

apunts

MEDICINA DE L'ESPORT

www.apunts.org



ORIGINAL

## Estimulació elèctrica neuromuscular del tibial anterior vs superfície viscoelàstica en la reeducació de la propiocepció del turmell. Estudi pilot

Laura Martín-Casado<sup>a,\*</sup>, Juan Avendaño-Coy<sup>b</sup>, José Manuel Fernández Rodríguez<sup>b</sup>, Luis M. Alegre<sup>a</sup> i Xavier Aguado<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Facultad de Ciencias del Deporte, Grupo de Biomecánica Humana y Deportiva, Universidad de Castilla-La Mancha, Toledo, Espanya

<sup>b</sup>Escuela Universitaria de Enfermería y Fisioterapia, Grupo de Biomecánica Humana y Deportiva, Universidad de Castilla-La Mancha, Toledo, Espanya

Rebut el 10 d'abril de 2010; acceptat el 4 d'octubre de 2010

### PARAULES CLAU

Esquinç de turmell;  
Rehabilitació;  
Control postural;  
Centre de pressions;  
Biomecànica

### Resum

**Objectiu:** Analitzar les diferències en el recorregut del centre de pressions durant la realització de 3 tests d'equilibri estàtics, en què s'inclouen dues de les tècniques emprades en els tractaments de rehabilitació de l'esquinç de turmell.

**Material i mètode:** Van participar voluntàriament 14 subjectes sans, sense signe de badall articular (8 homes i 6 dones), esportistes, d'una mitjana d'edat de  $19,9 \pm 3,8$  anys. Es mesurà el recorregut del centre de pressions durant la realització de tests d'equilibri monopodal sobre plataforma de forces (60 s de durada), en tres condicions: sobre superfície estable (plataforma), sobre superfície viscoelàstica i aplicant estimulació elèctrica neuromuscular en el múscul tibial anterior.

**Resultats:** L'amplitud de desplaçament del centre de pressions en l'eix anteroposterior fou major en el test amb estimulació elèctrica neuromuscular que en el realitzat sobre superfície estable ( $p < 0,01$ ) i viscoelàstica ( $p < 0,05$ ). La posició mitjana del centre de pressions es situà més lateral ( $53,00 \pm 7,60$  mm) i anterior ( $128,40 \pm 10,70$  mm) en el test sobre superfície viscoelàstica. Les àrees majors escombrades pel centre de pressions s'obtingueren en el test amb estimulació elèctrica neuromuscular ( $1.115,96 \pm 411,40$  mm<sup>2</sup>).

**Conclusions:** Amb l'electroestimulació s'obtingueren amplades majors de desplaçament del centre de pressions en l'eix anteroposterior, una posició mitjana més retardada i majors àrees escombrades. Amb la superfície viscoelàstica s'obtingué un major recorregut i velocitat i una posició mitjana més lateral del centre de pressions.

© 2010 Consell Català de l'Esport. Generalitat de Catalunya. Publicat per Elsevier España, S.L. Tots els drets reservats.

\*Autor per a correspondència.

Correu electrònic: 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  $19.9 \pm 3.8$  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 ( $53.00 \pm 7.60$  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 ( $1115.96 \pm 411.40$  mm<sup>2</sup>).

**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.

**Introducció**

L'esquinç de turmell és una de les patologies més freqüents en la pràctica esportiva i representa entre el 10 i el 30% del total de les lesions<sup>1</sup>. El 85% és conseqüència d'un moviment forçat d'inversió i afecta els lligaments laterals del turmell<sup>2</sup>. Se sap que més del 80% dels esquinços recidiven<sup>3</sup>. Un tractament inadequat de fisioteràpia pot causar inestabilitat crònica del complex articular<sup>4,5</sup>, cosa que comporta debilitat muscular, laxitud lligamentosa i dèficits propioceptius i de control postural<sup>6</sup>.

