

# MÉTODO DE DIAGNÓSTICO Y PREVENCIÓN DEL ESGUINCE CRÓNICO DE TOBILLO

## DIAGNOSIS AND PREVENTION METHOD OF CHRONIC ANKLE SPRAIN

### RESUMEN

**Introducción:** El esguince del complejo ligamentoso lateral de la articulación del tobillo es la lesión que se produce con más frecuencia durante la práctica deportiva. Se considera fundamental el papel que juega la musculatura que envuelve la articulación en la protección dinámica de la misma. El propósito de este estudio ha sido comparar el tiempo de reacción de los músculos peroneo largo, peroneo corto y tibial anterior en tobillos funcionalmente inestables y en tobillos sanos.

**Material y método:** Muestra: Formaron parte del estudio un total de 33 participantes distribuidos en dos grupos, GI (n = 17) con inestabilidad funcional en uno de sus tobillos, y GC (n = 16) con tobillos sanos. Variables: las variables estudiadas fueron el tiempo de reacción de los tres músculos, el pico electromiográfico máximo durante la inversión, el tiempo hasta la consecución de este valor, la activación muscular media en el momento de la inversión y el tiempo que dura la inversión. También se estudiaron las variables antropométricas (talla, peso, masa musculoesquelética, masa grasa, masa musculoesquelética de la pierna estudiada) de los participantes. Protocolo: primero se realizó el test de composición corporal, para posteriormente realizar los test de contracción voluntaria máxima de los tres músculos y finalizar con el test de inversión de tobillo.

**Resultados:** los participantes que pertenecían al GI tuvieron un tiempo de reacción significativamente mayor en los músculos peroneo largo y peroneo corto (57 ms y 57,2 ms respectivamente) que el GC (46,3 ms y 47,6 ms). No se obtuvieron diferencias significativas en el músculo tibial anterior.

**Conclusiones:** la inestabilidad funcional del tobillo provoca un aumento en los tiempos de reacción de la musculatura estabilizadora de esta articulación, aumentando el riesgo de padecer una nueva lesión.

**Palabras clave:** Inestabilidad funcional. Esguince de tobillo. Tiempo de reacción.

### SUMMARY

**Introduction:** Ankle sprains are very common during sports and occur most commonly those affecting the lateral ligament complex. Once produced this injury, there is a high probability that symptoms during over time, thus becoming a chronic type injury. It is believed that the stabilizing musculature of the joint must be strong enough to counteract the mechanism of this injury. The aim of this study was to compare the reaction time of the peroneus longus, peroneus brevis and tibialis anterior in unstable and healthy functionally ankles.

**Methods:** Subjects: participated in the study a total of 33 subjects divided into two groups: GI (n = 17) with instability functional in one of their ankles, and GC (n = 16) with healthy ankles. Variables: The variables studied were the reaction time of the three muscles, the maximum peak of EMG during inversion time, the average muscle activation of inversion time and the inversion duration. It examined the anthropometric variables (height, weight, skeletal muscle mass, fat mass, leg skeletal muscle mass under study) of the subjects. Protocol: first we made the body composition test, later to perform the of maximum voluntary contraction of the three muscles test and finally the inversion ankle test.

**Results:** GI had a significantly longer reaction time in the peroneus longus and brevis (57 ms and 57.2 ms respectively) than the CG (46.3 ms and 47.6 ms). There were no significant differences in tibialis anterior.

**Conclusions:** functional ankle instability causes an increase in reaction times of the muscle stabilized ankle, increasing the risk of reinjury.

**Key words:** Functional instability. Ankle sprain. Reaction time.

**Fernando Martínez**

**Jacobo A. Rubio**

**Domingo J. Ramos**

**Paula Esteban**

**Susana Mendizábal**

**José F. Jiménez**

Laboratorio de Rendimiento y Readaptación Deportiva. Facultad de Ciencias del Deporte. Universidad de Castilla La Mancha. Toledo. España

*Este trabajo obtuvo el primer premio en la VIII edición del Premio Nacional "Pedro Guillén" de Traumatología del Deporte, organizado por la Cátedra de Traumatología del Deporte de la Universidad Católica San Antonio de Murcia y patrocinado por la Asociación Murciana de Medicina del Deporte.*

### CORRESPONDENCIA:

Fernando Martínez  
Laboratorio de Rendimiento y Readaptación Deportiva. Edificio 12.1  
Avd Carlos III s/n. Campus Tecnológico. Antigua Fábrica de Armas.  
45071. Toledo. España.  
Email: Fernando.MSanchez@uclm.es

**Aceptado:** 28.04.2010 / Original nº 574

## INTRODUCCIÓN

El tobillo es la zona corporal que más lesiones sufre durante la práctica deportiva (34,3%), seguido de la rodilla (20%), la cabeza (11,4%), el tronco (8,6%) y la mano (8,6%)<sup>1</sup>. De entre las lesiones que afectan a esta articulación, el esguince es la más común<sup>2-6</sup>, y más concretamente aquellos que afectan al complejo ligamentoso lateral del tobillo, los cuales representan el 85% del total<sup>7</sup>. El mecanismo de lesión en este complejo lateral se debe a un movimiento combinado de inversión, flexión plantar y aducción<sup>3</sup>, provocando que los tres fascículos del ligamento se vean sometidos a una fuerte tensión.

