médico ya que es un método no invasivo y presenta un riesgo mínimo sobre el paciente (132,133). El EMG de superficie (EMGs) es utilizado por los fisioterapeutas para monitorear la activación de los músculos del paciente.

Los electrodos de superficie van unidos a la piel sobre el segmento muscular que se está estudiando. Con la EMGs conseguimos controlar la imagen general de la activación muscular, por lo tanto el registro obtenido es más representativo del músculo en conjunto (130) ya que determina la suma de los potenciales de acción de todas las fibras musculares que forman el músculo que estamos estudiando (131).

Importantes consideraciones relacionadas con la adquisición y análisis de señales EMGs fueron acordadas en un consenso multinacional llamado SENIAM (Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles) (134).

Podemos decir, en base a lo anterior, que la EMGS de superficie presenta una serie de ventajas e inconvenientes:

- Permite el registro global del músculo.
- Es un método no invasivo e indoloro.
- No presenta limitaciones en cuanto a la superficie estudiada ni al tiempo de registro.
- Sólo posibilita el estudio de la musculatura superficial.
- Precisan de una correcta preparación de la piel: Las áreas sobre los vientres musculares de cada sujeto deben ser afeitadas y limpiadas con alcohol isopropílico con el fin de reducir la impedancia de la piel y asegurar la correcta fijación del electrodo (47,134).
- Tienen una amplia zona de recogida de la señal, y por lo tanto, tienen más probabilidades de registrar señales de otros músculos adyacentes (cross-talk) y de registrar artefactos de movimiento (131)
- Se obtienen trazados con un espectro de frecuencias más bajo que con la electromiografía intramuscular (130).

En este estudio se ha se ha llevado a cabo el estudio de la actividad del músculo peroneo largo y del tibial anterior, ya que según los resultados

obtenidos por Braun Ferreira et al (65), esta musculatura es la que mayor actividad estabilizadora de tobillo presentan cuando se lleva a cabo el mantenimiento de la postura en apoyo monopodal con los ojos cerrados que es una de las pruebas llevadas a cabo en este estudio para evaluar la estabilidad o control postural.

1. Cuantificación de la señal

La cuantificación de la señal consiste en extraer de ella los datos numéricos que la definan. El procesado de la señal dependerá del tipo de análisis que nos interese hacer (131).

En este estudio se ha optado por el análisis de las variables de la amplitud cogiendo la raíz cuadrada media de la intensidad o Root-Mean-Square (RMS), cuyos valores se expresan en mV o μ V. Lo que hace la RMS es una rectificación que aplica un algoritmo de suavizado (smoothing) tomando el valor absoluto de la señal con el objetivo de obtener una imagen más próxima a la activación muscular y más fácil de observar (130).

Con el análisis de la amplitud lo que se pretende es conseguir el nivel de activación muscular. La variable RMS presenta buena fiabilidad intrasesión para la valoración de contracciones dinámicas (135).

5. MATERIALES

5.1. PLATAFORMA DE ESTABILOMETRÍA

Para la medición de al estabílometría en este estudio hemos utilizado la plataforma estabíloométrica Win-Posturo® de Medicapteurs (Figura 6) que es una plataforma normalizada por l'Association Française de Posturologie (A.F.P.) hoy en día conocida como la Postural and Equilibrium Association(A.P.E.)(111).



Figura 6: Plataforma Win-Posturo® de Medicapteurs

Esta plataforma consiste en una placa rígida que está soportada por tres transductores de fuerza verticales (Figura 7), situados en forma de triángulo

equilátero, con corrección automática de peso (Medicapteurs, Francia). Estos 3 transductores o sensores quedan apoyados sobre el suelo sirviendo de soporte a la plataforma (Figura 8).

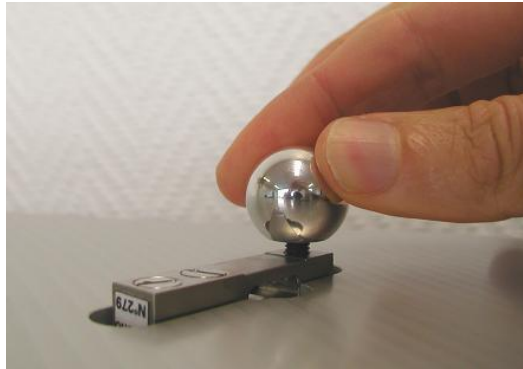


Figura 7: Sensores de la plataforma

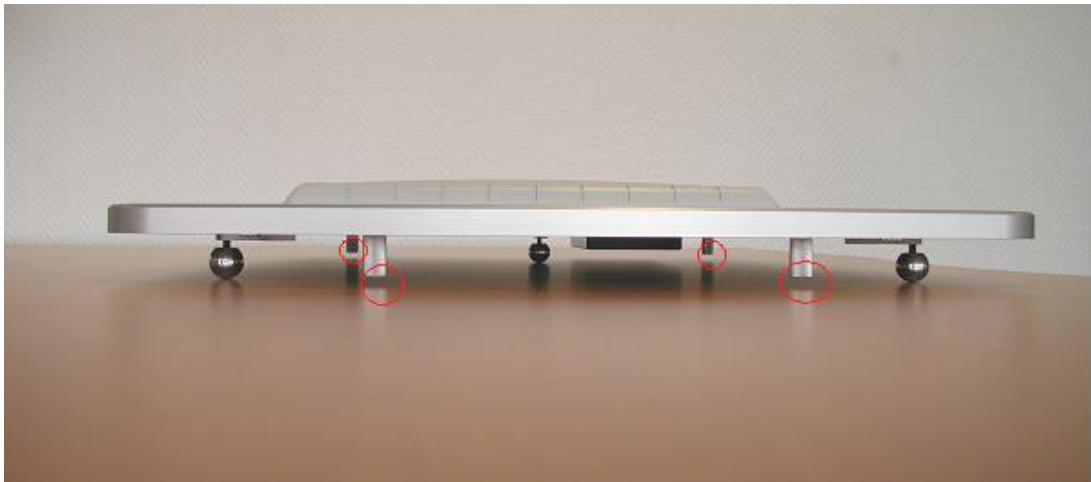


Figura 8: Apoyo de los sensores en la superficie

El muestreo se convierte en una señal digital a través de un convertidor a/d de 16 bits. Esta plataforma se conecta al ordenador mediante un cable USB el cual es su fuente de alimentación.

Las dimensiones de la plataforma son 530 x 460 x 35 mm, pesa 7.8 kg y soporta una carga máxima de 250 kg.

El software WinPosture NV (Figura 9) proporciona los parámetros posturales objetivos y cuantificables a través del análisis de los datos estabilmétricos. Transforma las oscilaciones mecánicas del centro de gravedad fisiológico de un ser humano en señales eléctricas, y luego amplifica, registra y analiza estas señales. Además, este software permite la creación y gestión de protocolos de adquisición.

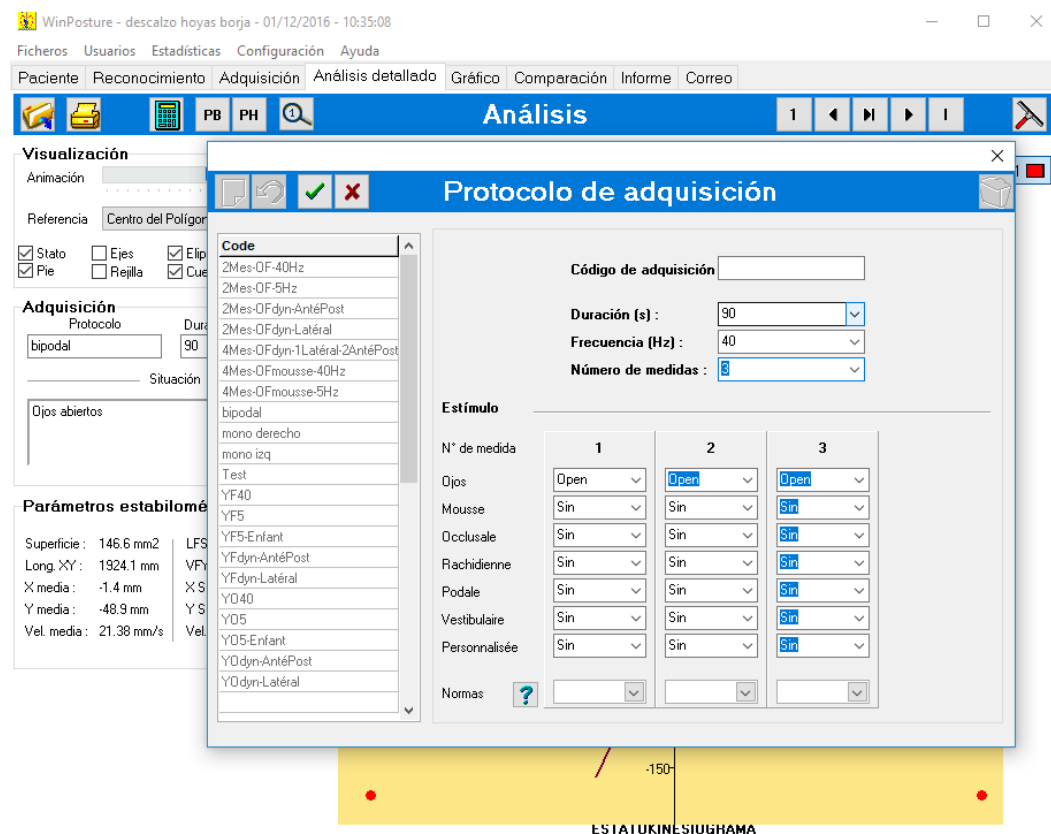


Figura 9: Software WinPosture NV

Las fuerzas que actúan sobre la plataforma se muestrearon a 40Hz, ya que, aunque esta plataforma tiene una tasa de muestreo ajustable entre 5Hz y 40Hz, según la “International Society of Posturography” (A.P.I.) esta frecuencia de muestreo ha supuesto un logro frente a 5Hz que era la frecuencia que se venía utilizando anteriormente (116).

5.2. ALGÓMETRO ANALÓGICO

En este estudio, para llevar a cabo la medición del UDP, se utilizará un algómetro analógico de la marca Wagner modelo FDK 20 (Figura 10). Este dispositivo, es un algómetro de mano que consta de un disco de goma redonda, de 1cm² de área, unido a calibre de presión cuyo indicador muestra los valores en kilogramos. Como la superficie del disco de goma es de 1cm² las lecturas se expresan en Kg/cm². El rango del algómetro es de 0 a 10kg con divisiones de 0,1Kg. Según estudios de fiabilidad han indicado una fiabilidad intraexaminador de 0,6 hasta 0,97, y varía entre 0,4 y 0,98 para la fiabilidad interexaminador(136).

En un estudio, en el que se comparó la algometría manual frente a la computarizada, se obtuvieron valores más altos para la algometría manual en términos de fiabilidad test-retest (ICC=0.914), repetibilidad (CV=10.32) y sensibilidad (MDC=0.535). Por ello llegaron a la conclusión que este tipo de dispositivo es adecuado para fines clínicos(125).



Figura 10: Algómetro analógico Wagner modelo FDK 20

Para adquirir la medida del UDP, se coloca el disco de goma perpendicular a la piel en el sitio de medición. A continuación, se aplica la presión gradualmente a una velocidad constante de aproximadamente $1\text{kg}/\text{cm}^2$ por segundo, usando la lectura del marcador como guía. El evaluador debe finalizar la presión inmediatamente cuando el sujeto verbalmente expresa que ha comenzado a sentir molestia o dolor (125).

5.3. ELECTROMIÓGRAFO

Para llevar a cabo la electromiografía de superficie se ha utilizado el dispositivo Biometrics DataLOG MWX8 (Figura 11) que es un sistema de adquisición de datos portátil e inalámbrico a través de Bluetooth, que proporciona la transferencia y visualización de los datos a tiempo real en el

PC y, además, permite el grabado de los mismos en una tarjeta Micro SD. Estos datos son tratados mediante un software de análisis y administración de datos diseñado para dicho instrumento (Biometrics DataLog PC Software Version 8.51)

Este dispositivo cuyas dimensiones son 104x 62x 22 mm y peso 129g se puede situar en un cinturón o brazalete mediante su funda. Cuenta con 8 canales analógicos programables independientemente. También, cuenta con otros dos canales digitales.



Figura 11: Electromiógrafo Biometrics DataLOG MWX8

1. Electrodo de superficie

Los sensores de electromiografía de superficie (SX230) (Figura 12) utilizados tienen integrados los electrodos, de 10mm de diámetro (tamaño recomendado), con la distancia entre electrodos fija de 20mm que es la distancia interelectrodo (distancia entre el centro de cada electrodo) recomendada para obtener resultados consistentes y de alta calidad(134,137).

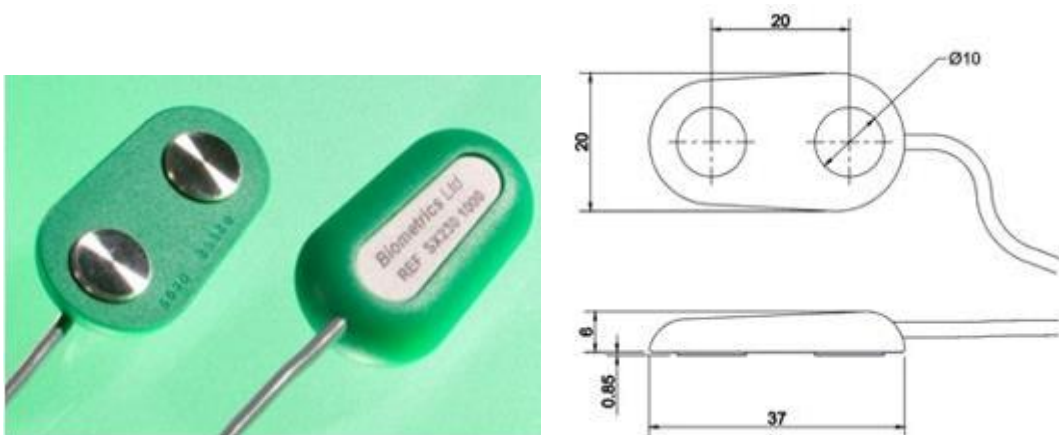


Figura 12: Sensores de electromiografía de superficie

Los electrodos de estos sensores son electrodos activos y por lo tanto tienen incorporados preamplificadores en el lugar del electrodo para mejorar la impedancia (impedancia de entrada del amplificador de $> 10.000.000$ M Ohms) generando una señal limpia y libre de ruido, con aplicaciones tanto estáticas como dinámicas(131). Dada la calidad de su preamplificador y filtros, el fabricante sugiere que no se requiere ningún tratamiento sobre la piel del músculo a analizar ni la aplicación de geles conductores, pero en

este estudio se han seguido las indicaciones SENIAM sobre la preparación de la piel como hemos mencionado anteriormente(134).

Para utilizar el sensor SX230 EMG, se aplica el electrodo al músculo que se mide usando la cinta adhesiva de doble cara (pieza nº T350) (Figura 13). El sensor EMG de superficie (SX230) se conecta al sistema DataLOG portátil conectando el enchufe del sensor a una de las tomas de entrada analógica.



Figura 13: Cinta adhesiva de doble cara (pieza nº T350)

2. Electrodo de referencia

Adicionalmente a los electrodos ubicados sobre los músculos que se quieren estudiar, hay que colocar un electrodo de referencia o electrodo de tierra

que sirve como referencia de voltaje cero para los amplificadores (128,131). Este electrodo debe situarse lejos de la zona de registro y en un tejido eléctricamente neutro o inactivo como son los huesos y tendones (131). Para ello se suelen escoger zonas próximas a un plano óseo, como por ejemplo la apófisis estiloides cubital en la muñeca (130). El electrodo de referencia (R506) (Figura 14) se conecta al sujeto utilizando la banda de muñeca y se adjunta el otro extremo a cualquiera de los conectores digitales del electromiógrafo DataLog. Hay que asegurarse de que la banda de muñeca elástica está asegurada firmemente para obtener una buena base.



Figura 14: Electrodo de referencia

3. Interruptor remoto Star/Stop

El interruptor remoto de Star/Stop (inicio/parada) IS2 (Figura 15) es un cable de 1,8 metros con un conector al dispositivo DataLog en un extremo (conexión en una de las entradas digitales) para conectar al registro de datos, y el otro extremo consta de un interruptor de mano. Al pulsar el

interruptor se activará el inicio o se finalizará la función de grabación. Este dispositivo fue utilizado para sincronizar la grabación de la EMG con la estabilometría.



Figura 15: Interruptor remoto Star/Stop

6. VARIABLES

- **Independiente:** haber sufrido o no esguince de tobillo. Variable cualitativa dicotómica.
- **Dependientes:**
 - Estabilometría: se medirán varias variables para describir la estabilidad:
 - Superficie COP: variable cuantitativa continua. Superficie de la oscilación. Área delimitada por el desplazamiento del COP.

Superficie de la elipse que describe el COP, que contiene el 90% - 95% del área total cubierta en la dirección ML y AP usando una elipse para ajustar los datos. Se considera que es un índice de rendimiento postural general, cuanto menor sea la superficie, mejor será la estabilidad (68,119). Esta variable se expresa en mm².

- Longitud o trayecto seguido por el COP a lo largo del registro: variable cuantitativa continua. La longitud de la trayectoria cuantifica la magnitud del desplazamiento bidimensional en base a la distancia total recorrida. Cuanto menor es la longitud de la trayectoria, mejor es la estabilidad postural (119). Esta variable se mide en milímetros (mm).
- Velocidad de desplazamiento del COP: variable cuantitativa continua. Expresa la velocidad media de las oscilaciones del COP en mm/s. Se calcula dividiendo la excursión COP por el tiempo de prueba (138). Se pueden considerar los componentes ML y AP o la velocidad resultante. Refleja la eficiencia del sistema de control postural de tal manera que cuanto menor es la velocidad, mejor es el control postural. Ha sido considerada como la medida con mayor fiabilidad entre los ensayos (119).

- X media: variable cuantitativa continua. Indica el desplazamiento medio del COP en el eje transversal medido en milímetros. Los valores negativos corresponden al desplazamiento hacia la izquierda y los positivos hacia la derecha(139). Permite analizar la simetría de la carga (111).
- Y media: variable cuantitativa continua. Expresa el desplazamiento medio del COP en el eje anteroposterior medido en milímetros. Los valores negativos corresponden al desplazamiento hacia posterior y los positivos hacia anterior(139).
- Longitud en función de la superficie (LFS): variable cuantitativa continua. Es un coeficiente de correlación entre la longitud del camino recorrido por el COP y la superficie del mismo(115). El gasto energético que se da en el sujeto para controlar su postura puede valorarse de una forma grosera mediante este parámetro (111,140,141). Cuando LFS es igual a uno indica que el recorrido del COP por unidad de superficie es normal, cuando es menor que uno el camino es menor de lo normal y por lo tanto el sujeto gasta menos energía o no responde a su inestabilidad, y cuando es mayor que uno entonces el camino es más largo de lo normal y por lo tanto el sujeto gasta más energía para mantener su postura (141,142).

