



apunts

MEDICINA DE L'ESPORT

www.apunts.org



ORIGINAL

Diferencias en test de equilibrio estático entre las extremidades con y sin bostezo articular de tobillo

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

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

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

^cCentro de Investigación del Deporte, Grupo de Investigación en Comportamiento Motor, Universidad de Miguel Hernández, Elche, España

Recibido el 29 de mayo de 2009; aceptado el 19 de octubre de 2009

Disponible en Internet el 7 de abril de 2010

PALABRAS CLAVE

Esguince de tobillo;
Control postural;
Centro de presiones;
Estimulación eléctrica;
Biomecánica

Resumen

Objetivo: Analizar las diferencias intrasujeto entre una extremidad que presentó signo de bostezo articular en el tobillo, fruto de una lesión previa de esguince lateral, frente a una extremidad sin bostezo.

Material y métodos: Tomaron parte en el estudio 14 sujetos voluntarios (6 mujeres y 8 hombres), deportistas, con una media de edad de $19,9 \pm 3,8$ años. Se midió el rango de movimiento del tobillo de manera estática y pasiva, y el desplazamiento del centro de presiones durante un test de equilibrio monopodal sobre una plataforma de fuerzas (duración de 60s), en tres condiciones: sobre plataforma, sobre espuma y aplicando estimulación eléctrica neuromuscular en el músculo tibial anterior.

Resultados: El rango de desplazamiento del centro de presiones en el eje anteroposterior fue mayor en la extremidad con bostezo en el test sobre espuma (bostezo = $60,9 \pm 14,3$ mm; sin bostezo = $51,8 \pm 9,5$ mm) ($p < 0,05$). La posición media del centro de presiones de la extremidad con bostezo se situó significativamente más medial en los 3 test ($p < 0,05$) y más posterior en el test con espuma ($p < 0,01$). En el test con electroestimulación, el recorrido total (bostezo = $3.097,4 \pm 899,3$ mm; sin bostezo = $3.329,3 \pm 996,6$ mm) y la velocidad media (bostezo = $51,6 \pm 15,1$ mm/s; sin bostezo = $55,1 \pm 17,0$ mm/s) fueron mayores en la extremidad sin bostezo ($p < 0,05$).

*Autor para correspondencia.

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

KEYWORDS

Ankle sprain;
 Postural control;
 Centre of pressures;
 Electrical stimulation;
 Biomechanics

Conclusión: Al aumentar la dificultad de los test, aumentaron las diferencias entre ambas extremidades. La extremidad con bostezo modificó la posición del centro de presiones situándolo de forma más medial y posterior.

© 2009 Consell Català de l'Esport. Generalitat de Catalunya. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Between limb differences during static balance tests with and without permanent ligament loosening
Abstract

Objective: The purpose of this study was to analyse within subject differences in a number of static balance tests, performed during monopodal stance.

Material and methods: The tests were carried out comparing the ankle with a previous lateral ligament injury (with permanent ligament loosening) and the one without ligament loosening. Fourteen volunteer subjects were recruited for the study (6 women and 8 men), all of them physically active, with a mean age of 19.9 ± 3.8 years. The measurements included the ankle range of motion (static and passive), and the path of the centre of pressures during a monopodal balance test on a force platform (60s last), in three different conditions: on the platform, on a foam pad and during the application of electrical stimulation on the tibialis anterior muscle. All the measurements and tests were applied on both legs, injured and uninjured.

Results: The antero-posterior path of the centre of pressures was greater in the previously injured limb in the test on the foam pad (injured = 60.9 ± 14.3 mm; uninjured = 51.8 ± 9.5 mm) ($p < 0.05$). The mean position of the centre of pressures in the injured limb was more medial during the three tests ($p < 0.05$) and more posterior in the test on the foam pad ($p < 0.01$). In the test with electrical stimulation, the total path of the centre of pressures (injured = 3097.4 ± 899.3 mm; uninjured = 3329.3 ± 996.6 mm) and its average velocity (injured = 51.6 ± 15.1 mm/s; uninjured = 55.1 ± 17.0 mm/s) were significantly greater in the uninjured limb ($p < 0.05$).

Conclusions: When the tests became more challenging, the differences between injured and uninjured limbs were greater. The position of the injured extremity was more medial and posterior during the static tests.

© 2009 Consell Català de l'Esport. Generalitat de Catalunya. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

Una de las lesiones más comunes en el deporte y también en el ámbito laboral, recreacional y doméstico es el esguince lateral de tobillo. En España se producen 1.631.877 casos de esguinces cada año¹, esta lesión provoca largos periodos de inactividad y pérdidas económicas para clubes deportivos y para *servicios de urgencias y de atención primaria*. El 85% es consecuencia de un movimiento forzado de inversión². Se ha calculado que las recidivas superan el 80%³ y que hasta un 40% de los esguinces pueden acabar en inestabilidad crónica^{4,5} que conlleva debilidad muscular, laxitud ligamentosa y déficits propioceptivos y de control postural⁶, condicionando el desarrollo de la actividad deportiva e incluso de la actividad cotidiana⁷.