Una vez producida la lesión, existe una probabilidad mayor del 80% de que se vuelva a producir<sup>8</sup>, prolongándose los síntomas en el tiempo. Entre el 10 y el 30% de los sujetos que han sufrido un esguince agudo del ligamento lateral externo del tobillo, pueden mantener los síntomas crónicamente<sup>9</sup>. En este sentido, Konradsen, *et al.*<sup>10</sup>, demostraron que después de un esguince de tobillo, la discapacidad residual persiste hasta 7 años después de la lesión.

El desarrollo de estos síntomas residuales como puede ser la percepción de inestabilidad articular o esguinces recurrentes, es lo que se conoce como Inestabilidad Crónica del Tobillo (CAD)<sup>4</sup>. La CAI se atribuye a la inestabilidad funcional (FAI) y a la inestabilidad mecánica (MI)<sup>11-12</sup>. Freeman<sup>9</sup> fue pionero en definir la FAI como una percepción subjetiva de fallo en la estabilidad articular. Tropp, *et al.*<sup>13</sup> la define como la capacidad de movimiento que ocurre más allá del control voluntario, sin necesidad de exceder los rangos de movimiento fisiológico (anatómicos). Hertel<sup>11</sup> y Demeritt, *et al.*<sup>14</sup> ampliaron estas definiciones indicando que los sujetos con FAI pueden presentar en algunos casos déficit en el control neuromuscular, o déficit propioceptivo, o déficit en la musculatura que envuelve a la articulación y en ocasiones alteraciones en el control postural. La MI se define como la laxitud o capacidad de movimiento más allá de la amplitud del movimiento fisiológico de las articulaciones debido a los daños en las estructuras ligamentosas que las

componen<sup>15</sup>, valorándose con medidas objetivas como la radiografía o la clínica derivada del daño estructural<sup>11</sup>. Aunque existen investigaciones en las cuales la FAI y la MI se consideran como dos factores independientes<sup>13</sup>, por lo general, la CAI se debe a la combinación de ambos<sup>2,4,11,16,17</sup>.

Se ha propuesto el tiempo de reacción de los eversores del tobillo como método de valoración de la inestabilidad de esta articulación<sup>18</sup>. Se cree que la musculatura de los peroneos debe ser lo suficientemente fuerte como para contrarrestar el mecanismo de inversión de los esguinces<sup>19-20</sup>, además de responder en la mayor brevedad posible ante un movimiento que es antagonista a su acción. Por ello, existen estudios en la literatura que intentan medir el tiempo de reacción de la musculatura eversora de tobillo ante una inversión repentina y compararlo así entre tobillos inestables y tobillos sanos. Los resultados de estos estudios son contradictorios. Muchos de ellos han identificado un retraso en el tiempo de reacción de los peroneos en miembros con inestabilidad crónica del tobillo y en otros casos, estas diferencias no han sido encontradas. Si asumimos que el retraso de la respuesta refleja de los músculos peroneos es un factor presente en los individuos que presentan CAI, ese factor se puede relacionar con un déficit local propioceptivo o a una alteración a nivel espinal en el control motor<sup>21</sup>. Estas discrepancias en los resultados se relacionan con diferencias en la metodología aplicada como son los criterios de inclusión, la angulación a la hora de aplicar la perturbación o el uso de diferentes técnicas para detectar la respuesta electromiográfica.

Por ello, creemos en la necesidad de continuar en la línea de estas investigaciones valorando con este trabajo, si la medición del tiempo de reacción sirve como método para diagnosticar y prevenir la inestabilidad crónica del tobillo.

## MATERIAL Y MÉTODO

El diseño del estudio fue descriptivo-comparativo. Formaron parte de manera voluntaria un total de 33 participantes físicamente activos repar-

tidos en dos grupos, uno con tobillos inestables funcionalmente (GI, n=17) y otro con tobillos sanos (GC, n=16), los cuales no habían padecido nunca una lesión en los miembros inferiores. Los sujetos pertenecientes al GI tenían que cumplir los criterios establecidos en el Cuestionario de Inestabilidad Funcional del Tobillo descrito por Hubbard y Kaminski<sup>22</sup>. Se establecieron como criterios de exclusión para ambos grupos el haber padecido alguna intervención quirúrgica o fractura en alguno de los miembros inferiores, presencia de alguna enfermedad neuromuscular, haber padecido algún esguince en ambos tobillos en los 3 meses previos al estudio o alguna limitación funcional en cualquiera de los tobillos.