- Variación en función de la posición media de Y (VFY): variable cuantitativa continua. Es la varianza de la velocidad de desplazamiento del COP dependiendo de la posición media de Y. Mide la distancia del punto representativo del sujeto, a una curva experimental de regresión (la curva representaría la correlación $r=-0.92$ entre la posición del centro de presión según el eje de las Y y la variación ponderada de la velocidad de los desplazamientos del COP). Evalúa el tono de la musculatura posterior de la pierna. Cuando el VFY es cero el punto del sujeto estaría sobre la curva, si es menor que cero existiría un aumento del tono y si es mayor que cero existiría una disminución de la tensión muscular (111,139,141,142).
- Actividad de la musculatura peronea y tibial (electromiografía): cuantitativa continua. Se expresa en microvoltios (μV).
- Umbral del dolor a la presión (UDP) o mecanosensibilidad: cuantitativa continua. Se obtiene un valor expresado en Kg/cm^2 .
- Grado de inestabilidad medido con el CAIT: cuantitativa continua.

7. PROCEDIMIENTOS Y RECOGIDA DE DATOS

Los sujetos voluntarios, que se prestaron a participar en el estudio, fueron citados para una primera entrevista en la que se tomó sus datos personales y se les realizó una valoración inicial (Anexo 4), para comprobar que cumplen los criterios de inclusión y exclusión determinados para el grupo control (sujetos sanos) y el de estudio (sujetos con antecedentes de esguince de tobillo). En dicha valoración se incluyó el cuestionario Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) (Anexo 5) para aquellos sujetos que formaron parte del grupo de estudio. Previa valoración, los sujetos firmaron de forma voluntaria el Consentimiento Informado (Anexo 3), en el que se les explicaba todos los aspectos del estudio, y el consentimiento para la cesión de sus datos.

El estudio se ha llevado a cabo en una sala acondicionada en la Escuela Universitaria de Enfermería y Fisioterapia de la Universidad de Alcalá de Henares. La temperatura se ha controlado para que oscilara entre 24-25º. Además, se procuró que el nivel de ruido fuera mínimo para que no interfiriera durante la realización de las mediciones posturográficas y, de esta manera, no se viera perturbada la atención del paciente durante la realización de la prueba, ya que se ha demostrado que frente a influencias cognitivas varía el control postural de los sujetos medidos (143).

Como hemos comentado anteriormente, los sujetos fueron distribuidos en dos grupos: grupo control (sujetos sanos) y grupo a estudiar (sujetos con antecedentes de esguince de tobillo). El día en que fueron citados para la valoración inicial también se llevaron a cabo varias valoraciones en ambos grupos:

- Estabilidad o estabilometría: en apoyo bipodal y en apoyo monopodal con cada pierna y con los ojos cerrados para todos los casos.
- Electromiografía de superficie (EMGs) del músculo peroneo largo y del tibial anterior de ambas piernas mientras el sujeto realiza la prueba de estabilidad.
- Mecanosensibilidad, medida mediante algometría, de los músculos peroneo largo, peroneo corto y tibial anterior y de los troncos nerviosos del nervio tibial y del nervio peroneo común de cada pierna.

Para la realización de todas las valoraciones el paciente utilizó ropa cómoda que no interfería con las mediciones, por lo que previamente se avisó a los sujetos que iban a participar en el estudio para que trajeran pantalón corto deportivo.

Antes de comenzar con las valoraciones descritas anteriormente, se llevó a cabo, como parte de la evaluación previa del sujeto, la determinación de la

pierna dominante en cada uno de los sujetos. Para ello se realizaron tres pruebas y, se determinó la pierna dominante como aquella que se utiliza en al menos dos de estas pruebas (18,144):

- Recuperar el equilibrio después de un empuje posterior
- Subir un escalón
- Golpear una pelota con precisión hacia un objetivo.

Después de las pruebas realizadas para determinar la pierna dominante, se llevó a cabo el estudio del control postural mediante estabilometría y al mismo tiempo se llevó a cabo la EMGs de la musculatura. Antes de comenzar a tomar las mediciones en la plataforma estabilométrica se colocaron los electrodos en los músculos tibial anterior y peroneo largo de ambas piernas con el sujeto en sedestación.

Previa colocación de los electrodos se preparó la piel para disminuir la impedancia de la misma. Para ello se siguieron las indicaciones SENIAM: en el caso de presencia de vello se procedió a su rasurado y posteriormente la piel se limpió debidamente con alcohol. Se dejó evaporar el alcohol antes de poner los electrodos (134).

Los electrodos se fijaron en el vientre muscular distante del punto motor, paralelo a la dirección de las fibras musculares de acuerdo con el Convenio Europeo de EMG de superficie para la evaluación no invasiva de los

músculos (SENIAM, Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles) (134):

- Tibial anterior: los electrodos deben colocarse en 1/3 en la línea entre la punta del peroné y la punta del maléolo medial con una orientación en dirección de la línea entre la punta del peroné y la punta del maléolo medial. Por lo tanto el electrodo quedó ubicado, aproximadamente, en la mitad del vientre muscular de forma longitudinal a las fibras musculares (145).
- Peroneo largo: los electrodos deben colocarse en un 25% en la línea entre la punta de la cabeza del peroné hasta la punta del maléolo lateral con una orientación en la dirección de la línea entre la punta de la cabeza del peroné hasta la punta del maléolo lateral. Por lo que el electrodo quedó ubicado en el vientre muscular del músculo peroneo largo, 2-3 cm por debajo de la cabeza del peroné(145).

El electrodo de referencia se colocó en la muñeca izquierda sobre la apófisis estiloides cubital (130).

Una vez colocados los electrodos, antes de la recopilación de datos, hizo una verificación de la correcta colocación de los mismos para ver que no había cruce de señales EMG de otros músculos. Para ello se les indicó a los sujetos que realizaran unas contracciones de referencia de cada uno de los músculos testados tomando un registro de electromiografía durante el

movimiento del eversión del pie, para testar el músculo peroneo largo, y de inversión, para testar el músculo tibial (146).

Los patrones de activación de los músculos de superficie se registraron con a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz.

Una vez colocados los electrodos y tras hacer la verificación de su correcta ubicación, el sujeto se situó descalzo y con los pies desnudos sobre la plataforma de estabilometría. En primer lugar, se realizaron las mediciones en apoyo bipodal (Figura 18). Para ello el sujeto se situó en la plataforma con los talones separados 2cm y con los pies colocados simétricamente con una angulación de 30°, que es la posición de los pies descrita por la Asociación Francesa de Posturología (A.F.P.) (147).

Esta posición quedó marcada por unas piezas de metacrilato (Figura 16) que se sitúan en la plataforma antes de que el sujeto se coloque en ella y se retiran una vez que el sujeto se ha posicionado de forma correcta (Figura 17). Para ello, se indicó al sujeto que pegase sus talones a la plata trasera y la zona medial de sus pies a la placa central.



Figura 16: Posicionamiento de los pies con las placas de metacrilato



Figura 17: Posicionamiento una vez retiradas las placas

Una vez posicionados correctamente los pies en la plataforma, se le indicó al paciente que debía mantenerse con los brazos a lo largo del cuerpo y con la mirada al frente fijada sobre un punto fijo situado en la pared a dos metros de distancia. Además, se advirtió al sujeto que permaneciese de pie lo más quieto posible y, 5 segundos antes de comenzar la medición, se le indicó que cerrase los ojos manteniendo la posición hasta el final de la medición.



Figura 18: Sujeto en apoyo en ambas piernas

Se llevaron a cabo 3 mediciones de 90 segundos cada una, y con 3 minutos de descanso entre ellas en las que el paciente se baja de la plataforma y se sitúa en sedestación. Como hemos dicho anteriormente, durante la

realización de la prueba de estabilimetría, se hizo un registro simultáneo de la EMGs para establecer la actividad de la musculatura durante dicha posición.

Posteriormente a la estabilimetría en apoyo bipodal, se realizó la prueba en apoyo monopodal. Antes de que el sujeto se situara en la plataforma, se explicó que la pierna que debía elevar (pierna contraria a la se iba a evaluar) debía permanecer en flexión de cadera y de rodilla sin apoyarla sobre la otra pierna, de tal manera que el pie quedara más o menos a la altura del tobillo contralateral (el de la pierna en apoyo)(63). Además, se le advirtió que no debía realizar ningún contacto con la pierna elevada sobre la plataforma durante la realización de la prueba (148). Una vez que el sujeto comprendió la posición que debía adquirir durante la medición, se situó sobre la plataforma con los pies en la misma posición que en la prueba anterior (Figura 18). Diez segundos antes de llevar a cabo el registro se indicó al sujeto que debía elevar una de las piernas, y 5 segundos después de esto cerrar los ojos (Figura 19).

Por lo tanto, una vez que el sujeto permaneció con los ojos cerrados durante 5 segundos se inició el registro. Se llevaron a cabo 3 mediciones de 20 segundos cada una con cada una de las piernas, y los descansos entre cada una de las mediciones fueron de 40 segundos en los que el paciente se bajó de la plataforma y permaneció en sedestación. Durante las mediciones en

apoyo monopodal también se hizo un registro de la actividad de la musculatura de la pierna de apoyo mediante EMGs.

Para estas valoraciones en apoyo monopodal en primer lugar se hicieron 3 mediciones con la pierna derecha apoyada y por lo tanto la izquierda elevada, y posteriormente, otras tres con la pierna izquierda en apoyo y la derecha elevada.

Para que el registro de la estabilometría y la EMG fuera simultáneo se utilizó el interruptor remoto de Star/Stop (inicio/parada) IS2. De tal manera que, al iniciar la medición estabilométrica se pulsó el interruptor, iniciándose así el registro de EMG y se volvió a pulsar para finalizarlo una vez que terminó el registro estabilométrico.



Figura 19: Estabilometría en apoyo monopodal

Este procedimiento fue llevado a cabo por un evaluador, con 8 años de experiencia como fisioterapeuta, que fue instruido para el uso del electromiógrafo y de la plataforma de estabilometría, y tuvo un periodo de familiarización previo con dichos materiales para su correcta utilización en el momento de llevar a cabo las mediciones con los sujetos que formaron parte de este estudio. En el momento de tomar las mediciones desconocía el grupo al que pertenecía cada uno de los sujetos.

Una vez realizadas las pruebas de estabilometría y EMGs se procedió a retirar los electrodos y se inició la valoración de la mecanosensibilidad mediante algometría.

Para la medición de la mecanosensibilidad o UDP indicamos al paciente que se situase tumbado en una camilla. La posición del paciente fue variando según la estructura sobre la que se realizó la medición:

- Posición en decúbito supino: para la valoración del músculo tibial anterior.
- Posición en decúbito lateral sobre el lado contrario de la pierna a evaluar: para la medición sobre los músculos peroneo largo y corto y para el nervio peroneo común.
- Posición en decúbito prono: para la valoración del nervio tibial.

Previo al registro de la UDP, en cada uno de los músculos, se valoró de forma manual la presencia de bandas tensas palpables y dentro de ellas la

existencia de una zona de hipersensibilidad focal a la presión (punto gatillo miofascial latente) según el método de palpación descrito por Travell y Simons (90), que indica unos criterios para determinar dicho punto(92):

- Presencia de una banda tensa palpable en el músculo
- Presencia de un punto hipersensible dentro de la banda tensa
- Dolor local en respuesta a la compresión de dicho punto
- Limitación de la amplitud de la movilidad al estiramiento completo

Cuando se cumplen 3 de estos 4 criterios, se define como PGM latente(90).

Dichos puntos de hipersensibilidad fueron marcados con un bolígrafo para su posterior valoración.

En el caso del peroneo largo este punto de hipersensibilidad focal suele localizarse 2-4 cm distal a la cabeza del peroné y la palpación se realiza contra el hueso subyacente. La palpación del peroneo corto se hace de igual modo 5 cm por encima del maléolo lateral (90). En el caso del tibial anterior, las bandas tensas son paralelas a la tibia, y la palpación se realiza transversalmente encontrando el punto de hipersensibilidad, comúnmente, en el tercio proximal o en la mitad superior del vientre muscular (90,149) a unos 2,5cm hacia lateral de la cresta tibial y a unos 5 cm distal de la tuberosidad anterior de la tibia (126).

La palpación de los troncos nerviosos suele hacerse en las zonas donde el nervio se encuentra más superficial. Dicha zona, en el caso del nervio tibial,

se encuentra la fosa poplítea en el punto medio del pliegue poplíteo lateral a la arteria poplítea (93). El nervio peroneo común se puede palpar justo medial y profundo al tendón del bíceps femoral, transcurriendo por detrás de la cabeza del peroné y enroscándose alrededor del cuello del mismo(150).

La medición del UDP, en los puntos indicados anteriormente, se llevó a cabo con un algómetro analógico que se colocó perpendicular a la piel con el disco de goma en contacto con ella sobre cada uno de los puntos. Una vez colocado el algómetro se presionó sobre la piel aumentando la presión (1kg/seg) hasta que el sujeto nos lo indicó, parando así la aplicación.

Como hemos descrito anteriormente, el UDP o mecanosensibilidad es la cantidad mínima de presión que debe aplicarse para que la sensación que el paciente percibe pase de ser presión a molestia o dolor (124). Por lo tanto, se le indicó al paciente que nos avisara en dicho momento en el que la sensación cambia, parando en ese momento la aplicación (149).

Se realizaron 3 mediciones sobre cada uno de los puntos en ambas piernas, y se tomó una media de ellas. Entre cada una de las mediciones sobre el mismo punto se dejó un periodo de descanso 10 segundos (93,126).

La evaluación de la mecanosensibilidad fue llevada a cabo por un fisioterapeuta con más de 10 años de experiencia en la valoración y

tratamiento del dolor musculoesquelético y que desconocía si el sujeto tenía o no esguince de tobillo.

8. ORGANIZACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS DATOS

Los datos de los registros de electromiografía y estabilometría fueron exportados a Excel desde el software correspondiente.

Posteriormente se elaboró una matriz con esos datos y con los obtenidos mediante algometría y los datos demográficos y clínicos relativos a los 58 sujetos que constituyeron la muestra.

Los datos se analizaron mediante el paquete estadístico SPSS 23.0 para Windows. Las pruebas estadísticas fueron realizadas considerando un intervalo de confianza del 95% (p -valor $<0,05$), por lo tanto, las diferencias consideradas estadísticamente significativas son aquellas cuyo $p < 0,05$. Se efectuó un análisis por intención de tratar. La estructuración de los análisis se realizó, en función de la hipótesis establecida para el estudio: los sujetos que han sufrido esguince de tobillo presentarán una alteración de la estabilidad y de la mecanosensibilidad neuromuscular existiendo una correlación entre ambas.

En primer lugar, se ha llevado a cabo el análisis descriptivo de los datos, obtenidos de la muestra, empleando los métodos descriptivos básicos, de

modo que, para las variables cualitativas, se obtuvo el número de casos presentes en cada categoría y el porcentaje correspondiente; y para las variables cuantitativas, los valores mínimo, máximo, media y desviación típica. Ya que el estudio se ha realizado con 58 sujetos (29 en el grupo control y 29 en el grupo de estudio o sujetos que han sufrido esguince de tobillo) se ha considerado que las variables analizadas se ajustan a la normal.

Seguidamente se ha implementado la estadística inferencial, para lo cual, en primer lugar, se ha llevado a cabo el análisis de la homogeneidad de los grupos, en cuanto a las variables sociodemográficas, empleando la prueba t de Student para muestras independientes en las variables cuantitativas. Para las variables cualitativas se utilizó la prueba χ^2 de Pearson.

Las correlaciones entre variables se comprobaron mediante coeficiente de correlación lineal de Pearson. Para la comparación de medias entre dos grupos, se empleó el test t-Student para muestras independientes y el test t-Student para muestras dependientes una vez comprobados los supuestos de normalidad con el test de Shapiro-Wilk y de homogeneidad de varianzas con el test de Levene.

El modelo de regresión múltiple se ha empleado para determinar qué variables independientes presentan un efecto significativo sobre las

variables dependientes. La metodología seguida en el análisis estadístico del modelo calculado fue:

1. Estimación puntual de los parámetros del modelo
2. Significación individual de las variables y la constante del modelo
3. Contraste de regresión (ANOVA) para estudiar la validez global del modelo y verificar que (de forma conjunta) las variables explicativas aportan información en la explicación de la variable de respuesta.
Evaluación de la bondad de ajuste del modelo a través del coeficiente de determinación
4. Verificación de las hipótesis del modelo a través del análisis de los residuos.

VI. RESULTADOS

1. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA Y HOMOGENEIDAD DE LOS GRUPOS

La muestra final del estudio se ha constituido con 58 pacientes de los cuales un 36,2% (n = 21) son hombres y un 63,8% (n = 37) mujeres, cuya edad estaba comprendida entre los 18 y 31 años con un promedio de 21 años (DT = 3,7). De acuerdo a la asignación de grupos, 29 pacientes no presentaban esguince (grupo control) y otros 29 sí (grupo casos: 17 (58,6%) presentaban esguince en el tobillo derecho y 12 (41,4%) en el izquierdo).

En la Tabla 1 se muestran las características demográficas y clínicas de los pacientes en función del grupo. No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en las variables demográficas y clínicas por lo que estos resultados permiten ofrecer garantías de que no hay sesgo en la formación de los grupos en relación a dichas variables y así garantizar que los grupos son homogéneos respecto a estas variables.

Tabla 1. Características de la muestra. Variables demográficas y clínicas según grupo.

Variable	Grupo		Prueba	p-valor
	Control	Casos		
Edad	21,4 (4,2)	20,6 (3,1)	t(56) = 0,884	0,38
Sexo			$\chi^2(1) = 0,672$	0,412
Hombre	12 (41,4)	9 (31)		
Mujer	17 (58,6)	20 (69)		
Pierna dominante			$\chi^2(1) = 1,074$	0,3
Derecha	26 (89,7)	28 (96,6)		
Izquierda	3 (10,3)	1 (3,4)		
Deporte			$\chi^2(1) = 2,479$	0,115
No	9 (31)	4 (13,8)		
Sí	20 (69)	25 (86,2)		
Estatura	1,7 (0,09)	1,7 (0,09)	t(56) = 0,227	0,821
Peso	60,8 (10,5)	62,8 (12,7)	t(56) = -0,636	0,527
IMC	20,89 (1,95)	21,72 (3,22)	t(56) = 1-,198	0,236

2. ESTABILOMETRÍA

En la tabla 2 se muestran las medias y desviaciones de las variables estabilométricas durante apoyo bipodal entre los grupos, así como la comparación entre grupos. La prueba t-Student reflejó que no existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables consideradas entre ambos grupos en la prueba de control postural durante apoyo bipodal.

Tabla 2. Descriptivo y comparación de las estabilométricas en apoyo bipodal según grupo.

