

apunts

MEDICINA DE L'ESPORT

www.apunts.org



ORIGINAL

La estimulación eléctrica neuromuscular del tibial anterior vs superficie viscoelástica en la reeducación de la propiocepción del tobillo. Un estudio piloto

Laura Martín-Casado^{a,*}, Juan Avendaño-Coy^b, José Manuel Fernández Rodríguez^b, Luis M. Alegre^a y Xavier Aguado^a

^a Facultad de Ciencias del Deporte, Grupo de Biomecánica Humana y Deportiva, Universidad de Castilla-La Mancha, Toledo, España

^b Escuela Universitaria de Enfermería y Fisioterapia, Grupo de Biomecánica Humana y Deportiva, Universidad de Castilla-La Mancha, Toledo, España

Recibido el 10 de abril de 2010; aceptado el 4 de octubre de 2010

Disponible en Internet el 20 de febrero de 2011

PALABRAS CLAVE

Esguince de tobillo;
Rehabilitación;
Control postural;
Centro de presiones;
Biomecánica

Resumen

Objetivo: Analizar las diferencias en el recorrido del centro de presiones durante la realización de 3 tests de equilibrio estáticos, en que se incluyen dos de las técnicas usadas en los tratamientos de la rehabilitación del esguince de tobillo.

Material y método: Participaron voluntariamente 14 sujetos sanos, sin signo de bostezo articular (8 hombres y 6 mujeres), deportistas, con una media de edad de $19,9 \pm 3,8$ años. Se midió el recorrido del centro de presiones durante tests de equilibrio monopodal sobre plataforma de fuerzas (duración de 60 s), en tres condiciones: sobre superficie estable (plataforma), sobre superficie viscoelástica, y aplicando estimulación eléctrica neuromuscular en el músculo tibial anterior.

Resultados: La amplitud de desplazamiento del centro de presiones en el eje anteroposterior fue mayor en el test con estimulación eléctrica neuromuscular que en el realizado sobre superficie estable ($p < 0,01$) y viscoelástica ($p < 0,05$). La posición media del centro de presiones se situó más lateral ($53,00 \pm 7,60$ mm) y anterior ($128,40 \pm 10,70$ mm) en el test sobre superficie viscoelástica. Las mayores áreas barridas por el centro de presiones se obtuvieron en el test con estimulación eléctrica neuromuscular ($1.115,96 \pm 411,40$ mm²).

Conclusiones: Con la electroestimulación se obtuvieron mayores amplitudes de desplazamiento del centro de presiones en el eje anteroposterior, una posición media más retrasada, y mayores áreas barridas. Con la superficie viscoelástica se obtuvo un mayor recorrido y velocidad, y una posición media del centro de presiones más lateral.

© 2010 Consell Català de l'Esport. Generalitat de Catalunya. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

* Autora para correspondencia.

Correo electrónico: laura.martincasado@uclm.es (L. Martín-Casado).

KEYWORDS

Ankle sprain;
Rehabilitation;
Postural control;
Centre of pressures;
Biomechanics

Neuromuscular electrical stimulation on the tibialis anterior vs viscoelastic surface in the re-education of ankle proprioception. A pilot study

Abstract

Objective: To analyse the differences in the path of the centre of pressures during the performance of 3 static balance tests, which included two of the techniques used in the rehabilitation of ankle sprain rehabilitation.

Material and method: Fourteen healthy subjects, without ligament loosening in the ankle were recruited for the study (8 male and 6 female) voluntary participated in this study, all of them physically active, with a mean age of 19.9 ± 3.8 years. The path of the centre of pressures was measured during monopodal balance tests on a force platform (60 s last), in three different conditions: on stable surface (force platform), on a viscoelastic surface, and during the application of electrical stimulation on the tibialis anterior muscle.

Results: The anterior-posterior path of the centre of pressures was greater in the test with electrical stimulation than in the tests on the stable surface ($P < .01$), and on the viscoelastic surface ($P < .05$). The mean position of the centre of pressures was more lateral (53.00 ± 7.60 mm) and more posterior ($128.40 \pm 10,70$ mm) in the test on the viscoelastic surface. The greatest excursion areas of the centre of pressures were found in the test with neuromuscular electrical stimulation (1115.96 ± 411.40 mm²).

Conclusions: Greater anterior-posterior path length and excursion areas and a more posterior mean position of the centre of pressures were found in the neuromuscular electrical stimulation test. We also found greater total excursions and velocity, and a more lateral mean position of the centre of pressures in the viscoelastic surface tests.