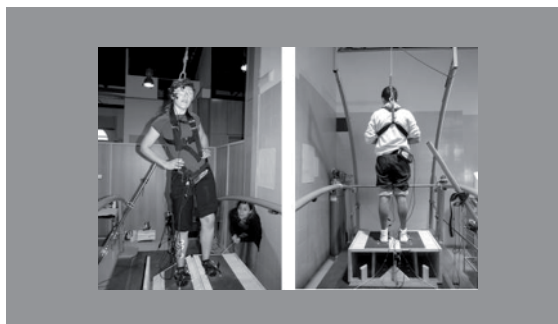
La talla y el peso de los participantes fue determinada por la báscula-tallímetro SECA (SECA, Ltd. Alemania) siguiendo las instrucciones del Grupo Español de Cineantropometría<sup>23</sup>. Tras la toma de los datos antropométricos, se procedió a la colocación de los electrodos de superficie en los músculos peroneo largo (PL), peroneo corto (PC) y tibial anterior (TA) siguiendo las instrucciones de la Surface EMG for Non-invasive Assessment of Muscles (SENIAM)<sup>24</sup>. Para la correcta conductividad del impulso mioeléctrico, se realizó una preparación previa de la piel de los sujetos. Para este fin se rasuraron las zonas donde se fijaron los electrodos, y se procedió a su limpieza mediante la aplicación de alcohol desnaturalizado de 70°. Los electrodos fueron colocados en la pierna que presentaba el tobillo inestable en el caso del GI, y en la pierna dominante en el caso del GC (pie con el que daban una patada al balón). Para cada músculo estudiado se colocaron 2 electrodos con una separación de 1 cm entre las partes activas de los mismos y en la dirección de las fibras musculares. Se colocó un tercer electrodo (de referencia) coincidiendo con un relieve óseo.

Tras la colocación de los electrodos, se realizó un calentamiento de 10 minutos a una intensidad de 100 vatios y entre 80 y 90 rpm en el cicloergómetro wattbike (Wattbike Ltd., Nottingham, England) para posteriormente realizar el test isométrico de Contracción Voluntaria Máxima (CVM) de los tres músculos. Este test tenía una

duración total de 7 segundos. Los dos primeros era una contracción isométrica progresiva en intensidad, los segundos 3, 4 y 5 la contracción isométrica era máxima y en los segundos 6 y 7 se relajaba la musculatura. Los datos electromiográficos de este test eran recopilados en bruto mediante el electromiógrafo MEGA ME6000T8 (Mega, Kuopio, Finland) de superficie de 8 canales a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Posteriormente, estos datos eran normalizados a la misma frecuencia de muestreo (1000 Hz). Se realizaron tres test para cada grupo muscular y se recogió el valor electromiográfico máximo de cada uno de ellos. El valor del test de CVM fue la media de los tres valores electromiográficos máximos obtenidos en cada test.

Una vez realizado el test de CVM, se ejecutó el test de inversión de tobillo. Para ello, se diseñó y construyó una plataforma que provoca el movimiento de inversión a 30° de los tobillos mediante dos puertas que tienen la posibilidad de abrirse y cerrarse. En las puertas se colocó un goniómetro de doble eje el cual detectaba cualquier cambio de angulación de las mismas. En la superficie de la plataforma, existe material antideslizante y unas tiras adhesivas que permiten la fijación del pie. Se colocó al participante descalzo sobre la plataforma y se le fijaron los pies a la misma (Figura 1).

Además, se le colocaron unas gafas de oclusión visual y unos auriculares con música en los oídos para aumentar el factor sorpresa. La pierna la cual iba a ser estudiada permanecía extendida y la otra pierna semiflexionada. El participante no



**FIGURA 1.**  
Colocación de los  
participantes en el  
test de inversión

sabía ni el momento ni la puerta de la plataforma que se iba a abrir. La puerta de la plataforma sólo fue abierta cuando existía una línea de base electromiográfica la cual delatará que no existía una respuesta anticipatoria a la inversión de tobillo de los músculos estudiados. Se realizaron tres test de inversión de tobillo con una duración variable y no definida entre cada test para igualmente evitar respuesta anticipatoria.

Los datos electromiográficos obtenidos a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz fueron normalizados (1000 Hz). Las variables estudiadas en los tres músculos en este test fueron las siguientes (Figura 2):

- *Tiempo de reacción (T REAC)*: tiempo que transcurre entre la apertura de la plataforma y el comienzo de la activación muscular. Este comienzo se determinó cuando existían valores superiores a  $20 \mu\text{V}$ .
- *Pico máximo absoluto de activación (PICO EMG)*: valor máximo electromiográfico tras el comienzo de la inversión hasta el final de la misma ( $\mu\text{V}$ ).
- *Pico máximo relativo de activación (PICO EMG REL)*: es el pico máximo absoluto de activación dividido por el valor máximo obtenido en el test de CVM y multiplicado por 100.
- *Tiempo hasta el pico máximo de activación (T PICO EMG)*: tiempo que transcurre hasta

la aparición del pico máximo absoluto de activación (ms).