Además de los accidentes (como pisar el pie de otro jugador) y de las características propias de muchos deportes (cambios bruscos de velocidad, aceleración y dirección), hay características del sujeto que pueden favorecer o reducir la incidencia de estas lesiones. De entre éstas, algunas serán entrenables, como por ejemplo la propiocepción, la fuerza o el equilibrio.

Ciertas características del equilibrio postural se han vinculado al origen de estas lesiones. La mayoría de los

estudios realizados relacionan déficits en el equilibrio con el riesgo de sufrir un esguince de tobillo^{3,8,9}. Tropp et al¹⁰, en un estudio con 127 jugadores de fútbol, encontraron que aquellos que mostraban problemas de equilibrio tenían un riesgo hasta 4 veces mayor de sufrir una lesión de tobillo que aquellos jugadores con un equilibrio normal. Freeman et al⁶ sugieren que esta afectación en el control postural podría deberse a una alteración de la actividad refleja de la respuesta muscular. Varios autores han demostrado que el haber sufrido un esguince se relaciona con una activación muscular menor y con mayor tiempo de latencia en los músculos peroneo largo (pronador y flexor plantar) y tibial anterior (supinador y flexor plantar)^{8,11-13}.

También han sido varios los métodos utilizados para crear inestabilidad. Vaes et al¹⁴ realizaron un estudio con 81 voluntarios en el que compararon sujetos con tobillos inestables frente a sujetos con tobillos sanos. Usaron una plataforma de fuerzas que imprimía una inversión repentina de 50° y concluyeron que los tobillos inestables tenían menor control en la velocidad durante el movimiento. Otros autores han utilizado equilibrios sobre superficies inestables (discos de equilibrio y diferentes espumas), ya que el control postural se ve influenciado por la superficie de apoyo¹⁵.

Otro método desestabilizador es el utilizado por Rietdyk¹⁶ que aplicó fuerzas laterales sobre el sujeto para crearle cierta inestabilidad. Sin embargo, la limitación a la hora de estandarizar este tipo de test dificulta la reproducibilidad de los resultados. Por último, se han encontrado estudios donde la inestabilidad se crea a partir de estimulación eléctrica, bien sea neuromuscular, aplicándola sobre el músculo peroneo largo^{17,18}, o nerviosa, sobre el nervio tibial¹⁹. El inconveniente de estimular el nervio tibial está en que al inervar varios vientres musculares se pierde especificidad del test.

La habilidad para mantener el equilibrio está basada en los sistemas visual, vestibular y kinestésico. Este último incluye información propioceptiva y exteroceptiva, que se encontrarán afectadas por las características de cada sujeto¹⁰. El esguince de tobillo daña los propioceptores de la cápsula y los ligamentos articulares, pudiendo perjudicar el equilibrio en la extremidad afectada⁶. Estas alteraciones pueden reflejarse en test de equilibrio sobre plataforma de fuerzas²⁰⁻²². En estos test se estudian las áreas de barrido de la proyección del centro de gravedad sobre el suelo (centro de presiones [COP]). Estas áreas pueden estudiarse, de forma más analítica, separando los movimientos el eje anteroposterior (AP) y el mediolateral (ML). En ese caso se analiza el rango de desplazamiento en cada uno de los ejes. Por otro lado, se puede estudiar el recorrido total que cubre el COP. Un gran recorrido en una pequeña área es sinónimo de desplazamientos rápidos y precisos, compatibles con un buen ajuste postural. En cambio, los grandes rangos en cada uno de los ejes y las grandes áreas grandes se dan en equilibrios deficientes.

La mayor parte de los estudios realizados comparan sujetos sanos con sujetos que hayan sufrido un esguince de tobillo^{13,14,17,18,23} y los resultados se pueden ver influenciados por factores individuales. Sin embargo, sólo hemos encontrado 3 trabajos que comparan una extremidad sana frente a una extremidad lesionada en el mismo sujeto^{8,9,24}. La ventaja de la comparación intrasujeto es que los resultados no se verán condicionados por diferencias en los sistemas visuales, vestibulares y en aprendizajes previos de equilibrios entre unos sujetos y otros. Por otro lado, a pesar de haber recuperado la funcionalidad de la articulación, el tobillo lesionado podría presentar carencias en el equilibrio, que se podrían detectar en este modelo de estudio y que podrían mejorarse con una recuperación funcional más específica.

Tras la revisión bibliográfica se ha establecido como objetivo analizar las diferencias intrasujeto entre una extremidad que presente un tobillo con bostezo articular, fruto de una lesión previa (aunque con funcionalidad recuperada), frente a una extremidad sin bostezo, en una batería de tests de equilibrio estático en apoyo monopodal.