Tradicionalment el tractament de l'esquinç de turmell es divideix en quatre fases: 1) inicial, 2) rehabilitació precoç, 3) rehabilitació tardana i 4) entrenament funcional. La durada dependrà del grau de l'esquinç i del procés de cicatrització de cada individu<sup>1,7</sup>.

La fase inicial inclou tractament analgèsic i antiinflamatori. Per tal de preservar la coordinació neuromuscular caldrà començar el moviment de descàrrega tan aviat com sigui possible, sense arribar a graus extrems de moviment que provoquin dolor<sup>7,8</sup>. Aquesta fase pot reduir-se o fins i tot suprimir-se si s'utilitzen adequadament embenats funcionals<sup>9</sup>.

La fase de rehabilitació precoç té com a objectiu restaurar la mobilitat de l'articulació i iniciar els exercicis de càrrega parcial en recolzament bipodal (en sedestació o bipedestació). Una vegada s'és capaç de suportar tot el pes del cos en recolzament monopodal, començarà l'anomenada fase de rehabilitació tardana. L'objectiu principal és restaurar la força, la resistència i la funció neuromuscular.

Amb aquesta finalitat es desenvolupa un programa d'exercicis de propiocepció en càrrega i s'augmenta el grau de dificultat progressivament, sobre superfície estable o inestable (amb discos d'equilibri i plaques viscoelàstiques d'escuma, entre altres), tot realitzant exercicis amb els ulls oberts i tancats<sup>10</sup>. S'ha vist que l'enfortiment muscular juntament amb exercicis propioceptius és un dels tractaments més efectius en casos d'inestabilitat crònica i per evitar recidives<sup>7,8</sup>.

Alguns estudis han descrit que l'entrenament en càrrega sobre superfície inestable o un programa variat d'exercicis propioceptius disminueix el temps de reacció i de latència de la musculatura implicada en la protecció de l'articulació<sup>11-13</sup>.

Per últim, en la fase d'"entrenament funcional" s'han de programar activitats específiques i del propi esport, per poder retornar adequadament a la competició<sup>14</sup>. Des de fa uns anys, en aquesta fase del tractament i per augmentar la complexitat en la progressió s'utilitza l'estimulació elèctrica neuromuscular (EENM) del tibial anterior en càrrega. S'estimula el ventre muscular a intervals variables de manera que les contraccions siguin inesperades. La contracció brusca deguda al corrent sobre el tibial anterior provoca supinació i dorsiflexió de l'articulació. Aquesta tècnica pretén provocar la desestabilització de l'articulació i d'aquesta manera treballar la velocitat de reacció de la musculatura antagonista. Això no obstant, no hem trobat publicades dades objectives que demostrin aquesta desestabilització, ni que hagin avaluat aquesta tècnica enfront d'altres emperades en la rehabilitació de l'esquinç del turmell (superfí-

cies estables, matalassos de viscoelàstica, discos i diverses superfícies inestables).

Les plataformes de forces s'usen com a mitjà objectiu en la valoració de tests d'equilibri, estàtics i dinàmics. Han estat emprades, per exemple, com a indicadors del risc d'esquinç<sup>15,16</sup>. És freqüent, en aquests casos, mesurar diferents variables del recorregut del centre de pressions (COP) per avaluar l'estabilitat funcional.

L'objectiu del nostre estudi ha estat analitzar les diferències en el recorregut del COP durant la realització de 3 tests estàtics, en recolzament monopodal (sobre superfície estable, sobre superfície viscoelàstica i amb EENM del tibial anterior), amb la finalitat de valorar i comparar la utilitat de les tècniques emprades en els tractaments de rehabilitació de l'esquinç de turmell.