- *Valor electromiográfico medio tras la activación hasta el final de la inversión (ACT MEDIA)*: resulta de la media de los valores electromiográficos desde el comienzo de la apertura de la plataforma hasta el final de la inversión ( $\mu\text{V}$ ).
- *Tiempo total de inversión (T INVERSIÓN)*: tiempo que transcurre desde que el goniómetro detecta un cambio de angulación en las puertas hasta que llega a  $30^\circ$  de inversión (ms).

Para la realización del análisis estadístico se utilizó el paquete SPSS 17.0 para Windows. Además de analizar los estadísticos descriptivos de las variables estudiadas (media, desviación estándar, máximo, mínimo, rango), se determinó la normalidad de las variables mediante la prueba Shapiro-Wilk.

Las diferencias entre las variables objeto de estudio fueron evaluadas con la prueba t de student para muestras independientes para las paramétricas y con la prueba U de Mann-Whitney para las que no seguían una distribución normal.

Las correlaciones fueron halladas mediante la prueba de Pearson para las variables paramétricas y la prueba Spearman para las que no seguían una distribución normal.

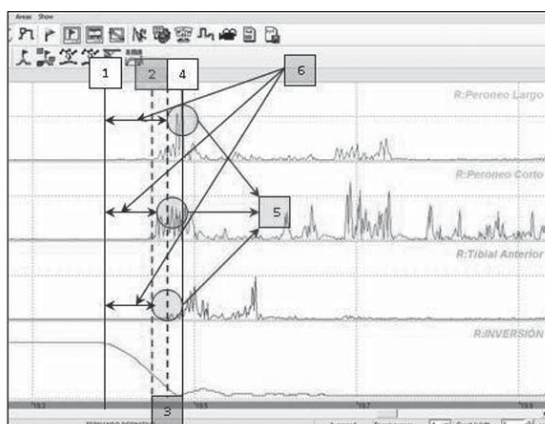
Para todas ellas se estableció un grado de significación de  $p < 0,05$ .

## RESULTADOS

En el GI, las variables PICO EMG PC ( $\mu\text{V}$ ), PICO EMG TA ( $\mu\text{V}$ ), ACT MEDIA PC ( $\mu\text{V}$ ), ACT MEDIA TA ( $\mu\text{V}$ ) y T INVERSIÓN (ms) presentaron una distribución no paramétrica.

En el GC, las variables no paramétricas fueron la Edad (años), el Peso (Kg), la CVM PL ( $\mu\text{V}$ ), la CVM PC ( $\mu\text{V}$ ), el PICO EMG TA ( $\mu\text{V}$ ), el PICO

**FIGURA 2.**  
Variables estudiadas:  
(1) comienzo de la inversión (tiempo 0),  
(2) comienzo de la activación muscular de los PL y PC,  
(3) comienzo de la activación del TA,  
(4) fin de la inversión,  
(5) pico máximo de activación muscular de la intervención,  
(6) tiempo hasta la consecución del pico máximo de activación durante la inversión



RELA TA (%), el TIEMPO PICO PL (ms), el TIEMPO PICO PC (ms), el TIEMPO PICO TA (ms), la ACT MEDIA TA ( $\mu$ V) y el T INVERSIÓN (ms).

No se encontraron diferencias significativas entre GI y GC en las variables antropométricas peso y talla (Tabla 1). El GI presentó de forma significativa un mayor tiempo de reacción en los músculos PL y PC (PL = 57 ms, PC = 57,2 ms) que el GC (PL = 46,3 ms, PC = 47,6 ms) (Figura 3). De la misma manera, existe un mayor tiempo de reacción en el TA en el GI (60,3 ms) que en el GC (57,8 ms), aunque estas diferencias no fueron significativas.

Los valores de la CVM reflejan una mayor activación de los tres músculos en el GI (PL = 2003  $\mu$ V, PC = 2665,6 y TA = 3052,6) que en el GC (PL = 1764,6  $\mu$ V, PC = 2334,3  $\mu$ V y TA = 2901,8  $\mu$ V) aunque estos resultados carecen de significatividad.

Por lo que se refiere al PICO EMG durante la inversión, los resultados muestran un mayor valor no significativo en los tres músculos en el GI (PL = 899,5  $\mu$ V, PC = 1246,4  $\mu$ V y TA = 527,3  $\mu$ V) que en el GC (PL = 800,2  $\mu$ V, PC = 1202,7 y TA = 460,9  $\mu$ V). Si relativizamos estos valores con los obtenidos en la CVM, observamos que el GI presenta un porcentaje no significativo menor respecto al máximo en los músculos PL y PC (47,4% y 47,4%) que el GC (PL = 47,9% y PC = 51,5%). Este suceso no se da para el músculo TA (GI = 18,2% y GC = 17,4%).

Si valoramos el tiempo que transcurre desde la apertura de la plataforma hasta la consecución del valor electromiográfico máximo de los tres músculos durante la inversión (T PICO EMG), observamos que en el GI obtuvieron unos resultados no significativos mayores en los músculos PL y PC (85,3 ms y 84,8 ms) que el GC (PL = 79 ms, PC = 81,9 ms). En el músculo TA, estos valores son similares (83,8 ms).