© 2010 Consell Català de l'Esport. Generalitat de Catalunya. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

El esguince de tobillo es una de las patologías más frecuentes en la práctica deportiva, representando entre el 10 y el 30% del total de las lesiones¹. El 85% son consecuencia de un movimiento forzado de inversión y afecta a los ligamentos laterales del tobillo². Se sabe que más del 80% de los esguinces recidivan³. Un tratamiento inadecuado de fisioterapia puede causar inestabilidad crónica del complejo articular^{4,5}, lo que conlleva debilidad muscular, laxitud ligamentosa, y déficits propioceptivos y de control postural⁶.

Tradicionalmente el tratamiento del esguince de tobillo se divide en cuatro fases: 1) inicial, 2) rehabilitación precoz, 3) rehabilitación tardía y 4) entrenamiento funcional. La duración dependerá del grado del esguince y del proceso de cicatrización de cada individuo^{1,7}.

La fase inicial incluye tratamiento analgésico y antiinflamatorio. Con el objetivo de preservar la coordinación neuromuscular es necesario empezar el movimiento en descarga tan pronto como sea posible, sin alcanzar grados de movimiento extremos que provoquen dolor^{7,8}. Esta fase puede reducirse o incluso suprimirse usando adecuadamente vendajes funcionales⁹.

La fase de rehabilitación precoz tiene como objetivo restaurar la movilidad de la articulación e iniciar los ejercicios en carga parcial en apoyo bipodal (en sedestación o bipedestación). Cuando se es capaz de soportar todo el peso corporal en apoyo monopodal empezaría lo que se conoce como fase de rehabilitación tardía. El objetivo principal es la restauración de la fuerza, la resistencia y la función neuromuscular. Para ello se desarrolla un programa de

ejercicios de propiocepción en carga, aumentando el grado de dificultad progresivamente, sobre superficie estable o inestable (con discos de equilibrio y placas viscoelásticas de espuma, entre otros), realizando ejercicios con ojos abiertos y cerrados¹⁰. El fortalecimiento muscular junto con ejercicios propioceptivos se ha mostrado como uno de los tratamientos más efectivos para casos de inestabilidad crónica y para evitar recidivas^{7,8}.

Algunos estudios han descrito que el entrenamiento en carga sobre superficie inestable o un programa variado de ejercicios propioceptivos disminuye el tiempo de reacción y de latencia de la musculatura implicada en la protección de la articulación¹¹⁻¹³.

Por último, en la fase de «entrenamiento funcional» se deben programar actividades específicas y propias del deporte para así permitir un retorno adecuado al medio competitivo¹⁴. Desde hace unos años, en esta fase del tratamiento y para aumentar la complejidad en la progresión se está utilizando la estimulación eléctrica neuromuscular (EENM) del tibial anterior en carga, se estimula el vientre muscular a intervalos variables de manera que las contracciones sean inesperadas. La contracción brusca evocada por la corriente sobre el tibial anterior provoca supinación y dorsiflexión de la articulación. Esta técnica pretende provocar la desestabilización de la articulación y así trabajar la velocidad de reacción de la musculatura antagonista. Sin embargo, no hemos encontrado publicados datos objetivos que demuestren dicha desestabilización, ni que hayan valorado esta técnica de tobillo (superficies estables, colchonetas viscoelásticas, discos y diversas superficies inestables).

Las plataformas de fuerzas se usan como medio objetivo en la valoración de tests de equilibrio, estáticos y dinámicos. Se han usado, por ejemplo, como indicadores del riesgo de esguince^{15,16}. Es frecuente en estos casos medir diferentes variables del recorrido del centro de presiones (COP) para evaluar la estabilidad funcional.

El objetivo de nuestro estudio ha sido analizar las diferencias en el recorrido del COP durante 3 tests estáticos, en apoyo monopodal (sobre superficie estable, sobre superficie viscoelástica y con EENM del tibial anterior), con el fin de valorar y comparar la utilidad de las técnicas usadas en los tratamientos de la rehabilitación del esguince de tobillo.

Materiales y método

Sujetos

Participaron voluntariamente en el estudio 14 sujetos (6 mujeres y 8 hombres), deportistas y al mismo tiempo estudiantes de una facultad de Ciencias del Deporte, con una media de edad, altura y masa corporal de $19,9 \pm 3,8$ años, $171,0 \pm 7,4$ cm y $66,1 \pm 6,7$ kg. Todos los sujetos fueron informados de los objetivos y características del estudio y firmaron un consentimiento de participación en la investigación. El estudio fue aprobado por el Comité Ético de Investigación Clínica del Hospital Universitario de Albacete.