Metodología

Sujetos

Tomaron parte 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, respectivamente. Mediante anamnesis y exploración se descartaron posibles problemas neurológicos, musculoesqueléticos, visuales o vestibulares. Se realizó una exploración de ambos tobillos por un fisioterapeuta experimentado, cegado durante toda la exploración, y participaron en el estudio los sujetos a los que se les diagnosticó bostezo articular en sólo una de las extremidades, como consecuencia de un esguince de tobillo de 2.º o de 3.º grado, aunque con actividad funcional totalmente recuperada. También se midió el rango de movimiento (ROM) de forma estática y pasiva, por el mismo fisioterapeuta, con el sujeto tumbado en decúbito prono sobre una camilla. En estas condiciones se midieron la pronación, la supinación, la flexión y la extensión máximas en ambos tobillos.

Todos los sujetos fueron informados de los objetivos y de las 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.

Instrumentos

Para la medición de las características descriptivas se utilizó una báscula de pie modelo 220 (SECA, Alemania) y un tallímetro modelo 220 (SECA, Alemania). Para la obtención de la huella plantar se usó revelador, fijador y papel fotográfico. Para la medición del ROM se usó un goniómetro manual con sensibilidad de 1° (Cefar Compex, España). Para la realización de los tests de equilibrio se utilizó una plataforma de fuerzas 9281 CA (Kistler, Suiza) y una espuma modelo Balance-pad (AIREX, EE. UU.). Para los test con estimulación eléctrica neuromuscular se utilizó un equipo digital modelo Endomed 932 (Enraf-Nonius Ibérica, España).

Protocolos

Todos los sujetos llevaron a cabo una sesión de familiarización previa a los tests. En ella, además de realizar la batería de tests de equilibrio, se determinó el umbral de intensidad del músculo. Se colocaron 2 electrodos de 2,5 por 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 neuromusculares progresivamente hasta alcanzar la máxima tolerada por cada sujeto, midiendo tanto en la extremidad sana como en la lesionada.

En la sesión de medición se llevó a cabo una batería de tests de equilibrio estático en apoyo monopodal sobre la plataforma de fuerzas. Todos los tests se realizaron tanto sobre la extremidad sana como sobre la que mostró bostezo, con la mirada fija en una diana colocada al frente en una pared situada a 195,5 cm del centro de la plataforma. Los test 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 la rodilla (5–10°) y la otra libre, flexionada sin tocar la plataforma, ni la extremidad apoyada. Los tests se realizaron en 3 condiciones distintas: directamente sobre la plataforma, sobre espuma y sobre la plataforma con estimulación eléctrica neuromuscular (fig. 1). En esta última

se suministraba al sujeto de forma inesperada 5 trenes de impulsos de 4 s con una frecuencia de 80 Hz, variando el período de descanso entre los trenes. En los test sin espuma el sujeto se colocaba en apoyo sobre su fotopodograma, previamente ajustado respecto a la plataforma; mientras que en los test con espuma se ajustó la huella con una planilla de colocación. La duración de todos los test de equilibrio fue de 60 s y se recogieron siempre los registros de fuerza con una frecuencia de muestreo de 50 Hz^{3,8}. Tanto el orden de los test como el orden de la extremidad con la que se realizó el test se estableció de manera aleatoria.

Variables

Se tomaron los ROM estático y pasivo de pronación, supinación, flexión y extensión del tobillo. Con el programa de AreaCalc 2.61 se obtuvo de las huellas plantares el área de la base de sustentación, el área del antepié, el mediopié y el retropié y el *Arch Index*, tanto en la extremidad sana como en la extremidad lesionada²⁵ (tabla 1). El *Arch Index* es una valoración de la huella plantar que se obtiene con el ratio entre el área del mediopié y el área total de la huella²⁶. Se calculó el rango de desplazamiento y el promedio del desplazamiento del COP en el eje ML y en el

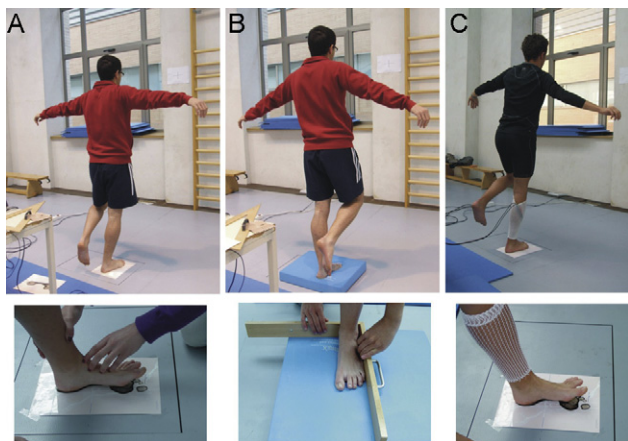


Figura 1 Las tres condiciones del test de equilibrio. A) Sobre plataforma. B) Sobre espuma. C) Con estimulación eléctrica neuromuscular. En las imágenes de abajo se observa el ajuste de la huella al sistema de referencia. Para esto, en A y C se usó el fotopodograma, mientras que en B se usó una planilla de madera.

eje AP, el recorrido total acumulado, el área barrida y la velocidad media de desplazamiento del COP (tabla 2). 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 2²⁷ (fig. 2).

Estadística

Los datos fueron analizados con el paquete estadístico *Statistica 7.0* para Windows (StatSoft, EE. UU.). Se llevaron a cabo pruebas de normalidad (Lilliefors), de apuntalamiento (Kurtosis) y de simetría (Skewness) para el estudio de la distribución de las variables.