No se dieron diferencias significativas entre el GI y el GC en las variables activación media (ACT MEDIA) de los tres músculos durante la inver-

sión, al igual que sucede con el tiempo total (T INVERSIÓN) que dura la inversión (Tabla 2).

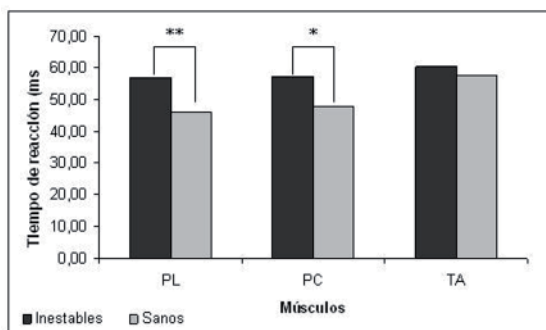
### DISCUSIÓN

El principal hallazgo de este estudio fue el incremento de forma significativa en el tiempo de reacción de los músculos PL y PC de tobillos lesionados. Estos resultados pueden confirmar que la inestabilidad articular del tobillo provoca un déficit en el control neuromuscular de esta articulación.

El hecho de que las diferencias obtenidas en el PL y PC no se hayan producido en el músculo TA puede interpretarse como consecuencia de

	GI	GC
Peso (Kg)	66,6±9,7	63,8±9,8
Talla (cm)	172,1±6,6	170,3±8,6

**TABLA 1.** Variables antropométricas de los grupos



**FIGURA 3.** Diferencias en el tiempo de reacción los músculos estudiados en ambos grupos. \*\*significación para  $p < 0,001$  y\* para  $p < 0,05$

	GI	GC
ACT MEDIA PL ( $\mu$ V)	113,4±62,6	112,8±44,5
ACT MEDIA PC ( $\mu$ V)	162,9±126,4	174,1±103,3
ACT MEDIA TA ( $\mu$ V)	64,1±53,3	61,4±46,4
T INVERSIÓN (ms)	93,5±12,1	92,3±17,1

**TABLA 2.** Resultados de la Activación Media de los tres músculos y del tiempo que dura la inversión de tobillo



la posición inicial del paciente y la perturbación causada por el movimiento de inversión. Sería conveniente repetir el estudio modificando la posición inicial, colocando los tobillos en flexión plantar o simplemente provocando una combinación de movimientos de flexión plantar, inversión y aducción. De esta manera el TA se vería sometido a una tensión mayor.

En principio, tras la realización de estudios en animales<sup>25</sup> y humanos<sup>9,26-28</sup>, Freeman y colaboradores propusieron la teoría de que el déficit en el control neuromuscular que se produce tras una lesión articular era atribuible a los daños que se producían en los receptores aferentes situados en los ligamentos y en las cápsulas articulares. Aunque se sigue manteniendo en nuestros días, esta teoría presenta ciertas limitaciones<sup>21</sup>. Curiosamente, Konradsen, *et al.*<sup>29</sup> para analizar diversas áreas de la propiocepción del tobillo, anestesiaron el ligamento lateral de esta articulación de siete pacientes. Midieron la reproducción de una posición de la articulación de forma activa y pasiva, el equilibrio estático sobre apoyo monopodal y el tiempo de reacción de los peroneos ante una inversión repentina de tobillo. Estos autores concluían que las respuestas eferentes de los peroneos son las responsables de la protección dinámica de la articulación ante esta perturbación, por lo que manteniendo la funcionalidad de la musculatura, se puede conseguir una buena estabilidad en la articulación, pese a no poseer la información propioceptiva de los ligamentos (no existía información aferente procedente de los ligamentos). Myers, *et al.*<sup>30</sup> reportaron un déficit respecto a la línea basal en la actividad muscular del tibial anterior y el peroneo largo en la carrera tras la inyección de un anestésico en la articulación del tobillo. Estos resultados sugieren que los efectos adversos pueden ser atribuibles a un edema en la articulación en lugar de una desafrentización real de los ligamentos laterales.

Los resultados obtenidos en nuestra investigación coinciden con los de Konradsen y Ravn<sup>31</sup>. Estos autores fueron unos de los primeros en medir el tiempo de reacción de los músculos peroneos tras someter al tobillo a una inversión de 30°. Midieron mediante EMG de superficie la

actividad eléctrica de los peroneos largo y corto en dos grupos: uno con inestabilidad funcional y otro con tobillos sanos. Los resultados del estudio indicaron que los sujetos con inestabilidad funcional del tobillo presentan un tiempo de reacción significativamente mayor en los músculos peroneos largo y corto (82 ms y 85 ms, respectivamente), que aquellos que presentan tobillos sanos (65 ms y 69 ms, respectivamente).