Mediante anamnesis y exploración de un fisioterapeuta se descartaron posibles problemas neurológicos, musculoesqueléticos, visuales y vestibulares. Participaron en el estudio aquellos sujetos que en la exploración presentaron un tobillo sano o sin signo de bostezo articular.

Instrumentos

Para la medición de las características descriptivas se utilizó un tallímetro y báscula de pie modelo 220 (SECA, Alemania). Se obtuvo el fotopodograma de la huella plantar estática con revelador, fijador y papel fotográfico¹⁷ para ajustar la huella plantar de cada sujeto sobre la plataforma de fuerzas. Se realizaron tests de equilibrio estático con una plataforma de fuerzas 9281 CA (Kistler, Suiza). Se usó una superficie viscoelástica con estructura de burbujas de aire encapsuladas, modelo Balance-pad (AIREX, EE.UU.), con una densidad de $56,91 \text{ kg/m}^3$ (dimensiones: $0,5 \times 0,41 \times 0,06$ m; peso: 0,7 kg). Se realizó un test con EENM mediante un equipo digital modelo Endomed 932 (Enraf-Nonius, Delft, Holanda) y electrodos pregelados autoadhesivos (Kendall, Tyco Healthcare Group, Mansfield, EE.UU.).

Protocolos

Se llevó a cabo una sesión previa de familiarización, donde se realizó la batería de tests de equilibrio y se determinó el umbral de intensidad del músculo. Se colocaron 2 electrodos de $2,5 \times 5$ cm en el vientre muscular del tibial anterior según la técnica bipolar, actuando directamente sobre las fibras fásicas. El umbral se estableció aumentando la intensidad de los estímulos eléctricos progresivamente hasta alcanzar la máxima tolerada por cada sujeto.

En la sesión de medición se realizó la batería de test de equilibrio estático sobre plataforma de fuerzas, en apoyo monopodal sobre la extremidad cuyo tobillo no presentaba signo de bostezo articular y con la mirada fija en una diana colocada a 195,5 cm del centro de la plataforma. Los tests comenzaron con los hombros en abducción de 90° (brazos en cruz) pudiendo después utilizarlos para equilibrarse. La extremidad apoyada en el suelo se colocó con una mínima flexión de rodilla ($5-10^\circ$) y la otra extremidad libre, flexionada sin tocar la plataforma, ni la extremidad apoyada. Los tests se realizaron en 3 condiciones distintas: sobre plataforma de fuerzas (superficie estable); sobre superficie viscoelástica (entre la plataforma y el pie), y sobre plataforma con EENM (fig. 1). En este último test se suministró al sujeto de manera inesperada 5 trenes de impulsos de 4 s con una frecuencia de 80 Hz variando el periodo de descanso entre los trenes. En todos los tests el sujeto se colocó en apoyo monopodal sobre su fotopodograma previamente ajustado respecto a la plataforma de fuerzas, excepto en el test realizado sobre superficie viscoelástica, que se ajustó la huella al sistema de referencias con una planilla de colocación de madera. La duración de todos los tests fue de 60 s y se tomaron los registros de fuerza con una frecuencia de muestreo de 50 Hz. Esta misma frecuencia ha sido usada en numerosos trabajos en los que se valora el equilibrio estático^{3,18}. El orden de los tests se estableció de manera aleatoria.

Variables

Se analizaron las siguientes variables del COP: su amplitud (rango de desplazamiento) en el eje anteroposterior y en el eje mediolateral, su posición, la velocidad de desplazamiento, el recorrido total acumulado, la velocidad media y el área barrida en su desplazamiento (tabla 1). Para ajustar la huella plantar a la plataforma se usó un sistema de referencias originado en el lugar de corte del trazo inicial (que coincide con la arista interna de la base de sustentación) con la línea 2' (perpendicular al trazo inicial y que pasa por el punto más posterior de la huella)¹⁹ (fig. 2).

Estadística

Los datos fueron analizados con el paquete estadístico Statistica 7.0 para Windows (StatSoft, EE.UU.). Para el estudio de la distribución de las variables se llevaron a cabo pruebas de normalidad (Lilliefors), de apuntalamiento (Kurtosis) y de simetría (Skewness). Se realizó un análisis de varianza de una vía para determinar las diferencias entre las 3 condiciones del test de equilibrio. Si estas diferencias se mostraban significativas, y en función del análisis de la prueba de Levene para la homogeneidad de varianzas, se realizó el análisis post-hoc de Bonferroni para varianzas homogéneas. También se realizaron pruebas T de datos pareados para comparar de dos en dos los tests de equilibrio realizados, cuando el post-hoc no era significativo. Finalmente se realizaron correlaciones lineales de Pearson según el método de los cuadrados. Se estableció el nivel de significación mínimo de $p < 0,05$. La estadística descriptiva incluyó medias y desviaciones típicas.