Variable	Grupo, media (DT)		Prueba t-Student	
	Control	Casos	t(56)	p-valor
AREA_BIPO	237,6 (90,5)	283,5 (104,2)	-1,79	0,079
LONG_BIPO	1166,1 (473)	1211,9 (300,1)	-0,44	0,661
XMEDIA_BIPO	-0,4 (5,8)	0,2 (5,8)	-0,347	0,73
YMEDIA_BIPO	-34,7 (9,7)	-34,3 (10,2)	-0,152	0,88
LFS_BIPO	2,1 (0,7)	2,1 (0,6)	-0,062	0,951
VFY_BIPO	13,5 (5,1)	13,4 (5,2)	0,051	0,959
VEL_BIPO	13 (5,3)	13,5 (3,3)	-0,44	0,662

A continuación, se muestran los resultados de las pruebas t-Student para muestras relacionadas para determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre ambas piernas en las variables estabilométricas obtenidas durante la prueba de estabilidad en apoyo monopodal según el grupo de pacientes.

En el grupo control (Tabla 3), el desplazamiento en el eje mediolateral (Xmedia) de COP durante apoyo monopodal de la pierna derecha fue significativamente superior con respecto a la pierna izquierda ($p = 0,003$), no mostrando diferencias significativas en el resto de variables.

Tabla 3. Variables estabilométricas en apoyo monopodal entre ambos lados grupo control

Variable	Pierna		Prueba t-Student	
	Derecha	Izquierda	t(28)	p-valor
Área	3.047,9 (5.037,8)	1.866,7 (1.001,8)	1,451	0,158
Longitud	2.029,5 (899,3)	1.864,8 (601,8)	1,273	0,213
Velocidad	101,3 (44,9)	93,2 (30,1)	1,241	0,225
Xmedia	73,4 (11,8)	60,4 (18,3)	3,239	0,003*
Ymedia	-26,0 (9,5)	-27,8 (7,9)	1,023	0,315
LFS	0,9 (0,4)	1,0 (0,3)	-1,551	0,132
VFY	136,9 (58,3)	127,6 (31,5)	1,319	0,198

*p < 0,05

En los pacientes con esguince de tobillo derecho (Tabla 4), la longitud total de desplazamiento y el desplazamiento en el eje anteroposterior de COP (Ymedia) durante apoyo monopodal, mostraron diferencias significativas entre ambas piernas, de forma que los valores cuando el apoyo se realizó sobre la pierna derecha (lado de la lesión) fueron significativamente superiores con respecto a la pierna izquierda ($p = 0,011$ y $p = 0,036$, respectivamente), no mostrando diferencias significativas en el resto de variables.

Tabla 4. Variables estabilométricas en apoyo monopodal entre ambos lados grupo esguince derecho

Variable	Pierna		Prueba t-Student	
	Derecha	Izquierda	t(16)	p-valor
AREA	3.833,9 (5.991,9)	2.178,1 (1.579,3)	1,492	0,155
LONGITUD	2.215,6 (636,4)	1.941,2 (626,1)	2,857	0,011**
VELOCIDAD	113,2 (34,1)	97,1 (31,3)	2,773	0,014
Xmedia	71,0 (18,5)	64,2 (14,6)	1,252	0,229
Ymedia	-21,4 (10,9)	-27,4 (7,6)	2,292	0,036*
LFS	0,8 (0,5)	0,9 (0,3)	-1,323	0,204
VFY	149,0 (58,5)	136,4 (34,8)	1,532	0,145

*p < 0,05

En los pacientes con esguince de tobillo izquierdo (Tabla 5), la longitud total, velocidad media y el desplazamiento en el eje anteroposterior de COP (Ymedia) durante apoyo monopodal mostraron diferencias significativas entre ambas piernas, de forma que los valores en la estabilidad sobre la pierna derecha fueron significativamente inferiores con respecto a la pierna izquierda (pierna lesionada) ($p = 0,011$, $p = 0,011$ y $p = 0,004$, respectivamente), no mostrando diferencias significativas en el resto de variables.

Tabla 5. Variables estabilométricas en apoyo monopodal entre ambos lados grupo esguince izquierdo

Variable	Pierna		Prueba t-Student	
	Derecha	Izquierda	t(11)	p-valor
AREA	1.706,7 (901,3)	2.087,0 (926,0)	-1,595	0,139
LONGITUD	1.578,1 (399,4)	1.779,1 (367,3)	-3,042	0,011*
VELOCIDAD	78,9 (20,0)	89,0 (18,4)	-3,042	0,011*
XMEDIA	77,5 (5,8)	65,6 (18,0)	2,032	0,067
YMEDIA	-24,7 (9,4)	-30,9 (10,1)	3,588	0,004*
LFS	1,0 (0,4)	0,9 (0,4)	1,608	0,136
VFY	120,6 (15,7)	126,8 (21,1)	-1,418	0,184

*p < 0,05

En la Tabla 6 se muestra las medias y desviaciones de las variables estabilométricas durante apoyo monopodal entre los grupos, así como la comparación entre grupos. Al realizar esta comparación lo que se quiere es analizar si existen diferencias entre los grupos para el apoyo monopodal. La prueba t-Student reflejó que no existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables consideradas entre ambos grupos.

Tabla 6. Descriptivo y comparación de las variables de estabilidad monopodal según grupo.

Variable	Grupo, media (DT)		Prueba t-Student	
	Control	Casos	t(56)	p-valor
ÁREA	1181,202 (4382,719)	813,301 (3643,111)	0,348	0,729
VELOCIDAD	8,033 (34,866)	5,319 (23,546)	0,347	0,73
LONGITUD	164,661 (696,504)	77,669 (408,683)	0,58	0,564
Xmedia	13,037 (21,677)	8,874 (21,252)	0,739	0,463
Ymedia	1,751 (9,214)	6,081 (9,005)	-1,81	0,076
LFS	-0,107 (0,373)	-0,006 (0,332)	-1,094	0,279
VFY	9,24 (37,717)	4,761 (28,863)	0,508	0,614

*p < 0,05. **p < 0,01. ***p < 0,001

3. ELECTROMIOGRAFÍA

En la tabla 7 se muestra las medias y desviaciones de las variables electromiográficas durante apoyo **bipodal** entre los grupos, así como la comparación entre grupos. La prueba t-Student reflejó que no existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables consideradas entre ambos grupos.

Tabla 7. Descriptivo y comparación de las variables electromiográficas en apoyo bipodal según grupo.

EMG	Grupo, media (DT)		Prueba t-Student	
	Control	Casos	t(56)	p-valor
TAD	0,005 (0,005)	0,004 (0,002)	1,28	0,206
TAI	0,007 (0,008)	0,011 (0,038)	-0,166	0,868
PLD	0,005 (0,002)	0,005 (0,003)	-0,462	0,646
PLI	0,006 (0,003)	0,005 (0,008)	0,205	0,838

A continuación, se muestran los resultados de las pruebas t-Student para muestras relacionadas para determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos lados en las variables electromiográficas en apoyo monopodal según el grupo de pacientes.

En el grupo control (Tabla 8), la EMG del músculo tibial anterior (TA) del lado derecho fue significativamente superior con respecto al lado izquierdo ($p = 0,007$). En los pacientes con esguince en el tobillo derecho (Tabla 9), la EMG del músculo tibial anterior del lado derecho fue significativamente superior con respecto al lado izquierdo ($p = 0,014$).

En los pacientes con esguince en el tobillo izquierdo (Tabla 10), no se observaron diferencias significativas en las variables electromiográficas en apoyo monopodal entre ambos lados.

Tabla 8. Variables electromiográficas en apoyo monopodal entre ambos lados grupo control

EMG	Lado		Prueba t-Student	
	Derecha	Izquierda	t(28)	p-valor
TIBIAL ANTERIOR	0,106 (0,056)	0,088 (0,049)	2,888	0,007**
PERONEO LARGO	0,100 (0,060)	0,097 (0,040)	0,423	0,675

**p < 0,01

Tabla 9. Variables electromiográficas en apoyo monopodal entre ambos lados grupo esguince derecho.

EMG	Lado		Prueba t-Student	
	Derecha	Izquierda	t(16)	p-valor
TIBIAL ANTERIOR	0,109 (0,036)	0,084 (0,038)	2,76	0,014*
PERONEO LARGO	0,124 (0,077)	0,120 (0,064)	0,177	0,861

*p < 0,05

Tabla 10. Variables electromiográficas en apoyo monopodal entre ambos lados grupo esguince izquierdo.

EMG	Lado		Prueba t-Student	
	Derecha	Izquierda	t(11)	p-valor
TIBIAL ANTERIOR	0,086 (0,027)	0,099 (0,057)	-1,062	0,311
PERONEO LARGO	0,097 (0,064)	0,078 (0,027)	1,208	0,252

En la Tabla 11 se muestra las medias y desviaciones de las variables electromiográficas entre los grupos, así como la comparación entre grupos. Al realizar esta comparación lo que se quiere es analizar si existen diferencias entre los grupos para el apoyo monopodal. La prueba t-Student

reflejó que no existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables consideradas entre ambos grupos.

Tabla 11. Descriptivo y comparación de las variables electromiográficas en apoyo monopodal según grupo.

EMG	Grupo, media (DT)		Prueba t-Student	
	Control	Casos	t(56)	p-valor
TIBIAL ANTERIOR	0,017 (0,032)	0,01 (0,043)	0,742	0,461
PERONEO LARGO	0,003 (0,044)	0,01 (0,081)	-0,387	0,7

4. MECANOSENSIBILIDAD

En la tabla 12 se muestra las medias y desviaciones de las variables de mecanosensibilidad entre los grupos, así como la comparación entre grupos. La prueba t-Student reflejó que existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables consideradas entre ambos grupos, de forma que los pacientes con esguince de tobillo presentaron unos valores significativamente inferiores con respecto a los pacientes sin esguince.

De tal manera que en el caso del músculo tibial anterior derecho (TAD) e izquierdo (TAI) se obtuvieron valores del umbral de dolor a la presión significativamente menores en el grupo de sujetos con inestabilidad de

tobillo que en el grupo control con $p < 0,001$ y $p = 0,045$, respectivamente. De igual modo, los valores fueron significativamente inferiores en el grupo de sujetos con inestabilidad de tobillo para el resto de músculos: peroneo largo derecho (PLD) ($p < 0,001$), peroneo largo izquierdo (PLI) ($p = 0,016$), peroneo corto derecho (PCD) ($p < 0,001$), peroneo corto izquierdo (PCI) ($p = 0,006$).

Lo mismo se obtuvo con la mecanosensibilidad de los troncos nerviosos, siendo significativamente menores sus valores en el grupo de esguince de tobillo que en el grupo control: nervio tibial derecho (NTD) ($p = 0,025$), nervio tibial izquierdo (NTI) ($p = 0,038$), nervio peroneo común derecho (NPD) ($p < 0,001$) y nervio peroneo común izquierdo (NPI) ($p = 0,041$).

Tabla 12. Mecanosensibilidad tejido musculoesquelético según grupo.

ALGOM	Grupo <i>media (DT)</i>		Prueba t-Student	
	Control	Casos	t(56)	p-valor
TAD	4,1 (0,7)	3,4 (0,7)	3,831	< 0,001***
TAI	4 (0,9)	3,4 (0,8)	2,053	0,045*
PLD	3,9 (0,8)	3,1 (0,7)	3,899	< 0,001***
PLI	3,8 (0,7)	3,3 (0,8)	2,491	0,016*
PCD	3,8 (0,7)	3 (0,6)	4,67	< 0,001***
PCI	3,8 (0,7)	3,3 (0,7)	2,877	0,006**
NTD	3,7 (0,6)	3,3 (0,6)	2,298	0,025*
NTI	3,8 (0,7)	3,3 (0,8)	2,123	0,038*
NPD	3,7 (0,4)	3,1 (0,6)	4,825	< 0,001***
NPI	3,6 (0,5)	3,3 (0,8)	2,087	0,041*

* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$

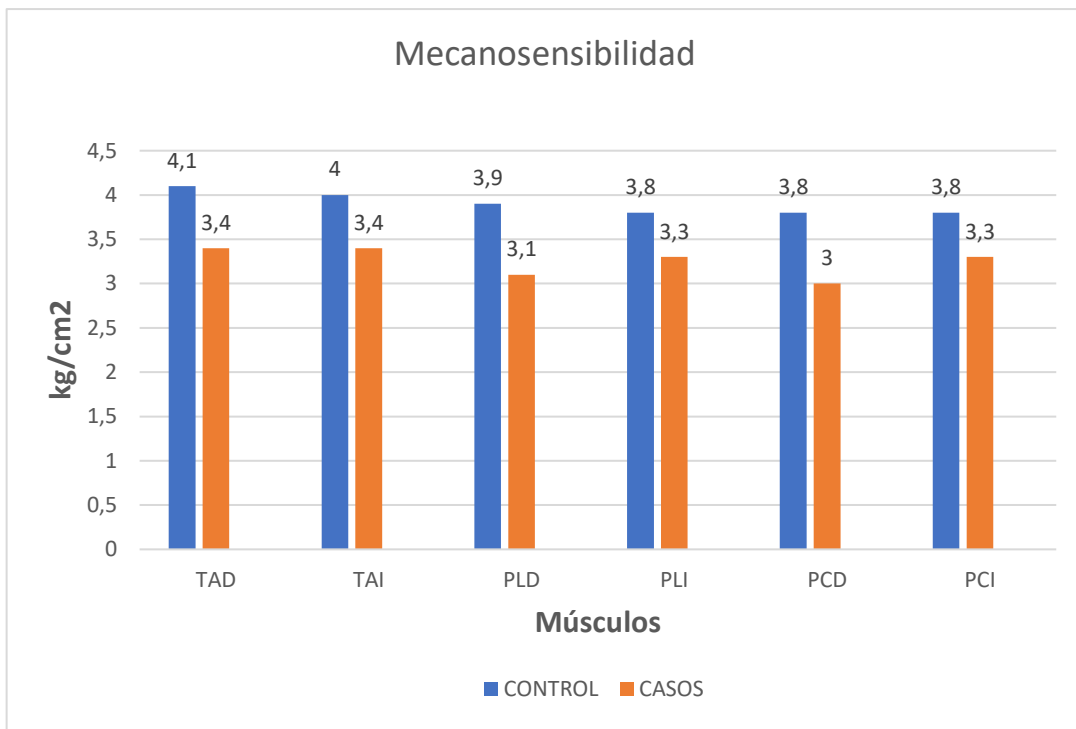


Figura 20: Gráfica que muestra las diferencias entre los grupos para la mecanosensibilidad muscular

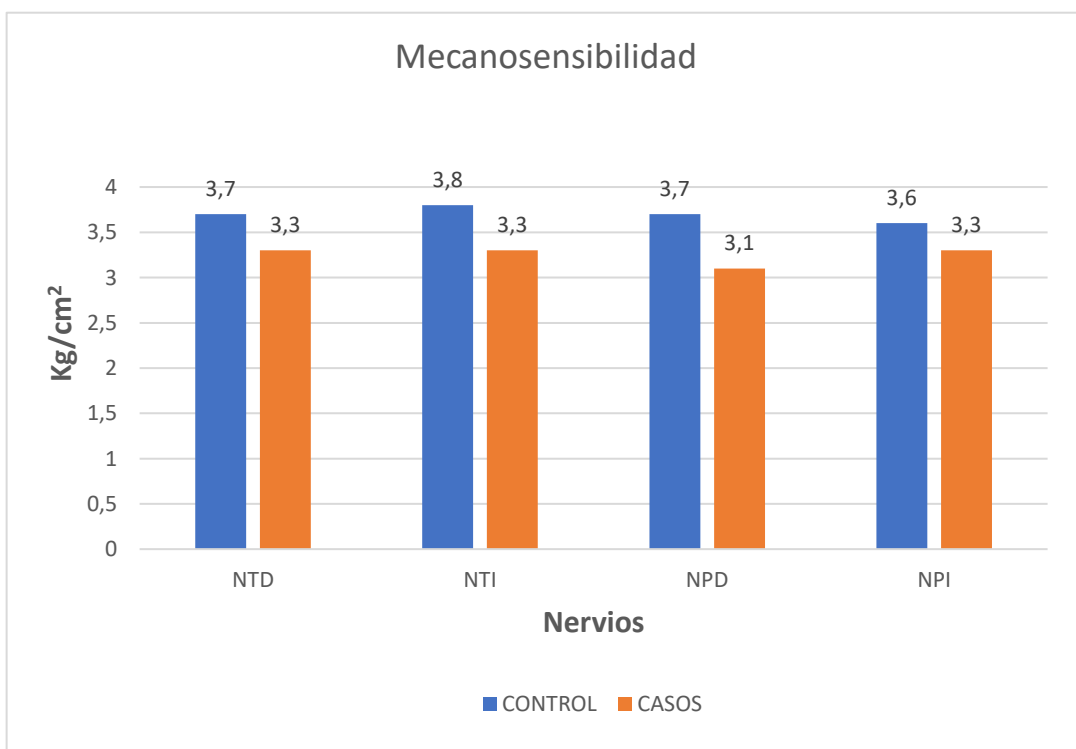


Figura 21: Gráfica que muestra las diferencias entre los grupos para la mecanosensibilidad neural

Para determinar la posible relación entre las variables de mecanosensibilidad de los músculos y nervios en cada grupo, se calculó el coeficiente de correlación de Pearson (r) cuyos resultados se muestran en la Tabla 13.

Tabla 13. Coeficiente correlación de Pearson variables mecanosensibilidad según grupos

	NTD		NTI		NPD		NPI	
	Control	Casos	Control	Casos	Control	Casos	Control	Casos
TAD	0,606**	0,893**	0,306	0,244	0,543**	0,796**	0,248	0,145
TAI	0,352	0,045	0,418*	0,904**	0,303	0,064	0,267	0,852**
PLD	0,723**	0,841**	0,641**	0,103	0,719**	0,878**	0,347	0,054
PLI	0,409*	0,084	0,375*	0,866**	0,490**	0,109	0,266	0,898**
PCD	0,300	0,855**	0,314	0,23	0,488**	0,803**	0,287	0,184
PCI	0,009	0,139	0,011	0,850**	0,276	0,164	-0,011	0,878**

* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$

En todas las relaciones expresadas en la tabla, observamos que son correlaciones positivas o relaciones directas, lo que quiere decir que según aumenta la mecanosensibilidad de una de las estructuras también aumentaría la otra y, al contrario, es decir, según disminuye la mecanosensibilidad del músculo también lo hace la del nervio o viceversa. De tal forma que, por ejemplo, podemos decir en el caso de los sujetos que sufrieron esguince de tobillo, encontramos que para el músculo tibial anterior derecho (TAD), conforme aumenta su mecanosensibilidad también

lo haría la del nervio tibial derecho (NTD) y viceversa o conforme disminuye la del músculo, también lo hace la del nervio y viceversa, con un coeficiente de correlación $r=0,893$ con $p<0,001$.

En base a estos resultados, podemos decir que existe relación entre la mecanosensibilidad del nervio tibial derecho (NTD) y la mecanosensibilidad del músculo tibial anterior derecho (TAD) tanto en el grupo control como en los sujetos que han sufrido esguince de tobillo siendo en este caso mayor la relación en los sujetos que han sufrido esguince de tobillo ($r = 0,893$, $p < 0,001$). Lo mismo ocurriría en al analizar la relación entre el nervio peroneo común derecho (NPD) y el músculo tibial anterior derecho (TAD), donde también observamos una mayor relación en el grupo de sujetos que han sufrido esguince de tobillo ($r = 0,796$, $p < 0,001$).