Nuestros resultados también coinciden con los de Karlsson y Andréasson<sup>32</sup>. Estos autores compararon el tiempo de reacción de los peroneos largo y corto en individuos con un tobillo inestable y el otro sano tras una inversión de 30°. Obtuvieron resultados similares a los de Konradsen y Ravn<sup>31</sup>. El tobillo inestable presentaba un tiempo de reacción en el peroneo largo de  $84,5 \pm 4,0$  ms, y el tobillo sano presentaba un tiempo de reacción de  $68,8 \pm 4,5$  ms en el mismo músculo. Para el peroneo corto, los valores fueron  $81,6 \pm 5,2$  ms en tobillos inestables y  $69,2 \pm 4,1$  ms en tobillos sanos.

Löfvenberg, *et al.*<sup>33</sup> estudiaron el comportamiento muscular del peroneo largo y tibial anterior durante una inversión inesperada en un grupo de sujetos con inestabilidad crónica del tobillo. En este estudio, al igual que en el nuestro, la plataforma sólo fue abierta cuando la actividad eléctrica de los músculos objeto de investigación mostraban una línea basal de actividad que indicaba que el músculo permanecía estático y no presentaba una actividad eléctrica que delatará anticipación. Los resultados de este estudio indicaron que el tiempo de respuesta refleja del peroneo largo fue significativamente mayor en el grupo de inestabilidad crónica del tobillo (65 ms) que en el grupo control (49 ms), el cual no presentaba esta lesión.

En el estudio realizado por Vaes, *et al.*<sup>34</sup>, indicaron que los músculos peroneos mostraron un tiempo de reacción mayor en un grupo que presentaba inestabilidad crónica del tobillo ( $58,9 \pm 12,0$  ms) comparado con el grupo control ( $47,7 \pm 12,1$  ms) tras someterles a una inversión de 50°. De la misma forma, Mitchell, *et al.*<sup>35</sup> concluyeron que la inestabilidad de la articulación del tobillo pro-

voca latencias mayores en los músculos PL, PC y TA tras provocar un movimiento combinado de 3º de inversión y 20º de flexión plantar.

Al igual que las investigaciones anteriores, otros autores han identificado un retraso en el tiempo de reacción de los estabilizadores de tobillos inestables<sup>36-37</sup>. Sin embargo, otras investigaciones que concluyen de la misma manera, no aportan significatividad en sus resultados [38-43], aunque todos apoyan la teoría de que los daños en las estructuras de la articulación del tobillo pueden provocar un deterioro en la función muscular de los peroneos.

La importancia del tiempo de reacción de los estabilizadores articulares ha sido cuestionada. Basándonos en Thonnard, *et al.*<sup>44</sup>, las microroturas capsulo-ligamentosas se producen en un ángulo inferior en el cual se produce la respuesta refleja muscular, por lo que concluyeron que los esguinces sólo se pueden prevenir por una respuesta anticipada de los músculos estabilizadores. En este sentido, Johansson, *et al.*<sup>45</sup> manifestaron que los receptores que se encuentran en los ligamentos de la rodilla contribuyen, mediante el sistema de motoneuronas gamma, a la tensión de los músculos que rodean a esta articulación y por consiguiente a su estabilización. Este mecanismo puede ser aplicable a la estabilidad de la articulación del tobillo.

Pero aunque esté cuestionado, este método de evaluación ha sido utilizado por numerosas investigaciones. Osborne, *et al.*<sup>46</sup> lo utilizaron para valorar la aplicación de un sistema de entrenamiento propioceptivo sobre superficies inestables. Estos autores redujeron el tiempo de reacción de los músculos TA, Tibial Posterior, PL y en el flexor del primer dedo. En este sentido, Clark y Burden<sup>47</sup> redujeron el tiempo de reacción de los músculos TA y PL, tras la aplicación de un entrenamiento de 4 semanas sobre superficies inestables.

También se ha utilizado el tiempo de reacción para medir el efecto de la aplicación de vendajes o frío en la articulación del tobillo. Kernozek, *et al.* [48], no encontraron diferencias significativas

en las latencias de los músculos PL, PC y TA de participantes sanos a quienes se les evaluó pre y post aplicación de un vendaje con tiras adhesivas. Estos resultados están de acuerdo con los obtenidos por Ricard, *et al.*<sup>49</sup>. Papadopoulos, *et al.*<sup>50</sup>, por el contrario, encontraron un retraso en la activación eléctrica de la musculatura estabilizadora del tobillo tras la aplicación de un vendaje de este tipo. Hopkins, *et al.*<sup>51</sup> no encontraron diferencias significativas en los tiempos de reacción del músculo PL tras la aplicación de hielo en la articulación del tobillo.

Sabemos que una de las principales limitaciones que presenta este estudio es la especificidad de la prueba. En la actividad deportiva, son raras las ocasiones en las que se produce un esguince de tobillo con el sujeto parado, en apoyo bi-podal y sin fatiga muscular. Por ello, se intentó aumentar la incertidumbre aislando al participante del medio mediante la eliminación de la información externa procedente de los canales auditivo y visual.