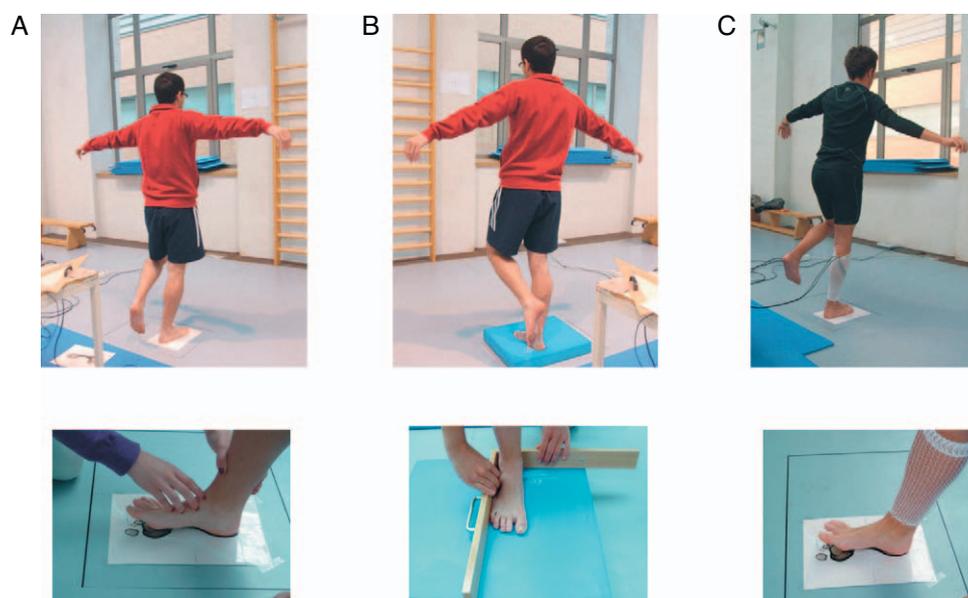


Figura 1 Los tres tests de equilibrio: sobre superficie estable (directamente sobre la plataforma de fuerzas) (A), sobre superficie viscoelástica (B) y con estimulación eléctrica neuromuscular (C). En las imágenes de abajo se observa el ajuste de la huella al sistema de referencia. Para ello en A y C se usó el fotopodograma, mientras que en B se usó una planilla de madera.

Tabla 1 Promedios y desviaciones típicas de las posiciones medias y amplitudes (rangos) en el eje anteroposterior y mediolateral, los recorridos totales acumulados y las áreas barridas por el centro de presiones

	Test de equilibrio		
	Estable	Viscoelástica	EENM
Posición media del desplazamiento AP (mm)	108,50 (22,80)	128,40 (10,70)	110,10 (23,20)
Amplitud del desplazamiento AP (mm)	51,15 (8,92)	51,84 (9,53)	64,21 (12,69)
Posición media del desplazamiento ML (mm)	47,80 (13,00)	53,00 (7,60)	48,80 (12,90)
Amplitud del desplazamiento ML (mm)	31,64 (5,24)	37,77 (9,40)	35,50 (7,42)
Recorrido total acumulado (mm)	2.704,38 (614,74)	3.393,17 (1146,10)	3.329,35 (996,60)
Velocidad media (mm/s)	45,02 (10,31)	56,51 (19,13)	55,19 (17,00)
Área barrida (mm ²)	779,71 (312,90)	982,81 (424,75)	1.115,96 (411,40)

AP: anteroposterior; EENM: estimulación eléctrica neuromuscular; ML: mediolateral.

Resultados

Se obtuvo una distribución normal en todas las variables estudiadas. Los valores de las variables analizadas en los 3 tests de equilibrio se muestran en la [tabla 1](#).

Al análisis post-hoc del ANOVA de la amplitud del desplazamiento en el eje anteroposterior reveló diferencias significativas en el test con EENM, que fue mayor al realizado sobre la superficie estable ($p < 0,01$) y sobre la superficie viscoelástica ($p < 0,05$). En cuanto a la posición media del COP, el test sobre superficie viscoelástica lo situó más adelantado que en el realizado sobre superficie estable ($p < 0,05$). El resto de las variables analizadas no mostraron diferencias significativas al comparar los 3 tests a la vez mediante ANOVA.