## Material i mètode

### Subjectes

Van participar voluntàriament en l'estudi 14 subjectes (6 dones i 8 homes), esportistes i alhora estudiants d'una facultat de ciències de l'esport, d'una mitjana d'edat, alçada i massa corporal de  $19,9 \pm 3,8$  anys,  $171,0 \pm 7,4$  cm i  $66,1 \pm 6,7$  kg. Tots els subjectes van ser informats dels objectius i característiques de l'estudi i van signar el consentiment de participació en la recerca. L'estudi fou aprovat pel Comitè Ètic d'Investigació Clínica de l'Hospital Universitari d'Albacete.

Mitjançant anamnesi i exploració d'un fisioterapeuta es van descartar possibles problemes neurològics, musculoesquelètics, visuals i vestibulars. Van participar en l'estudi els subjectes que en l'exploració presentaven un turmell sa i sense signes de badall articular.

### Instruments

Per mesurar les característiques descriptives s'utilitzà un tallímetre i una balança de peu model 220 (SECA, Alemanya). S'obtingué el fotopodograma de petja estàtica amb revelador, fixador i paper fotogràfic<sup>17</sup>, per ajustar la petja de cada subjecte sobre la plataforma de forces. Es realitzaren tests d'equilibri estàtic amb una plataforma de forces 9281 CA (Kistler, Suïssa). S'emprà una superfície viscoelàstica amb estructura de bombolles d'aire encapsulades, model Balance-pad (AIREX, EUA), amb una densitat de  $56,91 \text{ kg/m}^3$  (dimensions:  $0,5 \times 0,41 \times 0,06$  m; pes: 0,7 kg). Es realitzà un test amb EENM mitjançant un equip digital model Endomed 932 (Enraf-Nonius, Delft, Holanda) i electrodes pregelats autoadhesius (Kendall, Tyco Healthcare Group, Mansfield, EUA).

### Protocols

Es va dur a terme una sessió prèvia de familiarització, durant la qual es realitzà la bateria de tests d'equilibri i es determinà el llindar d'intensitat del múscul. Es van col·locar 2 electrodes de  $2,5 \times 5$  cm en el ventre muscular del tibial anterior segons la tècnica bipolar, que actuaren directament sobre les fibres fàsiques. El llindar s'establí aug-

mentant la intensitat dels estímuls elèctrics progressivament fins a assolir-ne la intensitat màxima tolerada per cada subjecte.

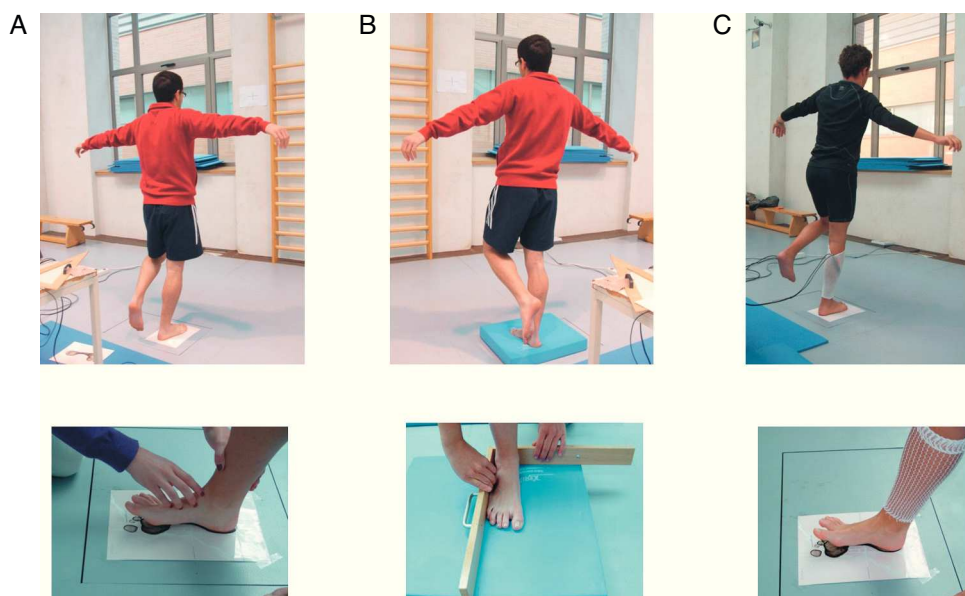
En la sessió de mesurament es realitzà una bateria de test d'equilibri estàtic sobre plataforma de forces, en recolzament monopodal sobre l'extremitat el turmell de la qual no presentava signe de badall articular i amb la mirada fixa en una diana col·locada a 195,5 cm del centre de la plataforma. Els tests van començar amb les espatlles en abducció de  $90^\circ$  (braços en creu), després van poder utilitzar-los per equilibrar-se. L'extremitat recolzada a terra es va col·locar amb una mínima flexió de genoll ( $5\text{-}10^\circ$ ) i l'altra extremitat, lliure, flexionada sense tocar ni la plataforma, ni l'extremitat, recolzada. Els tests es realitzaren en 3 condicions diferents: sobre plataforma de forces (superfície estable); sobre superfície viscoelàstica (entre la plataforma i el peu), i sobre plataforma amb EENM (fig. 1). En aquest últim test es subministraren al subjecte de manera inesperada 5 trens d'impulsos de 4 s amb una freqüència de 80 Hz amb variació del període de descans entre els trens. En tots els tests el subjecte es col·locà en recolzament monopodal sobre el seu fotopodograma prèviament ajustat respecte a la plataforma de forces, excepte en el test realitzat sobre superfície viscoelàstica, en què s'ajustà la petja al sistema de referències amb una plantilla de fusta, de col·locació. La durada de tots els tests fou de 60 s i es van recollir els registres de força amb una freqüència de mostreig de 50 Hz. Aquesta mateixa freqüència ha estat emprada en nombrosos treballs de valoració de l'equilibri estàtic<sup>3,18</sup>. L'ordre dels tests s'establí de manera aleatòria.