Existen estudios en la literatura que intentan medir la respuesta eléctrica de los estabilizadores del tobillo en situaciones deportivas más específicas. Suda, *et al.*<sup>52</sup> compararon la activación electromiográfica de los músculos TA, PL, y el gemelo lateral (GL) en jugadores de voleibol con y sin inestabilidad funcional de tobillo durante la amortiguación tras un bloqueo específico. Encontraron un retraso en el tiempo de activación del PL tras la amortiguación en los tobillos inestables ( $55,8 \pm 21,6$ ) respecto a los jugadores sanos ( $47,5 \pm 13,3$ ).

Por lo que respecta a la variable que mide el valor electromiográfico máximo durante la inversión, curiosamente observamos valores más altos en los miembros del GI. Sin embargo, al relativizar estos valores con los obtenidos en el test de CVM, obtuvimos que los pacientes con los tobillos sanos activaban con una mayor intensidad sus músculos estabilizadores. Esta puede ser una causa de la inestabilidad articular del tobillo. Ante una perturbación inesperada en una articulación, la musculatura no sólo debe responder en la mayor brevedad posible, sino que también debe hacerlo

con la intensidad suficiente. Una posible solución para resolver esta incógnita, podría ser el aumento del tamaño de la muestra en futuros estudios.

De los resultados obtenidos en esta investigación se concluye que los pacientes que presentan inestabilidad funcional en la articulación del tobillo presentan un tiempo de reacción de la musculatura estabilizadora de esta articulación, significativamente mayor que las personas cuyos tobillos permanecen sanos, aumentando, por ello, de forma considerable el riesgo de lesión en esta articulación.

El estudio electromiográfico del tiempo de reacción de los músculos estabilizadores del tobillo

resulta un método eficaz para el diagnóstico de la inestabilidad crónica de la articulación. Así mismo, este sistema de valoración electromiográfica permitirá realizar un control y seguimiento, de las lesiones ligamentosas de tobillo en casos de mala evolución o de simulación de la inestabilidad.

Un trabajo orientado al tratamiento e incremento del mecanismo reflejo mediante ejercicios propioceptivos y de potenciación de la musculatura responsable de la estabilidad articular, disminuirían los valores del tiempo de reacción, reduciendo de esta manera la probabilidad de padecer una nueva lesión.

## B I B L I O G R A F Í A

- Fong DTP, Hong Y, Chan LK, Yung PSH, Chan DM.** A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Med* 2007;37:73-94.
- Denegar CR, Miller SJ.** Can chronic ankle instability be prevented? Rethinking management of lateral ankle sprains. *J Athl Train* 2002;37:430-435.
- Garrick JG.** The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. *Am J Sports Med* 1977;5:241-242.
- Hertel J.** Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train* 2002;37:364-375.
- Hubbard TJ, Hertel J.** Mechanical contributions to chronic lateral ankle instability. *Sports Med* 2006;36:263-277.
- Osborne MD, Rizzo Jr TD.** Prevention and treatment of ankle sprain in athletes. *Sports Med* 2003;33: 1145-1150.
- Ferran NA, Maffulli N.** Epidemiology of sprains of the lateral ankle ligament complex. *Foot Ankle Clin* 2006;11:659-662.
- Yeung MS, Chan KM, So CH, Yuan WY.** An epidemiological survey on ankle sprain. *Br J Sports Med* 1994;28:112-116.
- Freeman MA.** Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg (Br)* 1965; 47: 669-677.
- Konradsen L, Bech L, Ehrenbjerg M, Nickelsen T.** Seven years follow-up after ankle inversion trauma. *Scand J Med Sci Sports* 2002; 12: 129-135.
- Hertel J.** Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Med* 2000;29:361-371.
- Monaghan K, Delahunt E, Caulfield C.** Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. *Clin Biomech* 2005;21:168-174.
- Tropp H, Odenrick P, Gillquist J.** Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int J Sports Med* 1985;6: 180-182.
- Demeritt KM, Schultz SJ, Docherty CL, Gansneder BM, Perrin DH.** Chronic ankle instability does not affect lower extremity functional performance. *J Athl Train* 2002;37:507-511.
- Tropp H.** Commentary: Functional ankle instability revisited. *J Athl Train* 2002;37:512-515.
- Ryan L.** Mechanical stability, muscle strength and proprioception in the functionally unstable ankle. *Aust J Physiother* 1994;40:41-47.