La prueba T mostró que la amplitud del desplazamiento en el eje mediolateral fue significativamente menor sobre la superficie estable que sobre la superficie viscoelástica ($p < 0,01$) y con EENM ($p < 0,05$). La posición media del COP a lo largo del test se situó más adelantada en el test

sobre superficie viscoelástica que sobre superficie estable ($p < 0,01$) y más retrasada en el test con EENM ($p < 0,01$). También con la t de Student se obtuvo una posición media del COP más lateral en el test sobre superficie viscoelástica que en el realizado sobre superficie estable ($p < 0,05$). Los recorridos y velocidades del COP fueron menores en el test sobre superficie estable al compararlo con el realizado sobre superficie viscoelástica ($p < 0,01$) y con EENM ($p < 0,01$). El área barrida por el COP en el test sobre superficie estable fue menor al área del test sobre superficie viscoelástica ($p < 0,05$) y del test con EENM ($p < 0,01$).

Discusión

La intensidad de los estímulos eléctricos aplicada a cada sujeto durante el test con EENM se determinó en función de su umbral muscular ($59,2 \pm 17,4$ mA), de forma que se estableció un valor medio de densidad de la corriente de $4,7 \pm 1,4$ mA/cm².

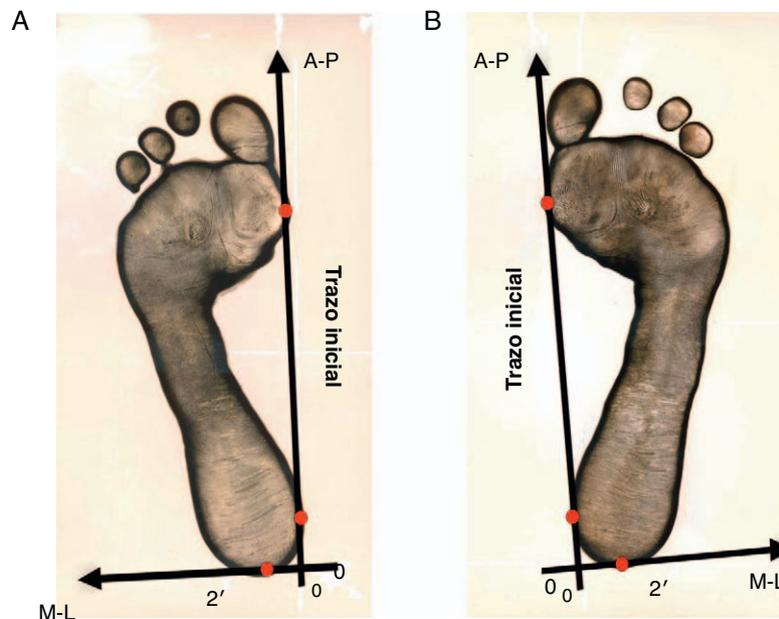


Figura 2 Sistema de referencias originado en el lugar de corte del trazo inicial (que coincide con la arista interna de la base de sustentación) con la línea 2'¹⁹. El trazo inicial es la línea que une las prominencias de antepié y mediopié en el borde interno de la huella, mientras que la línea 2' es perpendicular al trazo inicial pasando por el punto más posterior de la huella. Huellas plantares del pie izquierdo (A) y derecho (B); y los ejes cartesianos AP (anteroposterior) y ML (mediolateral) originados en dicho lugar (0,0).

No se encontraron correlaciones suficientes entre los umbrales de intensidad de corriente obtenidos y el área barrida por el COP (plataforma, $r=0,27$; espuma, $r=-0,09$; EENM, $r=0,46$). Así, los sujetos que presentaron mayores umbrales de intensidad no necesariamente fueron los que mayores áreas barrían con el COP. Tampoco correlacionó significativamente la intensidad de la corriente con el recorrido total acumulado, ni con la velocidad media de desplazamiento.

A continuación se discuten los resultados de los tests, agrupados según las variables estudiadas del COP: amplitud en el eje anteroposterior y mediolateral, posición media, recorrido acumulado, velocidad media y áreas barridas.