De igual manera, se puede observar que existe relación entre ambos troncos nerviosos del lado derecho (NTD y NPD) con el músculo peroneo largo derecho (PLD) tanto en el grupo control como en los sujetos que han sufrido esguince de tobillo siendo las relaciones mayores en el caso de éstos últimos (NTD-PLD $r=0,841$ y NPD-PLD $r=0,878$ para ambos casos $p<0,001$).

Como podemos observar, también existe relación entre la mecanosensibilidad del músculo peroneo corto derecho (PCD) con la de los troncos nerviosos del lado derecho en el caso de los sujetos que han sufrido esguince de tobillo (PCD - NTD $r = 0,855$ y PCD - NPD $r = 0,803$ con $p < 0,001$

en ambos casos). Sin embargo, en el grupo control sólo se observa relación entre la mecanosensibilidad del músculo peroneo corto derecho con el nervio peroneo común derecho, siendo ésta menor que en el caso del grupo de estudio ($r = 0,488$ $p = 0,007$).

En cuanto al lado izquierdo, vemos que la mecanosensibilidad del músculo tibial anterior (TAI) presenta relación en con la del nervio tibial (NTI) y con la del peroneo común (NPI) en el caso de los sujetos que han sufrido esguince de tobillo ($r = 0,904$ y $0,852$ respectivamente, $p < 0,001$). En el grupo control solo se encuentra relación entre el músculo tibial anterior y el nervio tibial ($r = 0,418$ $p = 0,024$), siendo ésta menor que en el grupo de estudio.

La musculatura peronea del lado izquierdo (PLI y PCI) también muestra relación, en cuanto a la mecanosensibilidad, con la de los troncos nerviosos del tibial (NTI) y del peroneo común (NPI) del lado izquierdo, en los sujetos que sufrieron esguince de tobillo (PLI-NTI $r = 0,866$, PLI-NPI $r = 0,898$, PCI-NTI $r = 0,850$, PCI-NPI $r = 0,878$ con $p < 0,001$ para todos los casos). Sin embargo, en el grupo control sólo se ha encontrado relación entre el músculo peroneo largo y el nervio tibial anterior ($r=0,375$, $p = 0,045$), siendo ésta menor que en el grupo de estudio.

5. CORRELACIÓN MECANOSENSIBILIDAD Y CONTROL POSTURAL

Para determinar la posible relación entre las variables de mecanosensibilidad y de estabilidad en cada grupo, se calculó el coeficiente de correlación de Pearson (r) cuyos resultados se muestran en la Tabla 14. Como podemos observar no se han encontrado relaciones entre ninguna de las variables de mecanosensibilidad y las de control postural.

Tabla 14. Coeficiente correlación de Pearson entre variables de mecanosensibilidad y estabilidad según grupos.

ALGOM	AREA COP	
	Control	Casos
TAD	-0,038	-0,21
TAI	0,004	-0,298
PLD	0,088	-0,012
PLI	0,142	-0,126
PCD	0,144	-0,081
PCI	0,113	-0,165
NTD	0,028	-0,014
NTI	0,073	-0,195
NPD	0,122	0,081
NPI	0,187	-0,096

6. CORRELACIÓN MECANOSENSIBILIDAD Y ELECTROMIOGRAFÍA

Para determinar la posible relación entre las variables de mecanosensibilidad y de electromiografía durante la estabilidad en apoyo bipodal en cada grupo, se calculó el coeficiente de correlación de Pearson

(*r*) cuyos resultados se muestran en la Tabla 15. Como podemos observar no se han encontrado relaciones entre ninguna de las variables de mecanosensibilidad y electromiografía, salvo entre la mecanosensibilidad del músculo tibial anterior izquierdo (TAI) y la actividad del músculo tibial anterior derecho (TAI) durante el **apoyo bipodal** donde encontramos una relación indirecta o correlación negativa entre ambas variables de tal manera que cuando aumenta una de las variables la otra se verá disminuida y viceversa ($r = -0,473$ con $p = 0,010$).

Tabla 15. Coeficiente correlación de Pearson variables mecanosensibilidad y electromiografía según grupos.

ALGOM	EMG TAD		EMG TAI		EMG PLD		EMG PLI	
	Control	Casos	Control	Casos	Control	Casos	Control	Casos
TAD	-0,068	-0,13	0,076	0,051	0,093	0,052	0,064	-0,024
TAI	-0,117	-0,473**	-0,109	-0,237	0,116	-0,125	-0,086	-0,141
PLD	-0,073	0,066	0,037	-0,009	0,067	0,205	-0,042	0,013
PLI	-0,245	-0,314	-0,022	-0,121	0,023	-0,166	-0,05	-0,179
PCD	-0,04	0,054	0,024	0,19	0,134	0,123	-0,098	0,107
PCI	-0,133	-0,235	-0,137	-0,247	-0,1	-0,152	-0,134	-0,12
NTD	-0,128	-0,03	0,245	0,122	0,008	-0,045	0,19	-0,116
NTI	-0,261	-0,343	-0,035	-0,153	-0,075	-0,05	-0,177	-0,168
NPD	0,021	-0,052	0,089	0,002	0,083	0,047	-0,081	-0,134
NPI	-0,087	-0,286	-0,099	-0,147	-0,054	-0,059	-0,025	-0,071

* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$

7. CORRELACIÓN ESTABILOMETRÍA Y ELECTROMIOGRAFÍA

Para determinar la posible relación entre las variables de establiometría y de electromiografía durante la estabilidad en **apoyo bipodal** en cada grupo, se calculó el coeficiente de correlación de Pearson (r) cuyos resultados se muestran en la Tabla 16. Todas las correlaciones encontradas son positivas, por lo que conforme aumenta o disminuye el valor de una variable también lo hace el de la otra.

Como podemos observar solo se ha encontrado relaciones entre la longitud de desplazamiento de la COP (LONGITUD) con la actividad del músculo peroneo largo derecho (EMG PLD) en el grupo control ($r = 0,444$, $p = 0,016$) y con la actividad del músculo peroneo largo izquierdo (EMG PLI) en el grupo de estudio ($r = 0,403$, $p = 0,03$).

También se ha encontrado, en el grupo control, relación de la actividad del músculo peroneo largo derecho (EMG PLD) con el desplazamiento en dirección anteroposterior de COP (Y_{media}) ($r = 0,529$, $p = 0,003$) y con la velocidad media de desplazamiento de COP (Velocidad) ($r = 0,444$, $p = 0,016$).

En el grupo de estudio se ha encontrado relación de la actividad del músculo peroneo largo izquierdo (EMG PLI) con la variable LFS ($r = 0,530$, $p = 0,003$) y con la velocidad media de desplazamiento de COP ($r = 0,403$, $p = 0,03$).

Tabla 16. Coeficiente correlación de Pearson variables de estabilometría y electromiografía según grupos.

	EMG TAD		EMG TAI		EMG PLD		EMG PLI	
	Control	Casos	Control	Casos	Control	Casos	Control	Casos
AREA	-0,043	0,028	-0,165	0,069	0,103	-0,262	0,208	-0,004
LONGITUD	-0,016	0,100	0,034	-0,103	0,444*	-0,043	0,282	0,403*
Xmedia	0,187	0,318	0,071	0,319	0,258	0,055	0,063	-0,031
Ymedia	0,108	-0,288	-0,081	-0,262	0,529**	0,295	0,075	-0,092
LFS	0,01	0,101	0,065	-0,124	0,362	0,123	0,260	0,530**
VFY	-0,052	0,282	0,137	0,04	-0,101	-0,115	0,156	0,258
Velocidad	-0,016	0,100	0,034	-0,103	0,444*	-0,043	0,282	0,403*

*p < 0,05. **p < 0,01. ***p < 0,001

8. EFECTO DE LAS VARIABLES ESTABILOMÉTRICAS EN EL CAIT

Para determinar la influencia que sobre el CAIT tienen las variables estabilométricas se realizó un modelo de regresión múltiple cuyo resultado se muestra en la Tabla 17. El modelo analizado resultó significativo ($F(7,21) = 2,57$, $p = 0,045$) con un coeficiente de determinación de 0,281, por lo que el 28,1% de la variabilidad del CAIT queda explicada por las variables introducidas en el modelo.

En relación con el efecto predictivo de cada una de las variables independientes, se observa que la longitud de desplazamiento de COP presentó un efecto significativo e indirecto ($B = -0,018$, $p = 0,025$) de forma que a mayor longitud menor puntuación en el CAIT. El LFS presentó un efecto significativo e indirecto ($B = -7,167$, $p = 0,034$) de forma que a mayor

LFS menor puntuación en el CAIT. La velocidad de desplazamiento de COP también mostró un efecto significativo e indirecto ($B = -0,369$, $p = 0,019$) de forma que a mayor velocidad menor puntuación en el CAIT. Con respecto al peso predictivo de las variables significativas (r parcial en valor absoluto), la velocidad es la mejor predictora de la puntuación del CAIT (r parcial = -0,482), seguida de la longitud (r parcial = -0,457) y la LFS (r parcial = -0,435).

Tabla 17. Efecto de las variables en la predicción del CAIT.

Variable	B (ET)	Beta	IC _{95%} B	t	p-valor	r parcial
AREA	-0,001 (0,001)	-0,122	-0,002 ; 0,002	-0,179	0,859	-0,039
LONGITUD	-0,018 (0,008)	-1,626	-0,108 ; -0,004	-2,411	0,025*	-0,457
XMEDIA	-0,024 (0,089)	-0,067	-0,208 ; 0,160	-0,265	0,793	-0,056
YMEDIA	-0,001 (0,100)	-0,006	-0,208 ; 0,208	-0,003	0,998	-0,001
LFS	-7,167 (3,161)	-0,490	-13,722 ; -0,612	-2,268	0,034*	-0,435
VFY	0,060 (0,128)	0,441	-0,206 ; 0,326	0,467	0,645	0,101
VELOCIDAD	-0,369 (0,146)	-1,760	-0,673 ; -0,064	-2,52	0,019*	-0,482
Constante	13,654 (10,863)		-8,937 ; 36,245	1,257	0,223	
Resumen del modelo						
R ² (%)			28,1			
Modelo			F(7,21) = 2,57, p = 0,045*			
Supuestos						
Normalidad [†]			p = 0,200			
Independencia [‡]			1,613			
Homocedasticidad			p = 0,821			
+						

B: coeficientes no estandarizados. ET: error típico. Beta: coeficientes estandarizados. R²: coeficiente de determinación. [†]Test de normalidad Kolmogorov-Smirnov de los residuos. [‡]Test de Durbin-Whatson. ⁺ Test de Levene entre los valores residuales y predichos. *p<0,05 **p<0,01 ***p<0,001.

V. DISCUSIÓN

DISCUSIÓN

En este estudio se ha realizado un análisis, en sujetos con antecedentes de esguince de LLE de tobillo, de cómo esta lesión puede afectar al control postural, a la mecanosensibilidad neuromuscular y a la actividad de la musculatura de la pierna. Estableciendo si existe relación entre estas variables y con la sensación de inestabilidad que percibe el sujeto sobre su tobillo.

Además, se ha analizado si existen diferencias, acorde a estas variables, entre los sujetos que sufrieron esguince de tobillo y sujetos que nunca lo han sufrido (sujetos sanos).

1. CONTROL POSTURAL

En este estudio para valorar el control postural estático, se ha llevado a cabo la evaluación de la estabilidad en apoyo bipodal y en apoyo monopodal utilizando una plataforma de estabilometría. Con esto, lo que se pretende es comparar si existen diferencias entre sujetos sanos y afectados de tal manera que la estabilidad se viera afectada en los sujetos que han sufrido esguince de tobillo. Además, se busca establecer si existen diferencias entre el lado sano y el afecto en los sujetos con inestabilidad de tobillo.

En la literatura se pueden encontrar muchos estudios que utilizan las medidas de control postural para evaluar los déficits sensoriomotores en sujetos con inestabilidad de tobillo (18,27,73,151). Pero los resultados son inconsistentes al respecto, ya que no todos los estudios llegan a la conclusión de que se produce una alteración en el control postural tras sufrir un esguince de tobillo, encontrándose, por lo tanto, una falta de consenso en cuanto a la afectación de la estabilidad en este tipo de sujetos(18,27,73,151).

Tropp y Odentrick(70) realizaron el primer estudio estabilométrico durante apoyo monopodal para evaluar la inestabilidad después del esguince de tobillo. Estos autores encontraron una fuerte correlación entre la inestabilidad del tobillo y el aumento de las oscilaciones de COP. También indicaron que los sujetos con inestabilidad de tobillo presentaban cambios estabilométricos en ambas extremidades, lo que sugiere que tras un esguince de tobillo se produce una alteración global del equilibrio además de las consecuencias locales de la lesión(102).

Concretamente, Martín-Casado et al(19), en un estudio en el que realiza el análisis de la estabilidad en apoyo monopodal comparando el miembro lesionado con el afecto, no hallaron diferencias en cuanto al rango de desplazamiento medio-lateral de COP, pero si observaron diferencias estadísticamente significativas en el rango de desplazamiento anteroposterior, siendo mayor en el caso de la extremidad afecta, aunque

en este caso la prueba fue realizada sobre una superficie inestable. Según estos resultados, durante el apoyo monopodal sobre la pierna lesionada, la inestabilidad sería mayor en el eje anteroposterior, por lo tanto, la musculatura estabilizadora de tobillo en los movimientos de flexo-extensión no estaría ejerciendo su función de manera adecuada. Isakov & Mizrahi(152), por el contrario, no encontraron diferencias en el desplazamiento de COP en ninguno de los ejes.

Martín-Casado et al.(19), también observaron que no había diferencias entre la velocidad de desplazamiento y la longitud de desplazamiento de COP entre la pierna lesionada y la no lesionada. Esto difiere de los resultados obtenidos por Hertel et al.(148), ya que indican que la velocidad y la longitud de desplazamiento de COP se ve aumentada en el lado afecto, aunque las mediciones se realizan en un plazo corto después de la lesión. Por lo tanto, Hertel et al(148) indican que los sujetos con esguince agudo de tobillo presentan mayor inestabilidad durante el apoyo sobre la pierna lesionada, ya que a mayor velocidad y longitud de desplazamiento de COP se atribuye menor control postural(119).

En cuanto al área que describe el COP, Martín-Casado et al(19) obtuvieron mayores áreas en el apoyo monopodal sobre la pierna lesionada que en la pierna no lesionada, pero esta diferencia no fue estadísticamente significativa. Lo cual indicaría, que durante el apoyo sobre la pierna lesiona

el control postural es menor, ya que cuanto mayor es el área que describe el COP, menor es el control postural(119).

Mendez-Rebolledo et al (98), no obtuvieron diferencias en el área que describe el COP, velocidad y longitud de desplazamiento de COP, entre el lado sano y el afecto en sujetos con inestabilidad de tobillo, atribuyendo estos resultados a la suposición de que en estos sujetos el déficit de control postural es bilateral, descrita por McKeon y Hertel(27).

Sin embargo, dos revisiones sistemáticas, que analizan las diferencias estabilométricas entre el lado afecto y el sano en sujetos con inestabilidad de tobillo, llegan a la conclusión de que el lado afecto presenta menor control postural que el sano durante apoyo monopodal(71,153).

Los resultados hallados en este estudio, indican que los sujetos con inestabilidad de tobillo presentan diferencias estadísticamente significativas, entre la pierna afectada y la no lesionada, en cuanto a la longitud de desplazamiento total ($p = 0,011$ para sujetos con esguince de tobillo en el lado derecho e izquierdo), el desplazamiento en el eje anteroposterior de COP ($p = 0,036$ para los sujetos lesionados en su tobillo derecho y $p = 0,011$ para los lesionados en el izquierdo) y la velocidad media de desplazamiento (esta última solo en los sujetos que sufrieron el esguince en el lado izquierdo $p = 0,004$). En todas estas variables, los valores fueron significativamente mayores para la extremidad lesionada que para la no afectada, lo cual indica

un peor control postural durante apoyo monopodal con la pierna afectada(119,139).

Estos resultados estarían en consonancia con los hallados por Martín-Casado et al.(19), en cuanto al desplazamiento anteroposterior, y Hertel et al.(148) en cuanto a la longitud total y la velocidad de desplazamiento.

Para el resto de las variables no se encontraron diferencias estadísticamente significativas, aunque al igual que en el estudio de Martín-Casado et al.(19), se pueden observar diferencias entre el lado sano y el afecto en cuanto al área que describe COP siendo mayor en el caso de la pierna afectada, pero sin significación estadística.

Sin embargo, en el grupo control sólo se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el desplazamiento medio-lateral de COP.

Otros estudios, han llevado a cabo el análisis en el control postural comparando sujetos sanos y sujetos con inestabilidad de tobillo. Sefton et al.(74) realizaron un estudio en el que comparaban el apoyo monopodal entre sujetos sanos y sujetos con inestabilidad de tobillo, hallando diferencias en los desplazamientos en las direcciones medio-lateral y anteroposterior de COP. Estos resultados estarían en desacuerdo con los obtenidos por Ross & Guskiewicz (154) ya que no obtuvieron diferencias en el desplazamiento de COP en el eje anteroposterior ni en el medio-lateral. Sin embargo, en un estudio posterior realizado por Ross et al.(151)

encontraron diferencias en el desplazamiento medio-lateral pero no las hallaron en el eje anteroposterior. Por lo tanto, la literatura científica no es concluyente en el hecho de si existen diferencias en el control postural entre sujetos sanos y afectados, pero podría darse una mayor inestabilidad medio-lateral, es decir, durante las oscilaciones entre los movimientos de eversión e inversión de tobillo.

Sefton et al.(74), además, observaron que, el desplazamiento del COP se producía a mayor velocidad en el grupo de sujetos que sufrieron esguince de tobillo que en el de sujetos sanos. Describieron que el mayor desplazamiento de la COP y a mayor velocidad representan que el sujeto tiene menor estabilidad.

Linens et al., Ross et al. y Baier & Hopf apoyan la teoría de que los sujetos con inestabilidad de tobillo muestran mayor velocidad de desplazamiento de COP que los sujetos sanos al realizar una prueba de estabilidad en apoyo monopodal (155–157).

Baier & Hopf(157) también observaron que el área que describe el COP era mayor en los sujetos con inestabilidad de tobillo que en los sujetos sanos, aunque las diferencias encontradas no fueron estadísticamente significativas. Sin embargo, Linens et al.(155) no hallaron diferencias en el área de desplazamiento entre los dos grupos, por lo que indican, que esta variable podría no tener asociación con la inestabilidad. Esta misma

conclusión es adoptada por Ross et al.(151) y Hertel & Olmsted-Kramer(73). Estos últimos defienden que los cambios producidos en el control neuromuscular a nivel central podrían implicar a la pierna lesionada, pero también a la extremidad contralateral e incluso a articulaciones proximales, de tal manera que el área que describe la COP no se vería afectada ya que se harían cambios compensatorios a nivel postural.