Se realizaron pruebas T para los datos pareados, de una sola cola, para determinar las diferencias entre la extremidad con y sin bostezo articular del tobillo. Se estableció el nivel de significación mínimo de $p < 0,05$. La estadística descriptiva incluyó medias y desviaciones típicas.

Resultados

Se obtuvo una distribución normal en todas las variables estudiadas. Los valores de las variables del COP en los diferentes test de equilibrio se muestran en la tabla 2. El rango de desplazamiento del COP en el eje AP fue significativamente mayor en la extremidad con bostezo en el test realizado directamente sobre espuma ($p < 0,01$). La posición media de desplazamiento del COP en la extremidad con bostezo se situó significativamente más medial en el test sobre plataforma ($p < 0,01$), en el test sobre espuma ($p < 0,01$) y en el test con electroestimulación ($p < 0,05$). En el eje AP tan sólo se obtuvieron diferencias en el test sobre espuma ($p < 0,05$), donde el COP se situó más posterior en la extremidad con bostezo. Tanto el recorrido total acumulado como la velocidad media del COP fueron significativamente mayores en el test con estimulación eléctrica neuromuscular en la extremidad sin bostezo ($p < 0,05$).

Al comparar ambas extremidades en los períodos en los que se aplica estimulación eléctrica neuromuscular, obtuvimos diferencias en el eje ML en el rango de desplazamiento del COP (bostezo = $29,9 \pm 5,9$ mm; sin bostezo = $31,6 \pm 7,1$ mm; $p < 0,05$) y en la posición media del COP (bostezo = $33,1 \pm 12,0$ mm; sin bostezo = $49,3 \pm 13,3$ mm; $p < 0,05$).

El área de la base de sustentación de la extremidad con bostezo fue menor al de la extremidad sin bostezo ($p < 0,05$) (tabla 1).

Tabla 1 Valores medios y desviaciones típicas de las variables relacionadas con las características de la huella plantar. Los niveles de significación se establecen entre las extremidades con y sin bostezo articular en el tobillo.

	Área base de sustentación (mm ²)	Área del antepié (mm ²)	Área del mediopié (mm ²)	Área del retropié (mm ²)	Arch Index
Extremidad con bostezo	15.589,04 (1.286,19)*	4.154,65 (487,55)	1.986,39 (869,83)	2.752,60 (226,34)	0,21 (0,07)
Extremidad sin bostezo	15.802,31 (1.346,27)	4.202,10 (494,97)	2.037,75 (859,28)	2.751,50 (278,89)	0,22 (0,07)

*Nivel de significación: $p < 0,05$.

Tabla 2 Promedio y rango del desplazamiento del centro de presiones en el eje anteroposterior y mediolateral y sus desviaciones típicas. Recorrido total acumulado del desplazamiento del centro de presiones y desviación típica. Área barrida por el centro de presiones y desviación típica. Los niveles de significación se establecen comparando las mismas pruebas y las variables entre las extremidades con y sin bostezo articular en el tobillo

	Extremidad con bostezo				Extremidad sin bostezo			
	Plataforma	Espuma	EE		Plataforma	Espuma	EE	
Rango del desplazamiento AP (mm)	48,21 (7,04)	60,86 (14,32)**	67,99 (16,19)		51,15 (8,92)	51,84 (9,53)	64,21 (12,69)	
Rango del desplazamiento ML (mm)	33,76 (4,57)	35,88 (8,48)	33,55 (5,58)		31,64 (5,24)	37,77 (9,40)	35,50 (7,42)	
Promedio del desplazamiento AP (mm)	102,10 (35,10)	126,30 (12,10)*	105,30 (37,80)		108,50 (22,80)	128,40 (10,70)	110,10 (23,20)	
Promedio del desplazamiento ML (mm)	32,30 (10,00)**	37,60 (11,20)**	32,90 (11,90)*		47,80 (13,00)	53,00 (7,60)	48,80 (12,90)	
Recorrido total acumulado (mm)	2.679,30 (797,32)	3.336,15 (1.310,72)	3.097,47 (899,35)*		2.704,38 (614,74)	3.393,17 (1.146,10)	3.329,35 (996,60)	
Velocidad media (mm/s)	44,52 (13,32)	57,14 (20,20)	51,61 (15,17)*		45,02 (10,31)	56,51 (19,13)	55,19 (17,00)	
Área de barrida (mm ²)	808,18 (213,38)	1.066,09 (739,02)	1.136,94 (415,59)		779,71 (312,90)	982,81 (424,75)	1.115,96 (411,40)	

AP: anteroposterior; EE: estimulación eléctrica neuromuscular; ML: mediolateral.
 * Nivel de significación: p < 0,05.
 ** Nivel de significación: p < 0,01.