Amplitud

Las mayores diferencias en la amplitud de desplazamiento del COP se dieron en el eje anteroposterior. Este resultado coincide con el de varios trabajos que describen que en tests estáticos (de apoyo tanto bipodal como monopodal) en personas sanas se producen mayores desplazamientos en el eje anteroposterior que en el medio-lateral^{20,21}. La mayor amplitud se consiguió en el test con EENM, que fue mayor a la del test realizado sobre superficie viscoelástica ($p < 0,05$) y al realizado directamente sobre plataforma ($p < 0,01$). Al estimular el músculo tibial anterior, podemos crear una mayor inestabilidad en el eje anteroposterior a la que creamos con superficie viscoelástica (espuma) y estable, como ha sucedido al comparar los 3 tests (fig. 3). En futuros estudios podríamos ver si estimulando la amplitud en ejes diferentes, como el eje mediolateral o ejes oblicuos. También, sería interesante observar los cambios en los movimientos del COP.

Los movimientos del COP en el eje anteroposterior en tests estáticos de equilibrio se asocian sobre todo a la articulación supraastragalina, mientras que sobre la superficie viscoelástica se asocian más al uso de la cadera²². No obstante, estas afirmaciones deberían considerar el sistema de referencia usado en los ejes, que guarda una relación con la colocación del pie sobre la plataforma al realizar el test y que cambia en diferentes estudios. En nuestro caso hemos ajustado el borde interno de la huella con el eje anteroposterior. Pero cuando se hacen test de Romberg en apoyo bipodal es frecuente colocar cada pie rotado 15° hacia fuera (30° entre ambos) y con los talones cercanos entre sí. Sería interesante de cara al futuro, en tests monopodales, hacer coincidir la posición de la huella con los ejes de movimiento de la articulación.

Posición media

Durante la realización de los tests, la posición media del COP se situó más medial en el test realizado directamente sobre la plataforma de fuerzas (superficie estable), aunque tan sólo fue significativa al comparar éste con el test sobre superficie viscoelástica ($p < 0,05$), que obtuvo la posición media más lateral de los 3 tests.

En el eje anteroposterior, la posición media del COP se situó más adelantada en el test sobre superficie viscoelástica ($128,4 \pm 10,7$ mm desde la parte posterior de la huella) y más posterior en el test con EENM ($110,1 \pm 23,2$ mm). Los resultados no fueron significativos, aunque el tamaño del efecto (d de Cohen) al comparar la posición entre la EENM y la superficie estable (plataforma) fue grande (0,92). Entre la superficie estable y la EENM apenas hubo diferencias en la posición media del COP en el eje anteroposterior. Esto es debido a que en los periodos de no estimulación el sujeto

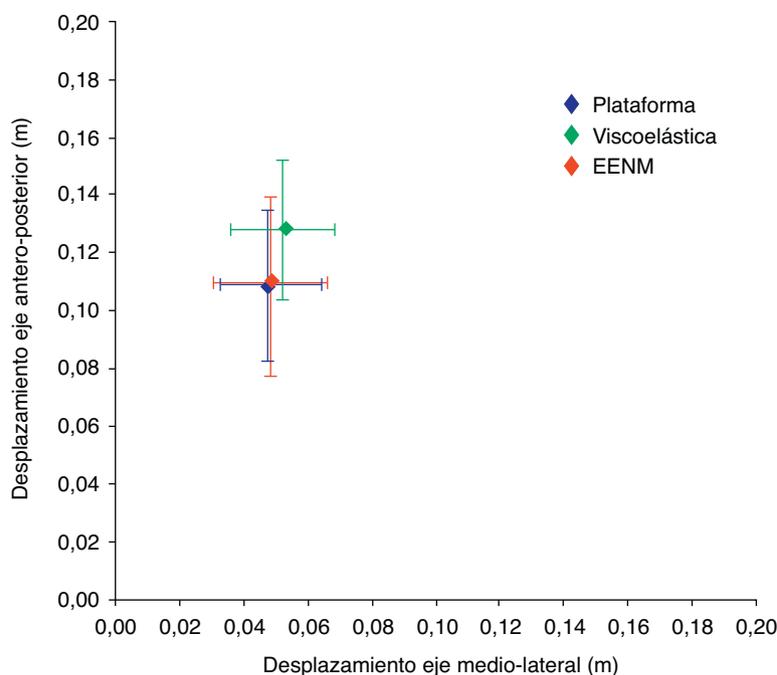


Figura 3 Posición media y amplitud del desplazamiento del centro de presiones (m) en el eje anteroposterior y mediolateral durante la realización de los 3 tests de equilibrio: sobre superficie estable (Plataforma), sobre superficie viscoelástica (Viscoelástica) y con estimulación eléctrica neuromuscular (EENM).