Brown & Mynark(18) no observaron diferencias entre sujetos sanos y sujetos con inestabilidad de tobillo en el área que describe COP y en la longitud y velocidad de desplazamiento de COP, pero si encontraron diferencias en el desplazamiento medio lateral y anteroposterior de COP en condiciones estáticas de estabilidad durante apoyo bipodal.

Por lo que se mencionado, en la literatura, la confirmación de que los déficits de equilibrio estático existen en sujetos con inestabilidad de tobillo sigue siendo controvertida. Varias revisiones sistemáticas(28,55,158,159) indican que los autores han observado déficits en el equilibrio de una sola pierna en individuos con inestabilidad de tobillo, pero como hemos comprobado en la literatura citada anteriormente, no todos los autores llegan a la misma conclusión(30,160). Una de las razones podría ser que los estudios utilizan diferentes tiempos de medición, la forma en la que se colocan los brazos no se describe igual en todos los procedimientos y tampoco la posición en la que se coloca la pierna en apoyo, algunos hacen las mediciones bajo la condición de ojos cerrados y otros abiertos y algunos

utiliza superficies inestables.

En este estudio no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas, entre sujetos sanos y sujetos con inestabilidad de tobillo, para las variables de control postural tanto en apoyo bipodal como monopodal. Estos resultados estarían en consonancia con los observados en otros estudios(18,30,154,160) y difieren de aquellos autores que describen que, en sujetos con inestabilidad de tobillo se produce una alteración del control postural en situaciones estáticas (28,55,74,151,155–159). Esta discrepancia podría deberse, a que, en el presente estudio, no se estableció un tiempo determinado desde que se produjo el esguince de tobillo para la selección de los sujetos con antecedentes de esta lesión. Por lo tanto, esta sería una limitación del estudio y podría tenerse en cuenta para futuras investigaciones.

Los resultados obtenidos en este estudio tampoco pueden ser extrapolables totalmente a la población general ya que fueron obtenidos de una muestra con una media de edad de 21 años (DT = 3,7).

Por otro lado, muchos de estas investigaciones utilizan plataformas de fuerza para el estudio del control postural (71,74,118,157,161,162), mientras que en este estudio se ha llegado a cabo con una plataforma estabilométrica, lo cual podría afectar a la sensibilidad de las mediciones.

Además, las medidas tradicionales de la COP, según indican McKeon et

al.(27) en su revisión sistemática, podrían no ser lo suficientemente sensibles en cuanto a la discriminación entre sujetos sanos y sujetos con inestabilidad de tobillo. También, describen que el hecho de no definir de forma adecuada los criterios de inclusión y exclusión, un tamaño muestral pequeño, y la utilización de distintos protocolos para la medición de la estabilidad, pueden mostrar estas inconsistencias en los resultados al revisar la literatura (27).

Hertel et al.(148) indican que los hallazgos no significativos en cuanto a la alteración de la estabilidad pueden deberse a cambios adaptativos, en el sistema de control postural, que se producen durante la recuperación tras un esguince de tobillo, permitiendo el retorno a niveles normales en cuanto a estabilidad estática, aunque sí podrían presentar déficits en la estabilidad durante actividades dinámicas que podrían llevarles a padecer de nuevo la lesión.

También, se ha sugerido que las condiciones estáticas pueden no comprometer lo suficiente la estabilidad del sujeto debido a la facilidad del procedimiento(163). En consecuencia, su valor en la evaluación de los pacientes en el ámbito clínico debería ser cuestionada. Procedimientos de prueba más dinámicos, como la medición del tiempo que necesita el individuo para estabilizarse tras desplazamientos del centro de gravedad, podrían ser más efectivos para detectar los déficits de rendimiento de equilibrio en sujetos con inestabilidad de tobillo, ya que son pruebas más

funcionales (30,33,55). Por lo tanto, esta sería otra de las limitaciones en este estudio, ya que las valoraciones del control postural se hacen con pruebas en condición estática.

2. MECANONSENSIBILIDAD NEUROMUSCULAR

En el presente estudio se realizó un análisis del umbral del dolor a la presión (UDP) o mecanosensibilidad de la musculatura peronea, del músculo tibial anterior y de los troncos nerviosos del peroneo común y del nervio tibial, para observar si se producen alteraciones en dicho umbral en los sujetos que han sufrido esguince de tobillo.

Son escasos los estudios que se han encontrado tras la búsqueda de bibliografía que aborden este tema en sujetos con inestabilidad de tobillo(52,89,104,164).

Uno de los estudios, es el realizado por Salmon-Moreno et al(52) que analiza distintos métodos de tratamiento en sujetos con inestabilidad crónica de tobillo. En este estudio, observaron que todos los sujetos incluidos en el estudio presentaban PGM activos en el músculo peroneo largo y que la palpación de los mismos reproducía parte de los síntomas del sujeto. Además, como hallazgo principal, describen que el tratamiento combinado de ejercicios de propiocepción, fortalecimiento y punción seca producía mejores resultados, en cuanto al dolor mientras el sujeto realiza actividades

deportivas, que el tratamiento con solo ejercicios. Por lo tanto, el tratamiento de puntos con hipersensibilidad mecánica de forma focal aporta mayores beneficios en el tratamiento de sujetos con inestabilidad de tobillo. Esto nos indicaría que, a la hora de hacer un examen clínico en estos sujetos, sería interesante hacer una valoración de la mecanosensibilidad muscular para ver si presentan hipersensibilidad.

Debido a que la adición de punción seca, en el tratamiento de sujetos con inestabilidad crónica de tobillo, produjo como resultado mejoras clínicas estadísticamente significativas tanto en el dolor como en la función en estos sujetos, los autores de este estudio llegaron a la hipótesis de que los músculos del tobillo pueden desempeñar un papel relevante y pueden perpetuar síntomas asociados con la inestabilidad del tobillo(52).

Además, Salmon-Moreno et al. (52) hacen referencia a que deberían realizarse más investigaciones que analizaran la implicación motora de los PGM (52), dado que como indicamos anteriormente, los autores observaron que todos los sujetos que participaron en el estudio presentaron PGM activos.

Fernández-Cristóbal (89) también analiza la diferencia entre tratamientos observando mejores resultados en el UDP del músculo peroneo largo y corto con un tratamiento para el esguince agudo de tobillo que incluye punción seca. Además, el investigador señala que la presencia de PGM latentes se

da tanto en el miembro sano como en el afecto, de tal manera que, la prevalencia de PGM latentes en los músculos peroneo largo y peroneo corto era del 100% en el miembro lesionado y del 85,7% en el peroneo largo del miembro contralateral(89).

Los resultados obtenidos en este estudio apoyarían el hecho de que el tratamiento que incluye punción seca, de puntos gatillo de la musculatura de la pierna, obtenga mejores resultados clínicos en sujetos con antecedentes de esguince de tobillo (52,89), ya que indican que estos sujetos muestran hipersensibilidad a la presión sobre la musculatura el músculo peroneo largo, peroneo corto y tibial anterior, característica que es típica de los PGM (90).

Un estudio realizado por Truyols-Domínguez et al. (164), también observó que el tratamiento en sujetos con esguince de tobillo, que incluía terapia miofascial, aportaba mejores resultados en cuanto al UDP del ligamento LLE de tobillo y de los relieves óseos de ambos maléolos, y en cuanto a la percepción del dolor, registrada con una escala numérica de valoración del dolor sobre la musculatura peronea, gastrocnemios y tibial anterior (164). Por lo tanto, si esta mejoría se producía tras el tratamiento, confirmaría, al igual que los estudios referidos anteriormente (52,89), que el esguince de tobillo produce alteraciones en la mecanosensibilidad tanto de las estructuras osteoligamentosas como de la musculatura.

Además, Truyols-Domínguez et al. (164), indican que los tejidos blandos pueden perpetuar síntomas asociados con el esguince de tobillo, ya que la musculatura que rodea al tobillo, en un intento de proteger la articulación de un trauma mayor, entrarían en un estado de protección. Esta hipótesis estaría de acuerdo con lo que expresaron Salmon-Moreno et al(52), y quedaría corroborada por los resultados obtenidos en este estudio ya que, como se mencionó anteriormente, todos los sujetos con antecedentes de esguince de tobillo presentaron hipersensibilidad mecánica muscular.

Ramiro-González et al.(104) observaron que los sujetos con esguince agudo de tobillo presentaban hipersensibilidad mecánica en distintos puntos proximales a la articulación del tobillo como son, el complejo ligamentoso lateral y medial y los relieves óseos del maléolo lateral y media, al comparar el lado afecto con el sano y compararlo también con sujetos sanos. Por lo tanto, por una parte, estos resultados difieren de los obtenidos en el presente estudio, ya que muestran que los sujetos con antecedentes de tobillo presentan alteraciones de la mecanosensibilidad muscular en ambas piernas.

Sin embargo, existiría concordancia a la hora de indicar que existen diferencias entre sujetos sanos y afectados, ya que los resultados del presente estudio indican que existen diferencias estadísticamente significativas en la mecanosensibilidad entre ambos grupos, de tal manera que los sujetos con antecedentes de esguince de tobillo muestran hipersensibilidad a la

presión, en ambas piernas, al presentar valores significativamente menores en el UDP del músculo peroneo largo ($p < 0,001$ para el PLD y $p = 0,016$ para el PLI), peroneo corto ($p < 0,001$ para el PCD y $p = 0,006$ para el PCI) y tibial anterior ($p < 0,001$ para el TAD y $p = 0,045$ para el TAI).

Ramiro-González et al.(104) también examinaron el UDP en el tibial anterior y en los troncos nerviosos del miembro superior no encontrando hipersensibilidad mecánica en dichas estructuras. Los autores, atribuyen estos resultados a mecanismos de sensibilización periférica al ser una patología aguda, por lo que indican que no pueden explicarse por mecanismos de sensibilización central.

En cuanto al umbral del dolor a la presión en el tejido neural, un estudio realizado por Caro-Morán et al. (100) con mujeres supervivientes del cáncer de mama aporta que estas mujeres presentan menores UDP en el tejido neural del mediano, radial y cubital y en el músculo tibial anterior en comparación con sujetos sanos. Además, determinaron que no hallaron diferencias entre el lado afecto y el sano(100). Los autores explican que la hipersensibilidad bilateral y generalizada en estas mujeres estaría mediada por procesos de sensibilización central y, que el tejido neural tiene un papel importante en dichos procesos (100). Estas mismas conclusiones son aportadas por Sterling et al. (165), en su estudio en sujetos con latigazo cervical.

La hipótesis de que el tejido neural tenga un importante papel en los mecanismos de sensibilización central, establecida por Caro-Morán et al. (100) y Sterling et al.(165), se podría extrapolar al presente estudio, ya que al evaluar el UDP en los troncos nerviosos del peroneo común y del nervio tibial de ambas piernas, además de observarse diferencias estadísticamente significativas entre sujetos sanos y sujetos con antecedentes de tobillo, se obtuvieron valores del UDP significativamente menores en los troncos nerviosos de ambas piernas para los sujetos con antecedentes de esguince de tobillo ($p = 0,025$ para el nervio tibial derecho, $p = 0,038$ para el tibial izquierdo, $p < 0,001$ para el nervio peroneo común derecho y $p = 0,041$ para el izquierdo).

Sin embargo, un estudio realizado en sujetos con síndrome del túnel carpiano, aporta que la hiperalgesia mecánica observada en los troncos nerviosos del mediano, cubital y radial, estaría mediada por procesos de sensibilización periférica y no por procesos de sensibilización central (166). Estos resultados concuerdan con los obtenidos por Fingleton et al. (93), ya que observan que existen diferencias, entre ambos miembros inferiores, en el UDP de los nervios ciático, peroneo común y tibial anterior en sujetos sanos. Sin embargo, otro estudio que evalúa el UDP de estos tres nervios en sujetos con dolor lumbar con irradiación hacia el miembro inferior, obtuvieron que los valores de UDP fueron significativamente inferiores en el lado sintomático en los sujetos que dieron positivo a la palpación manual,

mientras que no hubo diferencias significativas entre los lados en los sujetos que eran negativos a la palpación manual (150).

Martínez-Merino et al. (167) llevan a cabo un estudio con sujetos con escápula deprimida aportando que estos sujetos presentaban UDP más bajos en los troncos nerviosos del mediano, radial y cubital, al compararlo con sujetos con una posición normal de la escápula. También, observaron que estos sujetos presentaban un menor UDP en el músculo trapecio superior, por lo que, aunque en el estudio no se evalúa la relación entre la mecanosensibilidad neural y muscular, podríamos pensar que tal relación existe.

Esta asociación entre mecanosensibilidad neural y muscular podría confirmarse con los resultados obtenidos en este estudio, ya que muestran que la mecanosensibilidad de los músculos peroneo largo, peroneo corto y tibial anterior está relacionada con la de los nervios peroneo común y tibial del mismo lado (NTD-TAD $r = 0,893$ $p < 0,001$, NPD-TAD $r = 0,796$ $p < 0,001$, NTD-PLD $r = 0,841$ $p < 0,001$, NPD-PLD $r = 0,878$ $p < 0,001$, NTD-PCD $r = 0,855$ $p < 0,001$, NPD-PCD $r = 0,803$ con $p < 0,001$, NTI-TAI $r = 0,904$ $p < 0,001$, NPI-TAI $r = 0,852$ $p < 0,001$, PLI-NTI $r = 0,866$ $p < 0,001$, PLI-NPI $r = 0,898$ $p < 0,001$, PCI-NTI $r = 0,850$ $p < 0,001$ y PCI-NPI $r = 0,878$ $p < 0,001$).

Por lo tanto, los resultados obtenidos en este estudio apoyarían la hipótesis de que tras sufrir un esguince de tobillo, tanto por mediación de

mecanismos de sensibilización periférica (166), como sería el caso del curso agudo de la lesión, como por mediación de mecanismos de sensibilización central (100,165), en el caso de la inestabilidad crónica de tobillo, se produce una hipersensibilidad mecánica de las estructuras musculoesqueléticas y neuronales adyacentes y que este hallazgo podría ser una de las explicaciones causales para la perpetuación de los síntomas que se aparecen tras la lesión del esguince de tobillo (92). Por lo tanto, a consecuencia de estos procesos de sensibilización, también se explicaría que los sujetos con inestabilidad de tobillo presenten hipersensibilidad mecánica bilateral (100).

Además, como explicamos en la introducción, es posible que el mecanismo lesional del esguince de tobillo, unida a la alta recurrencia de sufrir de nuevo la lesión, sometan a excesiva tracción y de forma repetitiva al tejido neural. Está demostrado que la tracción prolongada y la compresión del tejido neural pueden alterar la microcirculación y el transporte axonal de tal manera que la mecanosensibilidad del nervio se vería alterada (168–171). Asimismo, en base a lo observado, se puede confirmar que el tejido neural tiene un papel importante en los mecanismos de sensibilización central(100).

El hecho de que los sujetos con inestabilidad de tobillo presenten hipersensibilidad mecánica en ambas piernas se podrían explicar por la mediación de mecanismos de sensibilización central(92).

3. RELACIÓN ENTRE ESTABILOMETRÍA Y MECANOSENSIBILIDAD

El objetivo principal de este estudio es determinar la relación entre la mecaosensibilidad de los músculos tibial anterior, peroneo largo y peroneo corto y de los troncos nerviosos del peroneo común y tibial anterior con el control postural en sujetos con inestabilidad de tobillo.

En la búsqueda bibliográfica sobre este tema, no se ha encontrado ningún artículo que compare el control postural con la mecaosensibilidad neuromuscular en sujetos con inestabilidad de tobillo.

El estudio del control de la estabilidad en sujetos con fibromialgia muestra que esta población muestra una disminución del control postural. Los autores indican (172) que estos resultados pueden deberse a la alteración en estos sujetos tanto de mecanismos de control postural central y/o periféricos. La fibromialgia, es un trastorno crónico, caracterizado por dolor crónico generalizado y la presencia de múltiples puntos sensibles en el examen físico. En base a las características de la enfermedad y a los resultados del estudio (172), se podría pensar que otras patologías que presenten hipersensibilidad mecánica neuromuscular podrían también manifestar alteraciones en el control postural habiendo por tanto una relación entre ambas variables. Sin embargo, aunque el presente estudio muestra que los sujetos con inestabilidad de tobillo presentan alteración de la mecaosensibilidad y del control postural sobre la pierna afecta, se

observa que no existe asociación entre estas variables.

Otro estudio, realizado en sujetos con fibromialgia, aporta como dato novedoso que los sujetos que presentan esta patología muestran déficits del control postural durante posturografía dinámica y la presencia de PGMs activos en los músculos gastronemios y en el tibial anterior de ambas piernas(173). Los autores conjeturan sobre la idea de que, la presencia de PGM activos en esta musculatura puede afectar al equilibrio (173), pero no aportan ningún dato que correlacione ambas variables directamente. Por lo tanto, no se puede establecer si, al igual que nuestro estudio, aunque los sujetos muestren alteración del control postural y la presencia de focos hiperirritables a la presión, existe relación entre estas variables.

Un estudio en el que sujetos con síndrome de dolor miofascial cervical se sometían a un programa de yoga durante 4 semanas, se produjo una mejoría en el UDP de los PGM. Explican estos resultados a que el yoga ayuda a las personas a aumentar su conocimiento de las formas no óptimas de mover y posicionar su cuerpo, mejorando de esta forma el control postural lo cual reduciría la tensión muscular y por lo tanto la aparición de PGMs (174). Aunque no está clara la asociación, ya que no se lleva a cabo su estudio de forma directa, los autores estarían indicando que al mejorar del control postural evitaría la aparición de PGM correlacionando de esta manera ambas variables.

Sin embargo, un estudio realizado por Baierle et al (175) en sujetos con dolor de hombro, no pudo establecer correlación entre la alteración de la estabilidad corporal y la intensidad del dolor medida con la escala VAS-15. Por lo tanto, el hecho de que el dolor sea mayor o menor no influye en que estos sujetos muestren mayor o menor control postural (175). Esto mismo ocurriría con los sujetos con antecedentes de tobillo según los resultados del presente estudio, de tal manera que, aunque muestran alteración del control postural sobre la pierna afectada e hipersensibilidad neuromuscular, el hecho de que una de estas variables aumente o disminuya no implicaría que la otra también lo hiciera.

Los hallazgos de los estudios indicados anteriormente (172–174) nos pueden llevar a pensar que la alteración de la mecanosensibilidad musculoesquelética y neural podría tener relación con el control postural o estabilidad. En el caso de la musculatura, la presencia de PGM provoca, además de dolor referido a la palpación, disfunción motora como recuperación retardada, debilidad muscular, relajación demorada, coactivación inapropiada, descoordinación e impiden el estiramiento completo del músculo(90), lo cual alteraría el control postural del cuerpo.

Sin embargo, los resultados obtenidos en el presente estudio y por Baierle et al (175) muestran que no existe tal correlación. Estos resultados pueden deberse a que en la selección de la muestra no se hizo distinción entre la presencia de PGM activos y latentes (173,174), ni tampoco se tuvo en

cuenta si el paciente presentaba dolor de tobillo en el momento de las valoraciones (175), por lo que esta podría ser una de las limitaciones de este estudio.