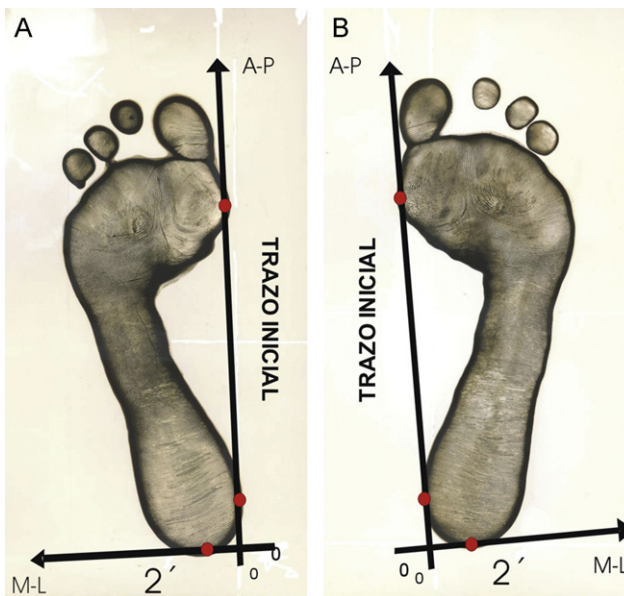


Figura 2 Sistema de referencias originado en el lugar de corte del trazo inicial (que coincide con la arista interna de la base de sustentación) con la línea 2'²³. El trazo inicial es la línea que une las prominencias del antepié y del mediopié en el borde interno de la huella, mientras que la línea 2' es perpendicular al trazo inicial, pasando por el punto más posterior de la huella. A) Huellas plantares del pie izquierdo. B) Huellas plantares del pie derecho; y los ejes cartesianos AP (anteroposterior) y ML (mediolateral) originados en dicho lugar (0,0).

Discusión

De los 14 sujetos del estudio, 9 eran diestros y sufrieron la lesión en la extremidad no dominante (64%). Que se lesione más la extremidad no dominante podría estar relacionado con factores como déficits de fuerza o coordinación en dicha extremidad, que no han sido objeto de estudio y podrían abordarse en próximos trabajos.

No se encontraron diferencias significativas al medir el ROM de forma estática y pasiva en la pronación (bostezo = 11,5 ± 6,1°; sin bostezo = 8,8 ± 5,4°), la supinación (bostezo = 37,6 ± 9,0°; sin bostezo = 37,6 ± 9,0°), la flexión (bostezo = 27,4 ± 8,9°; sin bostezo = 25,3 ± 4,3°) y la extensión (bostezo = 39,5 ± 8,0°; sin bostezo = 40,3 ± 11,3°). A pesar de que las extremidades previamente lesionadas mostraron signo de bostezo articular, al ser exploradas en sus ejes de flexoextensión y pronosupinación, no mostraron diferencias con las sanas. Además, 4 de los sujetos al ser interrogados en la anamnesis contestaron haberse lesionado la extremidad que no presentaba signo de bostezo articular. Es decir, en 4 sujetos hubo discordancia entre la anamnesis y la exploración clínica del bostezo articular. Esto podría deberse a que el tobillo que presentaba bostezo articular hubiera sufrido un esguince, incluso recidivando, que hubiera podido suceder con sintomatología mínima y, en cambio, que el sujeto recordara como esguince una lesión sólo de primer grado (aunque más aparatosa) en la extremidad sana.

Para futuras investigaciones sería interesante medir el ROM dinámico en movimientos propios de acciones

deportivas, como cambios de dirección o caídas de un salto. Esto podría aportar información valiosa ya que hay autores que no encuentran correlación entre el ROM dinámico medido en acciones deportivas y el estático²⁸.

Para la discusión de este trabajo hemos dividido 6 apartados. Los 4 primeros tratan variables relacionadas con el COP: amplitud, posición, recorrido y velocidad, áreas barridas y períodos del test realizados con estimulación eléctrica neuromuscular. El último apartado analiza las huellas plantares y la base de sustentación monopodal.

Amplitud

En todos los tests los «rangos de desplazamiento del COP» en el eje ML fueron similares en ambas extremidades (con bostezo y sin bostezo). Las mayores diferencias se obtuvieron en el eje AP, que fueron significativamente mayores en el test sobre espuma en la extremidad con bostezo ($p < 0,05$). Estos resultados concuerdan con los de Hertel et al³, quienes obtuvieron rangos de desplazamiento del COP mayores en la extremidad lesionada al comparar ambas extremidades en sujetos que habían sufrido un esguince de tobillo. La realización del test sobre espuma aumenta considerablemente la dificultad por la inestabilidad de la superficie de apoyo. Croft et al¹⁵ estudiaron las variaciones en el movimiento del COP en 3 superficies diferentes: sólida, espuma y disco de equilibrio; concluyeron que las superficies más inestables (espuma y disco) mostraban mayores valores para el ROM, tanto en el eje ML como AP. Este trabajo y la bibliografía que se ha referenciado apuntan hacia una pérdida de control postural del tobillo con bostezo, que a veces sólo sucede en un eje y que se magnifica al hacer el test sobre superficies inestables.