retrasa más la posición, lo que se ve compensado por la posición más adelantada en el periodo de estimulación. La EENM ha favorecido una posición más retrasada del COP durante los periodos de no estimulación, pues el sujeto, al esperar los desequilibrios hacia delante (al estimular el tibial anterior), retrasa la posición para amortiguar dichos desequilibrios y tener algo más de tiempo para corregirlos con la activación del tríceps sural y de los peroneos. Al retrasar la posición, el sujeto estará manteniendo un tono postural mayor con la musculatura flexora del tobillo, incluyendo el tibial anterior, que durante la aplicación de la corriente se contraerá de forma evocada. Por ello, quizás no se consiga el efecto buscado de trabajar la musculatura antagonista (tríceps sural y peroneos) salvo en los periodos de aplicación de la estimulación. Para comprobar estos aspectos se deberán hacer estudios en los que se evalúe, mediante electromiografía, la activación de los vientres musculares. Con lo que hemos visto, cabe esperar que aumentando algunos parámetros de configuración de la corriente las diferencias encontradas en la posición media del COP entre la superficie viscoelástica y la EENM hubieran llegado a ser significativas.

Recorrido y velocidad

Tanto el recorrido total acumulado como la velocidad media de desplazamiento del COP alcanzaron los mayores valores en el test realizado sobre espuma ($p < 0,01$). La velocidad es una variable derivada del recorrido, y por ello al realizar mayor recorrido del COP en el test sobre espuma también lo hace con mayor velocidad media.

Al colocarse en posición de pie sobre una superficie viscoelástica, puede haber pérdida de información sensorial, y la habilidad para distribuir las presiones plantares

y la orientación del cuerpo disminuye^{23,24}. Croft et al²⁵ ya encontraron que el COP realizaba mayores recorridos sobre superficies inestables (viscoelástica y discos de equilibrio) que sobre superficie sólida y estable. En nuestro estudio los sujetos han requerido más correcciones del COP sobre la superficie viscoelástica que en los otros 2 tests. Así, para mantener la estabilidad se corrige con más frecuencia el desequilibrio, lo que implica mayores recorridos y mayor velocidad de los desplazamientos del COP.

Áreas barridas

Las mayores «áreas barridas por el COP» se obtuvieron en el test con EENM ($1.115,96 \pm 411,40 \text{ mm}^2$), y las menores en el test realizado sobre superficie viscoelástica ($779,71 \pm 312,90 \text{ mm}^2$). No se obtuvieron diferencias significativas al comparar los 3 tests de equilibrio conjuntamente. Sin embargo, si los comparamos de forma aislada (mediante la T de Student) se observan mayores áreas sobre la superficie viscoelástica que sobre la superficie estable ($p < 0,05$) (fig. 4). Los colchones y superficies viscoelásticas y de espuma dificultan la realización de los tests de equilibrio al perturbar la información propioceptiva que se recibe^{20,26}, cayendo mayor peso en los sistemas vestibular y visual del equilibrio. Entre la superficie viscoelástica y la EENM las diferencias no fueron significativas.

Conclusiones

- Con la electroestimulación se obtuvieron mayores amplitudes de desplazamiento del centro de presiones en el eje anteroposterior, una posición media más retrasada, y mayores áreas barridas.

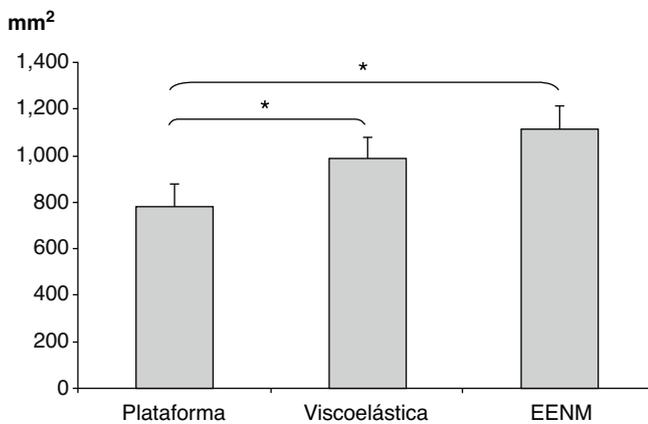


Figura 4 Área barrida por el centro de presiones (mm^2) y el error (Plataforma) durante los realizados sobre superficie viscoelástica (Viscoelástica) y con estimulación eléctrica neuromuscular (EENM). Nivel de significación calculado con la T de Student (* = $p < 0,05$).