4. ELECTROMIOGRAFÍA

Durante la prueba de la estabilometría estática tanto en apoyo monopodal como bipodal se llevó a cabo el estudio de la actividad del músculo tibial anterior y del músculo peroneo largo. El objetivo de este análisis es establecer si existían diferencias entre los sujetos sanos y los sujetos con inestabilidad de tobillo. Además, se pretende establecer si la actividad de la musculatura del miembro afecto difiere de la del miembro sano en los sujetos que han sufrido esguince de tobillo.

No se encontraron estudios en la bibliografía que analicen las mismas características y variables electromiográficas analizadas en la presente investigación. Sin embargo, hay estudios que evalúan el tiempo de reacción muscular (84,98,176,177) y la activación muscular en diferentes tipos de actividad (21,71,75–78,83), con el fin de analizar la capacidad de reacción del músculo peroneo largo y del tibial anterior como músculos estabilizadores del tobillo en los movimientos de eversión e inversión y su implicación en el mecanismo lesional del esguince de tobillo.

Hay resultados contradictorios en la literatura referente al tiempo de reacción muscular a la perturbación de la inversión relacionada con la inestabilidad de tobillo (6,178). Varios estudios han identificado retraso en el tiempo de reacción de los músculos peroneos en extremidades con un tobillo crónicamente inestable (98,176), aunque otros no han identificado tales diferencias (84,177). Esta discrepancia puede deberse a diferencias metodológicas entre los estudios en relación con diversos criterios de inclusión de los sujetos que tienen inestabilidad de tobillo, diferencias en la velocidad, la dirección y el ángulo de la perturbación del tobillo permitida por los mecanismos que inducen el movimiento y el uso de diferentes técnicas de procesamiento EMG para determinar el inicio de la activación muscular reflexiva(30,179). En el presente estudio se lleva a cabo el análisis de la amplitud de la señal de la de EMG evaluando el nivel de actividad muscular durante el control de la estabilidad estática y no el tiempo de reacción de la musculatura durante tareas dinámicas, por lo tanto, las diferencias metodológicas entre los trabajos científicos citados anteriormente (6,84,98,176–178) y el presente estudio hacen que los resultados no pueden ser del todo comparables.

Si asumimos que las respuestas reflejas peroneales retrasadas están presentes entre los individuos que tienen inestabilidad de tobillo (98,176), éstas pueden ser atribuibles a los déficits propioceptivos locales o a las alteraciones del nivel espinal en el control motor (30,98). Sin embargo, al

analizar, las diferencias entre el miembro sano y el afecto, en el presente estudio se observa que los sujetos con antecedentes de tobillo no muestran diferencias en la actividad de la musculatura peronea.

No obstante, el presente estudio indica que los sujetos que sufrieron esguince en el lado derecho muestran diferencias significativas en la actividad del músculo tibial anterior, siendo significativamente mayor en el tibial anterior derecho que en el izquierdo durante el apoyo monopodal ($p = 0,014$). Pero, estos mismos resultados se han observado en el grupo control ($p = 0007$), por lo que no podría describirse como una característica propia de los sujetos con inestabilidad de tobillo. Además, los resultados obtenidos en sujetos que han sufrido esguince de tobillo el en lado izquierdo no muestran diferencias en la actividad muscular entre el lado afecto y el sano. Por lo tanto, los resultados del presente estudio no podrían establecer que exista una alteración de la actividad del músculo tibial anterior y del peroneo largo en la extremidad lesionada de los sujetos con inestabilidad de tobillo.

Los resultados encontrados en la evaluación de la musculatura durante el momento previo al aterrizaje tras un salto, aportan que el músculo peroneo largo presenta menor actividad durante el momento previo al contacto inicial del pie, al comparar entre sujetos sanos y sujetos con inestabilidad de tobillo(75,82).

Además, el momento de menor actividad muscular coincidía con el de mayor posición de inversión del tobillo. Sin embargo, no encontraron diferencias en la actividad del tibial anterior entre sujetos sanos y afectados(75). Estos resultados difieren de los observados en el presente estudio, ya que muestran que no existen diferencias en la actividad del músculo peroneo largo entre los sujetos sanos y los que han sufrido esguince de tobillo, durante la prueba de estabilometría en apoyo bipodal y monopodal, pero si estarían en consonancia con el hecho de que no se encuentren diferencias entre ambos grupos en la actividad del músculo tibial anterior.

Esta discrepancia entre los resultados de estudios que analizan la actividad muscular durante pruebas dinámicas (75,82) y el presente estudio puede deberse a que el trabajo de estabilización, durante las posiciones de control postural estáticas, de la musculatura peronea y tibial, puede no ser tan importante como el que se produce durante tareas dinámicas o durante situaciones que reproducen el mecanismo lesional del esguince de tobillo (30,33,55,163). Con lo cual, el hecho de no haber evaluado la actividad de la musculatura durante actividades dinámicas, sería una limitación del presente estudio.

El papel estabilizador del músculo peroneo largo se podría confirmar en base a los resultados observados en el presente estudio (75,82,98,176), ya que al analizar la relación entre las variables de estabilometría durante

apoyo bipodal con las de electromiografía, se obteniendo relación directa entre algunas de las variables de estabilometría y la actividad del músculo peroneo largo del lado derecho en el grupo control (EMG PLD - LONGITUD $r = 0,444$ $p = 0,016$, EMG PLD - Ymedia $r = 0,529$ $p = 0,003$ y EMG PLD - Velocidad $r = 0,444$ $p = 0,016$) y la del izquierdo en los sujetos que han sufrido esguince de tobillo (EMG PLI - LONGITUD $r = 0,403$ $p = 0,03$, EMG PLI - LFS $r = 0,530$ $p = 0,003$ y EMG PLI - VELOCIDAD $r = 0,403$ $p = 0,03$). En ambos casos se puede establecer que cuanto menor es el control postural (cuanto mayores son las variables de COP) mayor es la actividad del músculo peroneo largo para el mantenimiento de la postura. Pero, no podemos atribuir esta característica únicamente a los sujetos con inestabilidad de tobillo.

5. RELACIÓN ENTRE LA MECANOSENSIBILIDAD Y LA ACTIVIDAD DE LA MUSCULATURA

En el presente estudio se ha analizado la relación de la actividad muscular con su umbral de dolor a presión y con la mecanosensibilidad de los troncos nerviosos del peroneo común y del tibial anterior.

En la revisión de la literatura no se ha encontrado ningún estudio que realice dicha comparación en sujetos que han sufrido esguince de tobillo, aunque varios autores han realizado este tipo de análisis en otras patologías.

Concretamente, se llevó a cabo un estudio con sujetos que padecían osteoartritis de la articulación temporomandibular, analizan la actividad de la musculatura masticadora durante la oclusión mandibular máxima y UDP de dicha musculatura antes y después de dicha actividad. Los resultados demostraban que la musculatura masticadora durante esta actividad mostraba fatiga, pero no había cambios en UDPs antes y después. Por lo que, aunque en este estudio no analizan la relación entre ambas variables, se podría considerar que no existe relación entre ambas (180).

Schomacher et al. (181) llevaron a cabo un estudio en sujetos con dolor cervical crónico en el que analizaron relación entre la actividad del músculo semiespinoso cervical y el UDP a la presión en dos articulaciones cigapofisarias cervicales, encontrado correlación entre ambas variables.

Sin embargo, otro estudio realizado por Falla et al. (182) con sujetos que presentan dolor lumbar, no observan relación entre el UDP en 8 regiones de la región lumbar con la actividad del músculo erector espinal lumbar durante el movimiento de extensión de tronco al elevar una carga.

Los resultados obtenidos en el presente estudio, solo muestran correlación entre la mecanosensibilidad músculo tibial anterior izquierdo con la actividad del músculo tibial anterior derecho en aquellos sujetos que sufrieron esguince de tobillo. Tal relación además es indirecta, de tal manera que para valores de UDP bajos del músculo tibial anterior izquierdo

se esperan altos umbrales de actividad del músculo tibial anterior derecho.

El hecho de presentar dolor en un lado induciría un desplazamiento del centro de gravedad hacia el lado contralateral como compensación durante la bipedestación y la marcha (183) para evitar el desequilibrio produciéndose ajustes posturales anticipatorios, simultáneos y compensatorios. Estos ajustes para mantener la estabilidad están asociados con la activación sinérgica de los músculos posturales y los movimientos corporales discretos justo antes de que se produzca una alteración postural(183), de tal manera que se podría encontrar mayor actividad muscular en la pierna contralateral, incluso en la musculatura estabilizadora proximal (86,184).

En los estudios anteriores(180–182), se ha evaluado la actividad muscular en situaciones de contracción máximas mientras que, en el presente estudio, como se ha mencionado anteriormente, se analiza la actividad muscular en situaciones en las que, posiblemente, el músculo tibial anterior y el peroneo largo pueden no mostrar un alto umbral de activación ya que no suponen un gran desafío para esta musculatura en el control de la estabilidad del tobillo, por lo que esta podría ser otra limitación de este estudio.

6. EFECTO DE LAS VARIABLES ESTABILOMÉTRICAS EN EL CAIT

Mediante este análisis lo que se pretende es estudiar la posible influencia de las variables estabilométricas en la inestabilidad percibida por los sujetos con inestabilidad de tobillo medida a través del Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT).

Son múltiples los estudios que utilizan este cuestionario para discriminar sujetos con inestabilidad de tobillo (39,40,155), de tal manera que puntuaciones menores e iguales a 27 indicarían que el sujeto refiere inestabilidad, por lo tanto, a menor puntuación, menor estabilidad. Además, este cuestionario ha sido validado, tanto su versión original como su adaptación al español, para tal fin (106,108).

Un estudio realizado por Noronha et al. (185) compara las puntuaciones obtenidas en CAIT con los resultados obtenidos en pruebas de estabilidad dinámica, pero no encuentra asociación entre ellas, sin embargo, los resultados obtenidos en el presente estudio indican que existe asociación entre la puntuación del CAIT con alguna de las variables de estabilometría.

La asociación entre la longitud de desplazamiento de COP y CAIT ($B = -0,018$, $p = 0,025$) indica que cuanto mayor es la longitud menor es la puntuación en el CAIT. Esto tiene sentido ya que, como describimos en el apartado de “variables”, mayores valores de longitud indican que el sujeto presenta mayor inestabilidad postural(119), lo cual estaría en consonancia con la

puntuación obtenida en CAIT, ya que, a menor puntuación en el cuestionario, mayor inestabilidad de tobillo(106). Brown & Mynark (160) apoyan esta hipótesis que señalan que los sujetos con inestabilidad crónica de tobillo muestran una mayor longitud de desplazamiento de COP.

Lo mismo ocurre con la velocidad de desplazamiento de COP. La asociación obtenida ($B = - 0,369$, $p = 0,019$) establece que, a mayores valores de velocidad, se esperan menores puntuaciones en CAIT. Valores altos en la velocidad indican menor eficiencia del control postural(119) y menores puntuaciones en CAIT indican mayor inestabilidad de tobillo(106). Esta afirmación está respaldada por Ross et al(156),ya que indican que la velocidad de desplazamiento de COP es la variable estabilométrica que mejor define a los sujetos con inestabilidad de tobillo porque tiene la capacidad de evaluar pequeños cambios en el control postural.

La longitud en función de la superficie (LFS) evalúa de forma grosera el gasto energético que se da en el sujeto para controlar su postura, de tal manera que cuanto más se aleja del valor = 1 mayor será la inestabilidad del sujeto ya que el sujeto necesitará mayor energía o esfuerzo para mantener su postura(141,142). Esta variable también presenta asociación con la puntuación de CAIT ($B = - 7,167$, $p = 0,034$), por lo tanto, a mayores valores de LFS, lo cual indicaría menor estabilidad postural, se obtendrían menores valores en el cuestionario, indicando mayor inestabilidad de tobillo(106).

Por lo tanto, en base a estas asociaciones, podemos establecer que los sujetos que perciben su tobillo inestable presentan menor control postural.

VI. CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

- No se puede establecer que exista relación entre la mecanosensibilidad neuromuscular y la alteración del equilibrio.
- Los sujetos que han sufrido esguince de tobillo no muestran diferencias con los sujetos sanos en cuando al control postural en apoyo bipodal.
- Tras un esguince de tobillo la estabilidad durante apoyo monopodal sobre la pierna afectada es menor en comparación con el miembro contralateral.
- No existen diferencias entre el control postural en apoyo monopodal entre sujetos sanos y sujetos con inestabilidad crónica de tobillo.
- Tras un esguince de tobillo, los sujetos presentan disminución del umbral del dolor a la presión en los músculos tibial anterior, peroneo largo y corto y en los troncos nerviosos del peroneo común y del nervio tibial en ambas piernas, en comparación con sujetos sanos.
- Existe una correlación directa entre la mecanosensibilidad de la musculatura y el tejido neural de tal manera que ambas se verán disminuidas en sujetos que han sufrido esguince de tobillo.
- No se han observado diferencias en la actividad muscular durante el apoyo sobre las dos piernas, entre sujetos sanos y sujetos con inestabilidad de tobillo.

- Los sujetos con esguince de tobillo en el tobillo derecho muestran mayor actividad del músculo tibial anterior derecho que el izquierdo durante el apoyo sobre el lado afecto. Sin embargo, no existen diferencias en la actividad muscular durante apoyo monopodal entre sujetos sanos y afectados.
- Existe correlación directa entre la actividad del músculo peroneo largo derecho con variables de estabilometría en apoyo bipodal. También existe correlación directa entre la actividad del músculo peroneo largo izquierdo con variables de estabilometría en apoyo bipodal. En base a estos resultados, no se puede establecer que sean características propias de sujetos con esguince de tobillo, pero se puede determinar que cuanto menor es el control postural mayor es la actividad de estos músculos.
- Sólo se ha encontrado relación entre la mecanosensibilidad del músculo tibial anterior izquierdo y la actividad del músculo tibial anterior derecho de tal manera, estableciéndose una relación indirecta o negativa.
- Dada la relación observada entre los parámetros de COP y la inestabilidad de tobillo percibida por los sujetos con antecedentes de esguince de tobillo, se puede establecer que cuanto menor control postural tiene el sujeto mayor sensación de inestabilidad percibe y, al contrario.

VII. BIBLIOGRAFÍA

1. Morrison KE, Kaminski TW. Foot characteristics in association with inversion ankle injury. *J Athl Train.* 2007;42(1):135–42.
2. Gutierrez GM, Kaminski TW, Douex AT. Neuromuscular Control and Ankle Instability. *PM R.* 2009;1(4):359–65.
3. Khawaji B, Soames R. The anterior talofibular ligament: A detailed morphological study. *Foot.* 2015;25(3):141–7.
4. Golanó P, Vega J, de Leeuw PAJ, Malagelada F, Manzanares MC, Götzens V, et al. Anatomy of the ankle ligaments: a pictorial essay. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2016;24(4):944–56.
5. Al-Mohrej OA, Al-Kenani NS. Chronic ankle instability: Current perspectives. *Avicenna J Med.* 2016;6(4):103–8.
6. Caulfield B. Functional Instability of the Ankle Joint: Features and underlying causes. *Physiotherapy.* 2000;86(8):401–11.
7. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):364–75.
8. Waterman BR, Owens BD, Davey S, Zacchilli MA, Belmont PJ. The epidemiology of ankle sprains in the United States. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92(13):2279–84.

9. Hershkovich O, Tenenbaum S, Gordon B, Bruck N, Thein R, Derazne E, et al. A large-scale study on epidemiology and risk factors for chronic ankle instability in young adults. *J Foot Ankle Surg.* 2015;54(2):183–7.
10. Doherty C, Delahunt E, Caulfield B, Hertel J, Ryan J, Bleakley C. The incidence and prevalence of ankle sprain injury: A systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. *Sport Med.* 2014;44(1):123–40.
11. Gribble PA, Bleakley CM, Caulfield BM, Docherty CL, Fourchet F, Tik-Pui Fong D, et al. Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *Br J Sport Med.* 2016;50:1493–5.
12. Linda J, Vorvick MD, Zieve MD. Esguince de tobillo y su repercusión en el mundo laboral. In: XVI Joranas Canarias de traumatología y cirugía ortopédica. 2011. p. 111–4.
13. Javier J, Sanz C, Alfaro M, Responsables L, Texto D, De Los M, et al. Base de datos clínicos de Atención Primaria del SNS. Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad. 2015.

14. Gribble PA, Delahunt E, Bleakley C, Caulfield B, Docherty C, Fourchet F, et al. Selection Criteria for Patients With Chronic Ankle Instability in Controlled Research: A Position Statement of the International Ankle Consortium. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2013;43(8):585–91.
15. Bridgman SA, Clement D, Downing A, Walley G, Phair I, Maffulli N. Population based epidemiology of ankle sprains attending accident and emergency units in the West Midlands of England, and a survey of UK practice for severe ankle sprains. *Emerg Med J.* 2003;20(6):508–10.
16. Martínez F, Rubio JA, Ramos DJ, Esteban P, Mendizábal S, Jiménez JF. Método de diagnóstico y prevención del esguince crónico de tobillo. *Arch Med del Deport.* 2010;27(140):439–48.
17. Fong DT-P, Hong Y, Chan L-K, Yung PS-H, Chan K-M. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sport Med.* 2007;37(1):73–94.
18. Brown CN, Mynark R. Balance Deficits in Recreational Athletes With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2007;42(3):367–73.
19. Martín-Casado L, Avendaño-Coy J, López Elvira JL, Fernández Rodríguez JM, Alegre LM, Aguado X. Diferencias en test de equilibrio estático entre las extremidades con y sin bostezo articular de tobillo. *Apunt Med l'Esport.* 2010;45(167):161–8.

20. Brown C, Padua D, Marshall SW, Guskiewicz K. Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers. *Clin Biomech.* 2008;23(6):822–31.
21. Herb CC, Hertel J. Current concepts on the pathophysiology and management of recurrent ankle sprains and chronic ankle instability. *Curr Phys Med Rehabil Reports.* 2014;2:25–34.
22. Willems T, Witvrouw E, Delbaere K, De Cock A, De Clercq D. Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: A prospective study of risk factors. *Gait Posture.* 2005;21(4):379–87.
23. 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):424–32.
24. Monaghan K, Delahunt E, Caulfield B. Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. *Clin Biomech.* 2006;21(2):168–74.
25. Wright IC, Neptune RR, Van Den Bogert AJ, Nigg BM. The influence of foot positioning on ankle sprains. *J Biomech.* 2000;33(5):513–9.
26. Kristianslund E, Bahr R, Krosshaug T. Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain. *J Biomech.* 2011;44(14):2576–8.