En nuevos estudios será conveniente elegir sólo test de cierta dificultad (como el de la espuma) que pueda ayudar a discriminar entre la extremidad lesionada y la extremidad no lesionada. Si se escogiera un test más fácil, como ha ocurrido en el realizado directamente sobre el suelo, puede suceder que no provoque el suficiente desequilibrio que nos permita discriminar estas diferencias. Sería también interesante en próximos trabajos no sólo aumentar la dificultad de los test estáticos, sino evaluar test dinámicos que podrían resaltar mayores diferencias entre tobillos con y sin bostezo articular.

Posición

Durante la realización de los tests, la «posición media del COP» en la extremidad con bostezo se situó significativamente más medial (más cercana al trazo inicial) ($p < 0,05$). Puede que el sujeto experimente un cierto miedo o precaución que le lleve a situar el centro de presiones en la extremidad que se lesionó hacia dentro de la huella (posición más medial). Así evita una posición del COP más lateral, que ocurre cuando el tobillo se encuentra supinado (movimiento que adquiere durante el esguince externo).

En el eje AP, también en todos los test, la posición media del COP del tobillo con bostezo se situó más retrasada, aunque sólo fue significativa en el test con espuma ($p < 0,05$) (fig. 3). Hertel et al³ opinan que cuando el COP se sitúa más posterior crea mayor inestabilidad. En este estudio no han

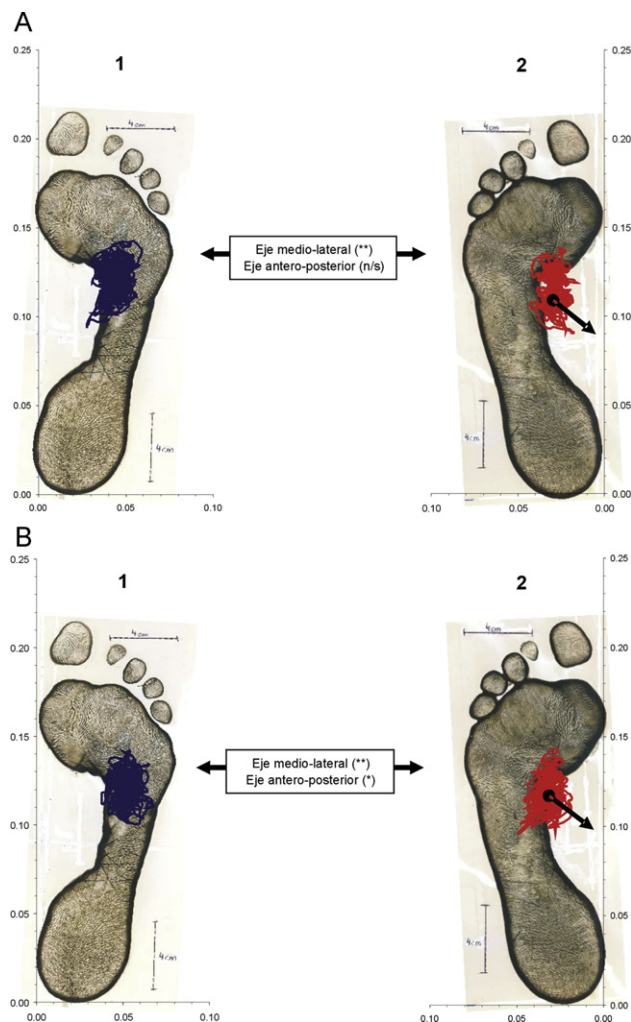


Figura 3 Recorridos del centro de presiones del mismo sujeto en la extremidad sin bostezo 1) y con bostezo articular en el tobillo 2). Las figuras A corresponden a los test realizados directamente sobre la plataforma de fuerzas y las figuras B corresponden a los test realizados sobre espuma. El centro de presiones se desplazó hacia dentro y atrás en la extremidad con bostezo. Nivel de significación (n/s=no significativo; * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$).

aparecido correlaciones entre la posición media y el recorrido total acumulado del COP, por lo que no podemos contrastar los resultados de Hertel et al.

Recorrido y velocidad

El «recorrido total acumulado» y la «velocidad media de desplazamiento del COP» presentaban valores similares entre la extremidad con bostezo y sin bostezo, tanto en el test realizado sobre plataforma, como sobre espuma. En cambio, en el test con estimulación eléctrica neuromuscular, ambos valores fueron significativamente mayores en la extremidad sin bostezo ($p < 0,05$).

Los tobillos previamente lesionados presentan umbrales de activación de la musculatura menores a los de los tobillos sanos y reaccionan más lentamente. Beckman y Buchanan²⁹ obtuvieron, tras un movimiento de inversión en tobillos que

habían sufrido esguinces, alteraciones en la activación de la musculatura proximal de la extremidad. Concluyeron que estos cambios eran consecuencia de estrategias de la cadera para mantener la posición del pie. Santos et al¹⁸, en un estudio electromiográfico en el que se imprimía un movimiento repentino de inversión a sujetos que habían sufrido un esguince, observaron que inhibían la musculatura distal y utilizaban más la musculatura proximal.