17. **Wilkerson GB, Nitz AJ.** Dynamic ankle stability: mechanical and neuromuscular interrelationships. *J Sports Rehabil* 1994;3:43-57.
18. **Yildiz Y, Sekir U, Hazneci B, Örs F, Saka T, Aydin T.** Reliability of a Functional Test Battery Evaluating Functionality, Proprioception and Strength of the Ankle Joint. *Turk J Med Sci* 2009;39:115-123.
19. **Bosien WR, Staples WS, Russell SW.** Residual disability following acute ankle sprains. *J Bone Joint Surg (Am)* 1955;37:1237-1243.
20. **Tropp H.** Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. *Int J Sports Med* 1986;7:291-294.
21. **Hertel J.** Sensorimotor deficits with ankle sprains and chronic ankle instability. *Clin Sports Med* 2008;27:353-370.
22. **Hubbard TJ, Kaminski TW.** Kinesthesia is not affected by functional ankle instability status. *J Athl Train* 2002;37:481-486.
23. **Esparza F.** Manual de cineantropometría. Pamplona. FEMEDE; 1993.
24. **Hermens HJ, Freriks B, Disselhort-Klug C, Rau G.** Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10:361-374.
25. **Freeman MA, Wyke B.** The innervation of the ankle joint. An anatomical and histological study in the cat. *J Anat* 1967;10:505-533.
26. **Freeman MA.** Treatment of ruptures of the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg (Br)* 1965;47:661-668.
27. **Freeman MA, Dean MR, Hanham IW.** The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg (Br)* 1965;47:678-685.
28. **Freeman MA, Wyke B.** Articular reflexes at the ankle joint: an electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles. *Br J Surg* 1967;54:990-1001.
29. **Konradsen L, Ravn JB, Sorensen AI.** Proprioception at the ankle: The effect of anesthetic blockade of ligament receptors. *J Bone Joint Surg (Br)* 1993;75:433-436.
30. **Myers JB, Riemann BL, Hwang JH, Fu FH, Lephart SM.** Effect of peripheral afferent alteration of the lateral ankle ligaments on dynamic stability. *Am J Sports Med* 2003;31:498-506.
31. **Konradsen L, Ravn JB.** Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop Scand* 1990;61:199-204.
32. **Karlsson J, Andréasson GO.** The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability: an electromyographic study. *Am J Sports Med* 1992;20:257-261.
33. **Löfvenberg R, Kärrholm J, Sundeling G, Ahlgren O.** Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *Am J Sports Med* 1995;23:414-417.
34. **Vaes P, Van Gheluwe B, Duquet W.** Control of acceleration during sudden ankle supination in people with unstable ankles. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001;31:741-752.
35. **Mitchell A, Dyson R, Hale T, Abraham C.** Biomechanics of ankle instability. Part 1: reaction time to simulated ankle sprain. *Med Sci Sports Exerc* 2008;40:1515-1521.
36. **Brunt D, Anderson JC, Huntsman B, Reinhart LB, Thorell AC, Sterling JC.** Postural responses to lateral perturbation in healthy subjects and ankle sprain patients. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24: 171-176.
37. **Lynch SA, Eklund U, Gottlieb D, Renstrom PAFH, Beynnon B.** Electromyographic latency changes in the ankle musculature during inversion moments. *Am J Sports Med* 1996;24:362-369.
38. **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;26:73-77.
39. **Fernandes N, Allison GT, Hopper D.** Peroneal latency in normal and injured ankles at varying angles of perturbation. *Clin Orthop Relat Res* 2000;375:193-201.
40. **Isakov E, Mizrahi J, Solzi P, Susak Z, Lotem M.** Response of the peroneal muscles to sudden inversion stress during standing. *J Appl Biomech* 1986;2:100-106.
41. **Johnson MB, Johnson CL.** Electromyographic response of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993;18:497-501.
42. **Nawoczenski DA, Cook TM, Saltzman CL.** The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995;21:317-327.

43. **Vaes P, Duquet W, Van Gheluwe B.** Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. *J Athletic Train*, 2002;37(4):475-480.
44. **Thonnard JL, Plaghki L, Willems P.** La patogénie de l'entorse de la cheville: test d'une hypothèse. *Med Physica* 1986;9:141-146.
45. **Johansson H, Sjölander P, Sojka P.** A sensory role for the cruciate ligaments. *Clin Orhop Relat Res* 1991;268:161-178.
46. **Osborne MD, Chou LS, Laskowski ER, Smith J, Kaufman KR.** The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. *Am J Sports Med* 2001;29:627-632.
47. **Clark VM, Burden AM.** A 4-week wobble board exercise programme improved muscle onset latency and perceived stability in individuals with a functionally unstable ankle. *Phys Ther Sport* 2005;6:181-187.
48. **Kernozek T, Durall CJ, Friske A, Mussallem M.** Ankle bracing, plantar-flexion angle, and ankle muscle latencies during inversion stress in healthy participants. *J Athl Train* 2008;49:37-43.
49. **Ricard MD, Sherwood SM, Schulthies SS, Knight KL.** Effects of tape and exercise on dynamic ankle inversion. *J Athl Train* 2000;35:31-37.
50. **Papadopoulos ES, Nikolopoulos CS, Athanopoulos S.** The effect of different skin-ankle brace application pressure with and without shoes on single-limb balance, electromyographic activation onset and peroneal reaction time of lower limb muscles. *Foot* 2008;18:228-236.
51. **Hopkins JT, Hunter I, McLoda T.** Effects of ankle joint cooling on peroneal short latency response. *J Sports Sci Med* 2006;5:333-339.
52. **Suda EY, Amorim CF, de Camargo I.** Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. *J Electromyogr Kinesiol* 2009;19:84-93.