27. 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.
28. Richie D.H. J. Functional instability of the ankle and the role of neuromuscular control: A comprehensive review. *J Foot Ankle Surg.* 2001;40(4):240–51.
29. Kaminski TW, Hertel J, Amendola N, Docherty CL, Dolan MG, Hopkins JT, et al. National athletic trainers' association position statement: Conservative management and prevention of ankle sprains in athletes. *J Athl Train.* 2013;48(4):528–45.
30. Hertel J. Sensorimotor Deficits with Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Clin Sports Med.* 2008;27(3):353–70.
31. Ross SE, Guskiewicz KM, Gross MT, Yu B. Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability. *J Athl Train.* 2008;43(1):44–50.
32. O'Loughlin PF, Hodgkins CW, Kennedy JG. Ankle Sprains and Instability in Dancers. *Clin Sports Med.* 2008;27(2):247–62.
33. Delahunt E. Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint. *J Bodyw Mov Ther.* 2007;11(3):203–13.

34. Al-Mohrej O, Al-Kenani N. Chronic ankle instability: Current perspectives. *Avicenna J Med.* 2016;6(4):103.
35. Gélvez-Solano LC, Eugenio-Montañez ML, Almenares-Escalante JD. Lesión deportiva más frecuente: Alteración osteomioarticular causal de recidivas en los jugadores de fútbol de la categoría mayores de la Junta Municipal de deportes de la Ciudad de Pamplona. *UnipamplonaEduCo.* 2007;1–91.
36. Petersen W, Rembitzki IV, Koppenburg AG, Ellermann A, Liebau C, Brüggemann GP, et al. Treatment of acute ankle ligament injuries: A systematic review. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2013;133(8):1129–41.
37. Hunt GC. Injuries of peripheral nerves of the leg, foot and ankle: An often unrecognized consequence of ankle sprains. *Foot.* 2003;13(1):14–8.
38. Smith M. A review of the initial management of soft tissue sports injuries. *J Orthop Nurs.* 2005;9(2):103–7.
39. Hiller CE, Kilbreath SL, Refshauge KM. Chronic ankle instability: Evolution of the model. *J Athl Train.* 2011;46(2):133–41.
40. Pourkazemi F, Hiller C, Raymond J, Black D, Nightingale E, Refshauge K. Using balance tests to discriminate between participants with a recent index lateral ankle sprain and healthy control participants: A cross-sectional study. *J Athl Train.* 2016;51(3):213–22.

41. Van Rijn RM, Van Os AG, Bernsen RMD, Luijsterburg P a, Koes BW, Bierma-Zeinstra SMA. What Is the Clinical Course of Acute Ankle Sprains? A Systematic Literature Review. *Am J Med.* 2008;121(4):324–331.e7.
42. Pourkazemi F, Hiller CE, Raymond J, Nightingale EJ, Refshauge KM. Predictors of chronic ankle instability after an index lateral ankle sprain: A systematic review. *J Sci Med Sport.* 2014;17(6):568–73.
43. Malliaropoulos N, Ntessalen M, Papacostas E, Giuseppe Longo U, Maffulli N. Reinjury After Acute Lateral Ankle Sprains in Elite Track and Field Athletes. *Am J Sports Med.* 2009 Jul 17;37(9):1755–61.
44. Hertel J. Functional Instability Following Lateral Ankle Sprain. *Sport Med.* 2000;29(5):361–71.
45. Hubbard TJ, Kramer LC, Denegar CR, Hertel J. Contributing Factors to Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2007;28(3):343–54.
46. Wright CJ, Arnold BL, Ross SE, Ketchum J, Ericksen J, Pidcoe P. Clinical Examination results in individuals with functional ankle instability and ankle-sprain copers. *J Athl Train.* 2013;48(5):581–9.
47. Ebig M, Lephart SM, Burdett RG, Miller MC, Pincivero DM. The effect of sudden inversion stress on EMG activity of the peroneal and tibialis anterior muscles in the chronically unstable ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;26(2):73–7.

48. Hubbard TJ, Kramer LC, Denegar CR, Hertel J. Correlations among multiple measures of functional and mechanical instability in subjects with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2007;42(3):361–6.
49. Cruz-Díaz D. Inestabilidad crónica de tobillo: tratamiento mediante movilizaciones articulares y un programa de entrenamiento propioceptivo. Validación de la versión española del cuestionario “Cumberland Ankle Instability Tool.” 2013.
50. Kavanagh JJ, Bisset LM, Tsao H. Deficits in reaction time due to increased motor time of peroneus longus in people with chronic ankle instability. *J Biomech.* 2012;45(3):605–8.
51. Wright CJ, Arnold BL, Ross SE, Linens SW. Recalibration and validation of the Cumberland ankle instability tool cutoff score for individuals with chronic ankle instability. *Arch Phys Med Rehabil.* 2014;95(10):1853–9.
52. Salom-Moreno J, Ayuso-Casado B, Tamaral-Costa B, Sánchez-Milá Z, Fernández-de-Las-Peñas C, Albuquerque-Sendín F. Trigger Point Dry Needling and Proprioceptive Exercises for the Management of Chronic Ankle Instability: A Randomized Clinical Trial. *Evid Based Complement Alternat Med.* 2015;2015:790209.

53. Feger MA, Donovan L, Hart JM, Hertel J. Lower extremity muscle activation in patients with or without chronic ankle instability during walking. *J Athl Train*. 2015;50(4):350–7.
54. Holmes A, Delahunt E. Treatment of common deficits associated with chronic ankle instability. *Sport Med*. 2009;39(3):207–24.
55. 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.
56. Tropp H, Odenrick P, Gillquist J. Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int J Sports Med*. 1985;6(3):180–2.
57. Tropp H. Commentary: Functional Ankle Instability Revisited. *J Athl Train*. 2002;37(4):512–5.
58. Freeman M. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Jt Surg Br Ed*. 1965;47(4):669–77.
59. Freeman MA., Dean MR., Hanham I. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J bone Jt Surg*. 1965;47(4):678–85.

60. Lee AJY, Lin WH. 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):1065–72.
61. Blackburn T, Guskiewicz KM, Petschauer MA, Prentice WE. Balance and Joint Stability: The Relative Contributions of Proprioception and Muscular Strength. 2000. *p. J. Sport. Rehabil.* 9, 315–328.
62. Nardone A, Godi M, Grasso M, Guglielmetti S, Schieppati M. Stabilometry is a predictor of gait performance in chronic hemiparetic stroke patients. *Gait Posture.* 2009;30(1):5–10.
63. Sell TC. An examination, correlation, and comparison of static and dynamic measures of postural stability in healthy, physically active adults. *Phys Ther Sport.* 2012;13(2):80–6.
64. Bustamante Valles KD, Schneider JM, Long JT, Riedel SA, Johnson MJ, Harris GF. Combined sagittal and coronal plane postural stability model. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol - Proc.* 2006;4576–9.
65. Braun Ferreira LA, Pereira WM, Rossi LP, Kerpers II, Rodrigues de Paula 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.

66. Tamburella F, Scivoletto G, Iosa M, Molinari M. Reliability, validity, and effectiveness of center of pressure parameters in assessing stabilometric platform in subjects with incomplete spinal cord injury: a serial cross-sectional study. *J Neuroeng Rehabil.* 2014;11(1):86.
67. Oliveira LF, Vieira TMM, Macedo AR, Simpson DM, Nadal J. Postural sway changes during pregnancy: A descriptive study using stabilometry. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol.* 2009;147(1):25–8.
68. Segovia-Martínez JC. VALORES PODOESTABILOMÉTRICOS EN LA POBLACIÓN DEPORTIVA INFANTIL. UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID. 2009.
69. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture.* 1995;3(4):193–214.
70. Tropp H, Odenrick P. Postural control in single-limb stance. *J Orthop Res.* 1988;6(6):833–9.
71. Martín-Casado L, Aguado X. Revisión de las repercusiones de los esguinces de tobillo sobre el equilibrio postural. *Apunt Med l'Esport.* 2011;46(170):97–105.
72. De Simoni C, Wetz HH, Zanetti M, Hodler J, Jacob H, Zollinger H. Clinical examination and magnetic resonance imaging in the assessment of ankle sprains treated with an orthosis. *Foot Ankle Int.* 1996;17(3):177–82.

73. Hertel J, Olmsted-Kramer LC. Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. *Gait Posture*. 2007;25(1):33–9.
74. Sefton JM, Hicks-Little CA, Hubbard TJ, Clemens MG, Yengo CM, Kocaja DM, et al. Sensorimotor function as a predictor of chronic ankle instability. *Clin Biomech*. 2009;24(5):451–8.
75. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Changes in Lower Limb Kinematics , Kinetics , and Muscle Activity in Subjects with Functional Instability of the Ankle Joint during a Single Leg Drop Jump. 2006;(October):1991–2000.
76. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Single-leg drop landing movement strategies in participants with chronic ankle instability compared with lateral ankle sprain “copers.” *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2016;24(4):1049–59.
77. Ludwig O, Kelm J, Fröhlich M. The influence of insoles with a peroneal pressure point on the electromyographic activity of tibialis anterior and peroneus longus during gait. *J Foot Ankle Res*. 2016;9(1):1–9.
78. Monaghan K, Caulfield B, Delahunt E, Monaghan K. Altered Neuromuscular Control and Ankle Joint Kinematics During Walking in Subjects With Functional Instability of the Ankle Joint. *Am J Sports Med*. 2006;34(12):1970–6.

79. Sefton JM, Hicks-Little CA, Hubbard TJ, Clemens MG, Yengo CM, Koceja DM, et al. Segmental Spinal Reflex Adaptations Associated With Chronic Ankle Instability. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(10):1991–5.
80. Laurin J, Dousset E, Mesure S, Decherchi P. Neuromuscular recovery after medial collateral ligament disruption and eccentric rehabilitation program. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(6):1032–41.
81. Hopkins JT, Brown TN, Christensen L, Palmieri-Smith RM. Deficits in peroneal latency and electromechanical delay in patients with functional ankle instability. *J Orthop Res.* 2009;27(12):1541–6.
82. Caulfield B, Crammond T, O’Sullivan A, Reynolds S, Ward T. Altered Ankle-Muscle Activation During Jump Landing in Participants With Functional Instability of the Ankle Joint. *J Sport Rehabil.* 2014;13:189–201.
83. Levin O, Vanwanseele B, Thijsen JRJ, Helsen WF, Staes FF, Duysens J. Proactive and reactive neuromuscular control in subjects with chronic ankle instability: Evidence from a pilot study on landing. *Gait Posture.* 2015;41(1):106–11.
84. Konradsen L, Ravn JB. Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop Scand.* 1990;61(5):388–90.

85. Forestier N, Terrier R. Peroneal reaction time measurement in unipodal stance for two different destabilization axes. *Clin Biomech.* 2011;26(7):766–71.
86. 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.
87. Borg-Stein J, Zaremski JL, Hanford MA. New Concepts in the Assessment and Treatment of Regional Musculoskeletal Pain and Sports Injury. *PM R.* 2009;1(8):744–54.
88. Gemmell H, Hayes B, Conway M. A theoretical model for treatment of soft tissue injuries: Treatment of an ankle sprain in a college tennis player. *J Manipulative Physiol Ther.* 2005;28(4):285–8.
89. Fernández-Cristóbal S. Efectividad del tratamiento de los puntos gatillo miofasciales en los esguinces de tobillo. *Cuest fisioter.* 2011;40(3):192–203.
90. Simons DG, Travell JG, Simons LS. *Myofascial Pain and Dysfunction. The trigger point manual. Volume 2. The lower extremities. 2a Ed.* Pennsylvania: Williams & Wilkins; 1999.

91. Lluch E, Nijs J, De Kooning M, Van Dyck D, Vanderstraeten R, Struyf F, et al. Prevalence, Incidence, Localization, and Pathophysiology of Myofascial Trigger Points in Patients With Spinal Pain: A Systematic Literature Review. *J Manipulative Physiol Ther.* 2015;38(8):587–600.
92. Shah JP, Thaker N, Heimur J, Aredo J V., Sikdar S, Gerber L. Myofascial trigger points then and now: A historical and scientific perspective. *PM R.* 2015;7(7):746–61.
93. Fingleton CP, Dempsey L, Smart K, Doody CM. Intraexaminer and interexaminer reliability of manual palpation and pressure algometry of the lower limb nerves in asymptomatic subjects. *J Manipulative Physiol Ther.* 2014;37(2):97–104.
94. Baima J, Krivickas L. Evaluation and treatment of peroneal neuropathy. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2008;1(2):147–53.
95. Brief JM, Brief R, Ergas E, Brief P, Brief AA. Peroneal Nerve Injury with Foot Drop Complicating Ankle Sprain: a series of four cases with review of the literature. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2009;67(4):374–7.
96. Carrasco JL. EL método estadístico en la Investigación médica. Editorial Ciencia,3. 1995. 453-464 p.

97. Principles E, Human I, Version L. Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial : Principios Éticos para las Investigaciones Médicas en Seres Humanos . Revisando su Última Versión. *Int J Med Surg Sci.* 2014;1(4):339–46.
98. Méndez-Rebolledo G, Guzmán-Muñoz E, Gatica-Rojas V, Zbinden-Foncea H. Longer reaction time of the fibularis longus muscle and reduced postural control in basketball players with functional ankle instability: A pilot study. *Phys Ther Sport.* 2015;16(3):242–7.
99. Salavati M, Hadian MR, Mazaheri M, Negahban H, Ebrahimi I, Talebian S, et al. Test-retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. *Gait Posture.* 2009;29(3):460–4.
100. Caro-Moran E, Diaz-Rodriguez L, Cantarero-Villanueva I, Galiano-Castillo N, Arroyo-Morales M, Fernandez-Lao C. Nerve pressure pain hypersensitivity and upper limb mechanosensitivity in breast cancer survivors: a case-control study. *Pain Med.* 2014;15(10):1715–23.
101. Deun S Van, Staes FF, Stappaerts KH, Janssens L, Levin O, Peers KKH. Relationship of Chronic Ankle Instability to Muscle Activation Patterns During the Transition From Double-Leg to Single-Leg Stance. *Am J Sport.* 2007;274–81.

102. Missaoui B, Portero P, Bendaya S, Hanktie O, Thoumie P. Posture and equilibrium in orthopedic and rheumatologic diseases. *Neurophysiol Clin.* 2008;38(6):447–57.
103. Ferber-Viart C, Ionescu E, Morlet T, Froehlich P, Dubreuil C. Balance in healthy individuals assessed with Equitest: Maturation and normative data for children and young adults. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2007;71(7):1041–6.
104. Ramiro-González MD, Cano-de-la-Cuerda R, De-la-Llave-Rincón AI, Miangolarra-Page JC, Zarzoso-Sánchez R, Fernández-de-las-Peñas C. Deep Tissue Hypersensitivity to Pressure Pain in Individuals with Unilateral Acute Inversion Ankle Sprain. *Pain Med.* 2012;13(3):361–7.
105. Ross SE, Linens SW, Wright CJ, Arnold BL. Customized noise-stimulation intensity for bipedal stability and unipedal balance deficits associated with functional ankle instability. *J Athl Train.* 2013;48(4):463–70.
106. Hiller CE, Refshauge KM, Bundy AC, Herbert RD, Kilbreath SL. The Cumberland Ankle Instability Tool: A Report of Validity and Reliability Testing. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(9):1235–41.
107. Carcia CR, Martin RL, Drouin JM. Validity of the foot and ankle ability measure in athletes with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2008;43(2):179–83.

108. Cruz-Díaz D, Hita-Contreras F, Lomas-Vega R, Osuna-Pérez MC, Martínez-Amat A. Cross-cultural adaptation and validation of the Spanish version of the Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT): An instrument to assess unilateral chronic ankle instability. *Clin Rheumatol*. 2013;32(1):91–8.
109. Ruhe A, Fejer R, Walker B. The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions - A systematic review of the literature. *Gait Posture*. 2010;32(4):436–45.
110. Lomas-Vega R, López-Ruiz M. Estabilometría y calidad de vida en las algias vertebrales . Un estudio transversal analítico. *Fisioterapia*. 2005;23(3):129–37.
111. Sourdain G. Stabilométrie statique: place de la plate-forme de force en kinésithérapie. *Kinésithérapie: Rennes*; 2011;50 p.
112. Kejonen P, Kauranen K. Reliability and Validity of Standing Balance Measurements with a Motion Analysis System. *Physiotherapy*. 2002;88(1):25–32.
113. Benvenuti F, Mecacci R, Gineprari I, Bandinelli S, Benvenuti E, Ferrucci L, et al. Kinematic characteristics of standing disequilibrium: Reliability and validity of a posturographic protocol. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999;80(3):278–87.

114. Santos BR, Delisle A, Larivière C, Plamondon A, Imbeau D. Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. *Gait Posture*. 2008;27(3):408–15.
115. Romero-Franco N. Estabilidad y propiocepción en atletismo. Vol. 26. 2013.
116. Gagey P. International standardization of clinical stabilometry (Minutes of the meeting of posturologists , Paris 07 . 10 . 2015). 2016.
117. Bauer C, Gröger I, Rupprecht R, Gaßmann KG. Intrasession Reliability of Force Platform Parameters in Community-Dwelling Older Adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(10):1977–82.
118. Hiller CE, Nightingale EJ, Lin C-WC, Coughlan GF, Caulfield B, Delahunt E. Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2011;45(8):660–72.
119. Paillard T, Noé F. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *Biomed Res Int*. 2015;2015.
120. Scoppa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. Clinical stabilometry standardization. Basic definitions - Acquisition interval - Sampling frequency. *Gait Posture*. 2013;37(2):290–2.

121. Carpenter MG, Frank JS, Winter DA, Peysar GW. Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait Posture*. 2001;13:35–40.
122. Zamani S, Okhovatian F, Sadat S, Akarzadeh A. Intra-Examiner and Between-Day Reliability of Algometer for Pressure Pain Threshold and Pain Sensitivity in Upper Trapezius Muscle in Asymptomatic Young Adult Women. *J Clin Physiother Res*. 2017;2(7):15–20.
123. Antonaci, Trond Sand, Guilherme A. F. Pressure Algometry in Healthy Subjects: Inter-Examiner Variability. *Scand J Rehabil Med*. 1998;30(1):3–8.
124. Bisset LM, Evans K, Tuttle N. Reliability of 2 protocols for assessing pressure pain threshold in healthy young adults. *J Manipulative Physiol Ther*. 2015;38(4):282–7.
125. Koo TK, Guo JY, Brown CM. Test-retest reliability, repeatability, and sensitivity of an automated deformation-controlled indentation on pressure pain threshold measurement. *J Manipulative Physiol Ther*. 2013;36(2):84–90.
126. Waller R, Straker L, O’Sullivan P, Sterling M, Smith A. Reliability of pressure pain threshold testing in healthy pain free young adults. *Scand J Pain*. 2015;9:38–41.

127. Park G, Kim CW, Park SB, Kim MJ, Jang SH. Reliability and usefulness of the pressure pain threshold measurement in patients with myofascial pain. *Ann Rehabil Med*. 2011;35(3):412–7.
128. Konrad P. TheABC of EMF. A practical introduction to kinesiological Electromyography. 2005.
129. Muñoz-Agapito G. Caracterización de la señal de electromiograma. Vol. 1, E.U.I.T.I. 2004.
130. Massó N, Rey F, Romero D, Gual G, Costa L, Germán A. Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunt Med l'esport*. 2010;45(166):127–36.
131. Aparicio MAV. Electromiografía cinesiología. Rehabilitación. 2005;39(6):255–64.
132. Day S. Important Factors in Surface EMG Measurement. Bortec Biomedical Ltd. 2002. 1-17 p.
133. Criollo-Paredes CA, López-Pantoja DE, Jojoa Acosta MF. Diseño e implementación de un módulo electromecánico para la rehabilitación física de la mano derecha afectada como secuela de un ataque cerebrovascular. *Rev Univ Y SALUD*. 2011;1(14):89–101.