Áreas barridas por el centro de presiones

En todos los test se obtuvieron mayores «áreas barridas por el COP» en la extremidad con bostezo, aunque sin significación estadística (fig. 4). En el test realizado directamente sobre plataforma fue un 3,65% mayor, en el test sobre espuma un 8,47% mayor y en el test con estimulación eléctrica neuromuscular un 1,87% mayor. Las mayores diferencias entre la extremidad con y sin bostezo se obtuvieron en el test realizado con espuma. Las diferencias no llegaron a ser significativas, probablemente debido a la variabilidad observada entre los sujetos. Las menores áreas se registraron en el test sobre plataforma, tanto en la extremidad con bostezo como en la extremidad sin bostezo, y las mayores (también en ambas extremidades) se registraron en el test con estimulación eléctrica neuromuscular (tabla 2).

Brown y Mynark¹⁹ compararon sujetos con esguince y sujetos sanos en un test de equilibrio, estimulando el nervio tibial. Observaron que previamente a la electroestimulación los sujetos sanos presentaron mayores áreas barridas por el COP que los lesionados, mientras que durante la electroestimulación los sujetos lesionados obtuvieron mayores áreas barridas por el COP. En nuestro estudio ha ocurrido lo mismo con la electroestimulación, aunque sin ella (a diferencia del estudio de Brown y Mynark) las extremidades sanas han presentado menores áreas (no significativas [n/s]).

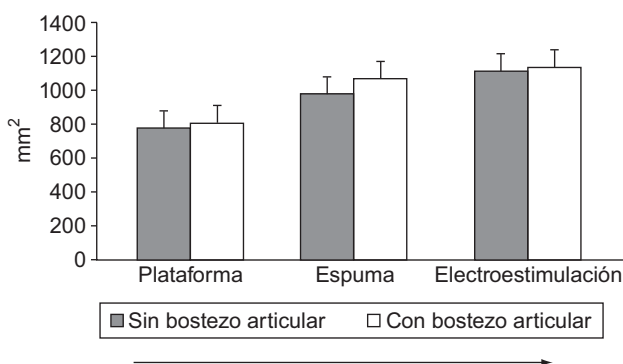


Figura 4 Área barrida por el centro de presiones (mm²) y el error estándar durante los test realizados: 1) directamente sobre plataforma (Plataforma); 2) sobre espuma (Espuma), y 3) con estimulación eléctrica neuromuscular (Electroestimulación). Las áreas barridas aumentan en la dirección de la flecha, pero las mayores diferencias entre la extremidad con y sin bostezo se obtienen en la condición del test realizado sobre espuma (no significativas).

Estimulación eléctrica neuromuscular

La densidad media de corriente fue de 4,5 y de 4,4 mA/m² en la extremidad con y sin bostezo, respectivamente, sin encontrar diferencias significativas entre ambas.

Si comparamos de manera aislada los períodos en los que se aplica electroestimulación, entre la extremidad con y sin bostezo observamos que el rango de desplazamiento en el eje AP apenas varía. Sólo se observan diferencias en el eje ML, siendo menor en la extremidad con bostezo ($p < 0,05$). La posición media del COP en la extremidad con bostezo está situada, al igual que en el resto de los test, más medial y posterior que la extremidad sin bostezo, siendo sólo significativa en el eje ML ($p < 0,05$). Esto podría estar relacionado con lo dicho anteriormente, puede intervenir un cierto miedo o precaución (consciente o inconsciente) de los sujetos a sufrir una recidiva.

Huellas plantares y base de sustentación

En las «huellas plantares» obtuvimos mayores áreas de apoyo en la extremidad sin bostezo, tanto en el antepié como en el mediopié (n/s). El *Arch Index* fue un 4,5% mayor en la extremidad sin bostezo (huella plantar más plana). Estas diferencias, aunque n/s, indican que el «área de la base de sustentación» de la extremidad sin bostezo fuera significativamente mayor ($p < 0,05$) (tabla 1). No podemos saber si las diferencias entre la extremidad con y sin bostezo son previas o posteriores a la lesión. Si fueran previas podrían estar involucradas en el mecanismo de la lesión, mientras que si fueran posteriores serían consecuencia de una adaptación.

Conclusiones

1. No se han encontrado diferencias en los rangos de movimiento del tobillo de la extremidad con y sin bostezo medido de forma estática y pasiva. En futuros trabajos sería interesante estudiar el ROM durante test dinámicos, que incluyan técnicas deportivas concretas.
2. Las extremidades que presentaban signo de bostezo articular han modificado la posición media del centro de presiones, situándolo más medial (hacia dentro de la huella) y más posterior. Además, en el test con electroestimulación, los músculos de la extremidad con bostezo se han mostrado menos sensibles a los períodos de electroestimulación. Así, en estos períodos hemos obtenido menores recorridos y velocidades del COP en la extremidad con bostezo.
3. Al aumentar la dificultad del test han aumentado las diferencias entre la extremidad con y sin bostezo. Quizás los test estáticos no sean suficientes, por difíciles que sean, para llegar a discriminar diferencias. Por esto, en futuros trabajos sería interesante incluir test dinámicos basados en gestos deportivos.
4. Cuando en una valoración se detecte el signo de bostezo en un tobillo funcionalmente recuperado, probablemente presentará un peor control postural. En caso de confirmarse, recomendaríamos unas sesiones de entrenamiento con el fin de corregirlo.