- Con la superficie viscoelástica se obtuvo un mayor recorrido, mayores velocidades y una posición media del centro de presiones más lateral.
- Este trabajo ha sido un estudio piloto. Sería interesante, de cara al futuro, explorar algunas de las posibilidades que se han comentado: ajustar los ejes de la plataforma de fuerzas con los de las articulaciones del tobillo, modificar las características de la corriente, aplicar la modificación a otros miembros musculares, añadir el estudio de la activación muscular y emplear de forma combinada el uso de superficies viscoelásticas junto con electroestimulación.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

- Mascaro TB, Swanson LE. Rehabilitation of the foot and ankle. *Orthop Clin North Am.* 1994;25:147–60.
- Morrison KE, Kaminski TW. Foot characteristics in association with inversion ankle injury. *J Athl Train.* 2007;42:135–42.
- Hertel J, Buckley WE, Denegar CR. Serial testing of postural control after acute lateral ankle sprain. *J Athl Train.* 2001;36:363–8.
- Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train.* 2002;37:364–75.
- Ferran NA, Maffulli N. Epidemiology of sprains of the lateral ankle ligament complex. *Foot Ankle Clin.* 2006;11:659–62.
- Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg.* 1965;47:678–85.
- Zoch C, Fialka-Moser V, Quittan M. Rehabilitation of ligamentous ankle injuries: a review of recent studies. *Br J Sports Med.* 2003;37:291–5.
- La Touche R, Escalante K, Martín JA. Actualización en el tratamiento fisioterápico de las lesiones ligamentosas del complejo articular del tobillo. *Fisioterapia.* 2006;28:75–86.
- Kerkhoffs GMMJ, Rowe BH, Assendelft WJJ, Kelly K, Struijs PAA, Van Kijk CN. Inmovilización y tratamiento funcional para lesiones agudas de tobillo lateral del tobillo en adultos. *Biblioteca Cochrane Plus.* 2006.
- Fort A, Costa L, De Antolín P, Massó N. Efectos de un entrenamiento propioceptivo sobre la extremidad inferior en jóvenes deportistas jugadores de voleibol. *Apunts Med Esport.* 2008;157:5–13.
- Matsusaka N, Yokoyama S, Tsurusaki T, Inokuchi S, Okita M. Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle. *Am J Sports Med.* 2001;29:25–30.
- Osborne MD, Chou LS, Laskowski ER, Smith J, Kaufman KR. The effect of ankle taping on muscle strength in subjects with a history of ankle sprain. *Am J Sports Med.* 2001;29:627–32.
- Eils E, Rosenbaum D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33:1991–8.
- Cohen RS, Balcom TA. Current treatment options for ankle injuries: lateral ankle sprain, achilles tendonitis, and rupture. *Curr Sports Med Rep.* 2003;2:251–4.
- Tropp H, Askling C, Gillquist J. Prevention of ankle sprains. *Am J Sports Med.* 1985;13:259–62.
- Martín-Casado L, Avenaño-Coy J, Elvira JLL, Rodríguez JMF, Alegre LM, Aguado X. Diferencias en test de equilibrio estático entre las extremidades con y sin bostezo articular de tobillo. *Apunts Med Esport.* 2010;45:161–8.
- Viladot A. La biomecánica del aparato locomotor en España. *Biomecánica.* 1992;1:9–18.
- Isakoff E, Mizrahi J. Is balance impaired by recurrent sprained ankle? *Br J Sports Med.* 1997;31:65–7.
- Hernández Corvo R. Consideraciones sobre la locomoción humana. En: Hernández Corvo R, editor. *Morfología funcional deportiva: sistema locomotor.* Barcelona: Paidotribo; 1989. p. 67–127.
- Kapteyn T, Wit G. Posturography as an auxiliary in vestibular investigations. *Acta Otolaryngologica Stockholm.* 1997;73:104–11.
- Perrin PH, Perrin C. Exploration des afférences sensorielles et du contrôle moteur de l'équilibration par la posturographie statique et dynamique. *Ann Otolaryngol Chr Cervicofac.* 1996;133:133–46.
- Vimonen S, Iitakari K, Sorri M, Bloigu R. Effect of positioning of the feet in posturography. *Journal of Vestibular Research.* 1992;2:349–56.
- Wu G, Chiang JH. The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes. *Exp Brain Res.* 1997;114:163–9.
- Perry S, McIlroy W, Maki B. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain Res.* 2000;877:401–6.
- Croft JL, Tschanner V, Zernicke RF. Movement variability and muscle activity relative to pressure during unipedal stance on solid and compliant surfaces. *Motor Control.* 2008;12:283–95.
- Norré ME. Posture in otoneurology. *Acta Otorhinolaryngol Belg.* 1990;44:55–64.