134. 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):361–74.
135. Carius D, Kugler P, Kuhwald HM, Wollny R. Absolute and relative intrasession reliability of surface EMG variables for voluntary precise forearm movements. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015;25(6):860–9.
136. Ruiz-Sáez M, Fernández-de-las-Peñas C, Blanco CR, Martínez-Segura R, García-León R. Changes in Pressure Pain Sensitivity in Latent Myofascial Trigger Points in the Upper Trapezius Muscle After a Cervical Spine Manipulation in Pain-Free Subjects. *J Manipulative Physiol Ther.* 2007;30(8):578–83.
137. Stegeman D, Hermens H. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). Línea) Dispon en [http://www med uni-jena de/motorik/pdf/stegeman pdf](http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf) [Consultado en agosto 2008].
138. Ramón Balaguer García. Valoración De Un Método De Posturografía Estática Con Pruebas Dinámicas Para Evaluar Funcionalmente Pacientes Vestibulares En Edad Laboral Y Su Relación Con El Índice De Discapacidad. 2012.

139. Alfons Q. Evaluación de la estabilidad postural con protectores bucales y diferentes posiciones mandibulares utilizando una plataforma de estabilometría. 2016.
140. Floirat N, Bares F, Ferrey G, Gaudet E, Kemoun G, Carette P, et al. Aporie des normes stabilométriques.
141. BAZERT C. Influence de l'avancement de la mandibule sur la posture générale. Etude stabilométrique et compléments électromyographiques. 2008.
142. Martín-Nogueras AM. Prevención De Las Caídas En Personas Mayores a Partir Del Tratamiento Fisioterápico Del Desequilibrio Postural. 2007.
143. González R, Keglevic V ilma. Análisis del centro de presión en posturografía en pacientes con síndrome de dolor lumbar crónico. TesisUchileCl. 2013;1–66.
144. Lentell G, Katzman LL, Walters MR. The Relationship between Muscle Function and Ankle Stability. J Orthop Sports Phys Ther. 1990;11(12):605–11.
145. Klykken LW, Pietrosimone BG, Kim KM, Ingersoll CD, Hertel J. Motor-neuron pool excitability of the lower leg muscles after acute lateral ankle sprain. J Athl Train. 2011;46(3):263–9.

146. Suda EY, Amorim CF, de Camargo Neves Sacco I. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(2):84–93.
147. Gagey PM, Gentaz R, Guillamon JL, Baudry J. Etudes statistiques des mesures faites sur l'homme normal à l'aide de la plate-forme de stabilométrie clinique normalisée. 1984.
148. Hertel J, Buckley WE, Denegar CR. Serial Testing of Postural Control after Acute Lateral Ankle Sprain. *J Athl Train.* 2001;36(4):363–8.
149. Collins N, Teys P, Vicenzino B. The initial effects of a Mulligan's mobilization with movement technique on dorsiflexion and pain in subacute ankle sprains. *Man Ther.* 2004;9(2):77–82.
150. Walsh J, Hall T. Reliability, validity and diagnostic accuracy of palpation of the sciatic, tibial and common peroneal nerves in the examination of low back related leg pain. *Man Ther.* 2009;14(6):623–9.
151. Ross SE, Guskiewicz KM, Gross MT, Yu B. Balance measures for discriminating between functionally unstable and stable ankles. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(2):399–407.
152. Isakov E, Mizrahi J. Is balance impaired by recurrent sprained ankle? *Br J Sports Med.* 1997;31(1):65–7.

153. 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(4):407–14.
154. Ross SE, Guskiewicz KM. Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankle. *Clin J Sport Med*. 2004;14(6):332–8.
155. Linens SW, Ross SE, Arnold BL, Gayle R, Pidcoe P. Postural-stability tests that identify individuals with chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2014;49(1):15–23.
156. Ross SE, Linens SW, Wright CJ, Arnold BL. Balance assessments for predicting functional ankle instability and stable ankles. *Gait Posture*. 2011;34(4):539–42.
157. Baier M, Hopf T. Ankle orthoses effect on single-limb standing balance in athletes with functional ankle instability. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79(8):939–44.
158. Arnold BL, De La Motte S, Linens S, Ross SE. Ankle instability is associated with balance impairments: A meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41(5):1048–62.
159. Wikstrom EA, Naik S, Lodha N, Cauraugh JH. Balance capabilities after lateral ankle trauma and intervention: A meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41(6):1287–95.

160. Brown CN, Mynark R. Chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2007;95(3):367–73.
161. 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):172–6.
162. De Vries JS, Kingma I, Blankevoort L, van Dijk CN. Difference in balance measures between patients with chronic ankle instability and patients after an acute ankle inversion trauma. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2010;18(5):601–6.
163. Ganesh GS, Chhabra D, Mrityunjay K. Efficacy of the star excursion balance test in detecting reach deficits in subjects with chronic low back pain. *Physiother Res Int.* 2015;20(1):9–15.
164. Truyols-Domínguez S, Salom-Moreno J, Abian-Vicent J, Cleland JA, Fernández-de-Las-Peñas C. Efficacy of thrust and nonthrust manipulation and exercise with or without the addition of myofascial therapy for the management of acute inversion ankle sprain: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013;43(5):300–9.

165. Sterling M, Treleaven J, Edwards S, Jull G. Pressure pain thresholds in chronic whiplash associated disorder: further evidence of altered central pain processing. *J Musculoskel Pain*. 2002;10(3):69–81.
166. Fernández-De-Las-Peñas C, Cleland JA, Ortega-Santiago R, De-La-Llave-Rincon AI, Martínez-Perez A, Pareja JA. Central sensitization does not identify patients with carpal tunnel syndrome who are likely to achieve short-term success with physical therapy. *Exp Brain Res*. 2010;207(1–2):85–94.
167. Martínez-Merinerio P, Lluch E, Gallezo-Izquierdo T, Pecos-Martín D, Plaza-Manzano G, Nuñez-Nagy S, et al. The influence of a depressed scapular alignment on upper limb neural tissue mechanosensitivity and local pressure pain sensitivity. *Musculoskelet Sci Pract*. 2017;29:60–5.
168. Kwan MK, Wall EJ, Massie J, Garfin SR. Strain, stress and stretch of peripheral nerve. Rabbit experiments in vitro and in vivo. *Acta Orthop Scand*. 1992;63(3):267–72.
169. Ogata K, Naito M. Blood flow of peripheral nerve effects of dissection stretching and compression. *J Hand Surg Br Eur Vol*. 1986;11(1):10–4.

170. Yayama T, Kobayashi S, Nakanishi Y, Uchida K, Kokubo Y, Miyazaki T, et al. Effects of graded mechanical compression of rabbit sciatic nerve on nerve blood flow and electrophysiological properties. *J Clin Neurosci*. 2010;17(4):501–5.
171. Dilley A, Bove GM. Disruption of axoplasmic transport induces mechanical sensitivity in intact rat C-fibre nociceptor axons. *J Physiol*. 2008;586(2):593–604.
172. Jones KD, D P, Horak FB, Winters KS, Morea JM, Bennett RM. Fibromyalgia is Associated with Impaired Balance and Falls. *J Clin Rheumatol*. 2010;15(1):16–21.
173. Jones KD, King L a, Mist SD, Bennett RM, Horak FB. Postural control deficits in people with fibromyalgia: a pilot study. *Arthritis Res Ther*. 2011;13(4):R127.
174. Sharan D, Manjula M, Urmi D, Ajeesh P. Effect of yoga on the Myofascial Pain Syndrome of neck. *Int J Yoga*. 2014;7(1):54–9.
175. Baierle T, Kromer T, Petermann C, Magosch P, Luomajoki H. Balance ability and postural stability among patients with painful shoulder disorders and healthy controls. *BioMedCentral Musculoskelet Disord*. 2013;14(1):282.

176. Vaes P, Van GB, Duquet W. Control of acceleration during sudden ankle supination in people with unstable ankles. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001;31(12):741–52.
177. Rosenbaum D, Becker HP, Gerngroß H, Claes L. Peroneal reaction times for diagnosis of functional ankle instability. *Foot Ankle Surg.* 2000;6(1):31–8.
178. Hertel J. Functional Instability Following Lateral Ankle Sprain. 2000;29(5):361–71.
179. Delahunt E. Peroneal reflex contribution to the development of functional instability of the ankle joint. *Phys Ther Sport.* 2007;8(2):98–104.
180. Park, I. H., McCall, W. D., & Chung JW. Electromyographic power spectrum of jaw muscles during clenching in unilateral temporomandibular joint osteoarthritis patients. *J Oral Rehabil.* 2012;39(9):659–67.
181. Schomacher J, Boudreau SA, Petzke F, Falla D. Localized pressure pain sensitivity is associated with lower activation of the semispinalis cervicis muscle in patients with chronic neck pain. *Clin J Pain.* 2013;29(10):898–906.

182. Falla D, Gizzi L, Tschapek M, Erlenwein J, Petzke F. Reduced task-induced variations in the distribution of activity across back muscle regions in individuals with low back pain. *Pain*. 2014;155(5):944–53.
183. Rios JL, Gorges AL, dos Santos MJ. Individuals with chronic ankle instability compensate for their ankle deficits using proximal musculature to maintain reduced postural sway while kicking a ball. *Hum Mov Sci*. 2015;43:33–44.
184. Bullock-Saxton JE. Local sensation changes and altered hip muscle function following severe ankle sprain. *Phys Ther*. 1994;74(1):17-28-31.
185. De Noronha M, Refshauge KM, Crosbie J, Kilbreath SL. Relationship between functional ankle instability and postural control. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008;38(12):782–9.

VIII. ANEXOS

ANEXO 1: Autorización del Comité de Ética



(A rellenar por la Secretaría)
Cód. CEI: CEID/HU/2015/04

COMITÉ DE ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN Y DE EXPERIMENTACIÓN ANIMAL

INFORME

El Comité de Ética de la Investigación y de Experimentación Animal de la Universidad de Alcalá, en su reunión del 18 de mayo de 2015, ha evaluado el proyecto de tesis doctoral titulado ***“Relación entre la mecanosensibilidad neuromuscular y la estabilidad después de sufrir un esguince de tobillo”***, presentado por D^a. Cristina Lorenzo Sánchez-Aguilera del Departamento de Enfermería y Fisioterapia. de esta Universidad.

Analizados los extremos acreditados en el expediente, el Comité considera que el proyecto de tesis doctoral y el procedimiento evaluado son correctos desde el punto de vista ético y metodológico, y por lo tanto da su informe FAVORABLE.

Y para que conste, se firma este informe en Alcalá de Henares, a 18 de mayo de 2015.

María Luisa Marina Alegre
Presidenta del CEI



Anexo 2: Consentimiento informado. Hoja de Información

RELACIÓN ENTRE LA MECANOSENSIBILIDAD NEUROMUSCULAR Y LA ESTABILIDAD DESPUÉS DE SUFRIR UN ESGUINCE DE TOBILLO

Departamento de Enfermería y Fisioterapia, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud de la Universidad de Alcalá

Investigador Principal: Cristina Lorenzo Sánchez-Aguilera, estudiante del Programa de Doctorado de Fisioterapia Manual de la UAH.

A través de esta hoja informativa se le invita a participar en un proyecto de investigación realizado en personas que han sufrido un esguince de ligamento lateral de tobillo o que nunca han sufrido dicha lesión.

Lea detenidamente la información que le proporcionamos, no es preciso que dé una contestación en estos momentos. Su participación es voluntaria y si decidiera no participar, esto no afectará a posibles tratamientos presentes o futuros. Puede hacer cuantas preguntas quiera y el equipo investigador se las resolverá. El estudio ha sido aprobado por el Comité de Ética de Investigación y Experimentación Animal de la UAH.

Descripción del estudio:

El esguince lateral de tobillo es una de las lesiones más comunes en el deporte y en el ámbito laboral, recreacional y doméstico. En el 85% de los casos se produce a consecuencia de un movimiento forzado de inversión¹. Se estima que en el 70-80% de los pacientes que han padecido un esguince de tobillo desarrollarán una inestabilidad crónica de tobillo.

Este proyecto de investigación pretende llevar a cabo el estudio de la mecanosensibilidad neuromuscular y la estabilidad de tobillo con la finalidad de determinar la relación entre ambas tras haber sufrido un esguince de tobillo.

El estudio se realizará en el seno del departamento de Enfermería y Fisioterapia de la Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud de la Universidad de Alcalá, para la realización del proyecto de Tesis de los estudios de Doctorado en Fisioterapia Manual de la UAH.

Las valoraciones que se llevarán a cabo son una medición de la estabilidad, electromiografía de superficie y de la mecanosensibilidad y todas ellas serán realizadas en un solo día. Ninguno de estos procedimientos de valoración es doloroso ni invasivo por lo que de ellos no se derivan riesgos ni molestias.

Confidencialidad:

Para este estudio serán necesarios datos clínicos y personales de los participantes. El tratamiento, la comunicación y la cesión de dichos datos se ajustará a lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal. De acuerdo a lo establecido por dicha ley, usted puede ejercer los derechos de acceso, modificación, oposición y cancelación de datos, para lo cual deberá dirigirse al investigador principal del estudio.

Tanto si finaliza el estudio como si no, sus datos serán confidenciales. Todos los datos obtenidos para el estudio se harán constar en una base de datos en la que se mantendrán anónimos de forma permanente mediante una codificación. Si deseásemos publicar una imagen suya será previo consentimiento firmado de usted.

Sólo se transmitirán los datos recogidos para el estudio que en ningún caso contendrán información que le pueda identificar directamente.

El acceso a su información personal quedará restringido al investigador principal y colaboradores y al Comité Ético de Investigación Clínica, cuando precisen para comprobar los datos de procedimientos del estudio, pero siempre manteniendo la confidencialidad de los mismos de acuerdo a la legislación vigente.

Otros aspectos:

Si usted necesitara más información sobre su participación puede ponerse en contacto con la Srta. Cristina Lorenzo Sánchez-Aguilera (persona responsable del estudio) por medio de su correo electrónico cris_lorenzo85@hotmail.com o de su número de teléfono 680202515. Además, usted posee la libertad de consultar con cualquier profesional sanitario que sea de su confianza.

Debe saber del **carácter voluntario de su participación**, así como libertad de retirarse del estudio en cualquier momento sin que por ello se altere la relación fisioterapeuta-paciente ni se produzca perjuicio en su tratamiento.

En caso de que sea necesario usted será informado en todo momento si se dispone de nueva información que pueda ser relevante para su decisión de continuar participando en el estudio.

Muchas gracias por su colaboración.

Anexo 3: (Formulario del Consentimiento informado)

Declaración de consentimiento del participante

D/Dña.....

..... (nombre y apellidos manuscritos por el participante)

- habiendo leído la hoja informativa que me ha sido entregada
- habiendo tenido oportunidad de preguntar mis dudas sobre el estudio recibiendo respuestas satisfactorias y,
- habiendo recibido suficiente información sobre el estudio,

Comprendiendo que mi participación es voluntaria y que puedo retirarme del estudio: cuando así lo crea necesario, sin tener que dar explicaciones y sin que esto repercuta en mis cuidados médicos.

Presto libremente mi conformidad para participar en el estudio y consiento el acceso y utilización de mis datos en las condiciones detalladas en la hoja de información.

Consiento la publicación de imágenes que se me hayan tomado durante el estudio:

SI NO

He recibido una copia de este documento.

Firma del participante
(participante)

Fecha (manuscrito por el

Firma del investigador

Fecha (manuscrito por el investigador)

REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO

Yo, D/Dña
revoco el consentimiento prestado en fecha y
no deseo continuar participando en el estudio **“Relación entre la
mecanosensibilidad neuromuscular y la estabilidad después de sufrir un
esguince de tobillo”**

Firma del participante

Firma del investigador

Fecha:

Fecha:

Anexo 4: Hoja de exploración inicial

Datos personales:

- Apellidos y nombre:
- Fecha de nacimiento:
- Sexo:
- Teléfono de contacto:

Entrevista:

- Talla y peso
- Práctica habitual de algún deporte
- Tratamientos farmacológicos actuales
- Antecedentes traumáticos
- Antecedentes quirúrgicos
- Alteraciones dermatológicas
- Presencia de patología de rodilla. Actual o con anterioridad.
- Alergias conocidas
- Existencia de alguna alteración circulatoria o patología oncológica
- Antecedentes de alteraciones neurológicas o vestibulares.

Datos relativos al esguince de tobillo:

- Lado donde ha sufrido la lesión
- ¿hace cuánto tiempo?
- ¿ha tenido más de un esguince?
- Tratamientos de fisioterapia anteriores
- Tratamientos médicos anteriores

Anexo 5: Versión Española del CAIT.

Por favor, marque en cada pregunta la ÚNICA afirmación que describa mejor sus tobillos.

	IZQUIERDO	DERECHO	Puntuación
1. Tengo dolor en el tobillo:			
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5
Durante/cuando hago deporte	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
Corriendo en superficies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Corriendo en superficies niveladas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Caminando/andando en superficies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Caminando/andando en superficies niveladas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
2. Siento el tobillo inestable:			
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
Algunas veces durante la práctica del deporte (no siempre)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Frecuentemente durante la práctica del deporte (siempre)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Algunas veces durante la actividad diaria	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Frecuentemente durante la actividad diaria	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
3. Cuando hago giros bruscos, el tobillo se siente INESTABLE:			
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Algunas veces cuando corro	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
A menudo cuando corro	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Cuando camino/ando	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
4. Cuando bajo las escaleras, el tobillo se siente INESTABLE:			
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Si voy rápido	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Ocasionalmente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Siempre	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
5. Siento el tobillo inestable cuando me apoyo sobre una pierna:			
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Sobre el pulpejo del pie	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Con el pie plano (completamente apoyado)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
6. El tobillo se siente INESTABLE cuando:			
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Doy saltos pequeños de un lado al otro	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Doy saltos pequeños sobre un mismo punto	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Cuando salto	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
7. El tobillo se siente INESTABLE cuando:			
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
Cuando corro sobre superficies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Cuando corro suave/trote sobre superficies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Cuando camino sobre superficies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Cuando camino sobre una superficie plana	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
8. TÍPICAMENTE, cuando se empieza a torcer el tobillo, puedo pararlo:			
Inmediatamente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
A menudo	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Algunas veces	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
Nunca me he doblado el tobillo	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
9. Después del TÍPICO incidente de doblarme el tobillo, el tobillo/éste se vuelve a la "normalidad":			
Casi inmediatamente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
En menos de un día	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
1-2 días	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Más de 2 días	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
Nunca me he doblado el tobillo	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3

NOTA. La escala de puntuación está en la derecha. El sistema de puntuación no está visible en la versión del participante