Bibliografía

1. Ministerio de Sanidad. *Encuesta Nacional de Salud de España 2006* [consultado 2/2/2009]. Disponible en: <http://www.msc.es/estadEstudios/estadisticas/encuestaNacional/encuesta2006.htm>.
2. Morrison KE, Kaminski TW. Foot characteristics in association with inversion ankle injury. *J Athl Train.* 2007;42:135–42.
3. Hertel J, Buckley WE, Denegar CR. Serial testing of postural control after acute lateral ankle sprain. *J Athl Train.* 2001;36:363–8.
4. Karlsson J, Lansinger O. Lateral instability of the ankle joint. *Clin Orthop.* 1992;276:653–61.
5. Vanmeerhaeghe AF, Tutusaus LC, Ruíz PA, Ortigosa NM. Efectos de un entrenamiento propioceptivo sobre la extremidad inferior en jóvenes deportistas jugadoras de voleibol. *Apuntes: Medicina de l'Sport.* 2008;157:5–13.
6. Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg.* 1965;47:678–685.
7. Monrey G. Contribución de la biomecánica al entendimiento de la estabilización del tobillo y del pie. En: Pérez P, Llana S, editores. *Biomecánica aplicada a la actividad física y al deporte*, capítulo xi. Valencia: Ayuntamiento de Valencia; 2007.
8. Isakov E, Mizrahi J. Is balance impaired by recurrent sprained ankle? *Br J Sports Med.* 1997;31:65–7.
9. Akbari M, Karimi H, Farahini H, Faghihzadeh S. Balance problems after unilateral ankle sprains. *Rehab R&D.* 2006;43:819–824.
10. Tropp H, Ekstrand J, Guillquist J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Med Sci Sports Exerc.* 1984;16:64–6.
11. Isakov E, Mizrahi J, Solzi P, Susak Z, Lotem M. Responses of the peroneal muscles to sudden inversion of the ankle during standing. *Int J Sport Biomech.* 1986;2:100–9.
12. Santos MJ, Liu W. Unloading reaction to electrical stimulation at neutral and supinated ankle positions. *Gait Posture.* 2007;26:106–112.
13. Burnt D, Andersen JC, Huntsman B, Reinhert LB, Thorell AC, Sterling JC. Postural responses to lateral perturbation in healthy subjects and ankle sprain patients. *Med Sci Sports Exerc.* 1992;24:147–76.
14. Vaes P, Duquet W, Gheluwe BV. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. *J Athl Train.* 2002;37:475–80.
15. Croft JL, Tschanner V, Zernicke RF. Movement variability and muscle activity relative to center of pressure during unipedal stance on solid and compliant surfaces. *Motor Control.* 2008;12:283–95.
16. Rietdyk S, Patla AE, Winter DA, Ishac MG, Little CE. Balance recovery from medio-lateral perturbations of the upper body during standing. *J Biomech.* 1999;32:1149–58.
17. Mora I, Quinteiro-Blondin S, Perót C. Electromechanical assessment of ankle stability. *Eur J Appl Physiol.* 2003;88:558–64.
18. Santos MJ, Liu H, Liu W. Unloading reactions in functional ankle instability. *Gait Posture.* 2008;27:589–94.
19. Brown CN, Mynark R. Balance deficits in recreational athletes with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2007;42:367–373.
20. Tropp H. Comentario: Functional ankle instability revised. *J Athl Train.* 2002;37:512–5.
21. Sahlstrand T, Örtengren R, Nachemson A. Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand.* 1978;49:354–365.
22. Hrysonmallis C. Relationship between balance ability training and sports injury risk. *Sports Med.* 2007;37:547–56.
23. Gribble PA, Hertel J, Denegar CR, Buckley WE. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *J Athl Train.* 2004;34:321–9.
24. Patel M, Fransson PA, Lush D, Gómez S. The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait Posture.* 2008;28:649–56.
25. Elvira JLL, Vera-García FJ, Meana M, García JA. Análisis biomecánico del apoyo plantar en la marcha atlética. Relación entre la huella plantar, ángulos de la articulación subastragalina y presiones plantares. *Motricidad. European Journal of Human Movement.* 2008;20:41–60.
26. Cavanagh PR, Rodgers MM. The arch index: A useful measure from footprints. *J Biomech.* 1987;20:547–51.
27. Hernández R. Capítulo II. Consideraciones sobre la locomoción humana. En: *Morfología funcional deportiva: sistema locomotor.* Barcelona. Paidotribo;1989. p. 67–127.
28. Meana M, Alegre LM, Elvira JLL, Aguado X. Kinematics of ankle taping after a training session. *Int J Sports Med.* 2008;29:70–6.
29. Beckman SM, Buchanan TS. Ankle inversion injury and hypermobility effect on hip and ankle muscle electromyography. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76:1138–43.