### Variables

S'analitzaren les variables següents del COP: amplitud (rang de desplaçament) en l'eix anteroposterior i en l'eix mediolateral, posició mitjana del desplaçament, el recorregut total acumulat, la velocitat mitjana i l'àrea escombrada en el desplaçament (taula 1). Per ajustar la petja a la plataforma s'utilitzà un sistema de referències originat en el lloc de tall del traç inicial (que coincideix amb l'aresta interna de la base de sustentació) amb la línia 2' (perpendicular al traç inicial i que passa pel punt més posterior de la petja<sup>19</sup> (fig. 2).

### Estadística

Les dades van ser analitzades amb el paquet estadístic Statistica 7.0 per a Windows (StatSoft, EUA). Per estudiar la distribució de les variables es van fer proves de normalitat (Lilliefors), d'apuntament (Kurtosis) i de simetria (Skewness). Es realitzà una anàlisi de la variància d'una via per determinar les diferències entre les 3 condicions del test d'equilibri. Si aquestes diferències es mostraven significatives, i en funció de l'anàlisi de la prova de Levene per a l'homogeneïtat de variàncies, es feia l'anàlisi post-hoc de Bonferroni per a variàncies homogènies. També es realitzaren proves t de dades emparellades per comparar de dos en dos els tests d'equilibri realitzats, quan el post-hoc no era significatiu. Finalment es realitzaren correlacions lineals de Pearson segons el mètode dels quadrats. S'establí el nivell de significació mínim de  $p < 0,05$ . L'estadística descriptiva inclogué mitjanes i desviacions típiques.



**Figura 1** Els tres tests d'equilibri: sobre superfície estable (directament sobre la plataforma de forces) (A), sobre superfície viscoelàstica (B) i amb estimulació elèctrica neuromuscular (C). A les imatges inferiors s'observa l'ajustament de la petja al sistema de referència. Per fer-ho, a l'A i a la C s'emprà el fotopodograma, mentre que a la B s'utilitzà una plantilla de fusta.

**Taula 1** Valors mitjans i desviacions típiques de les posicions mitjanes i amplituds (rangs) en els eixos anteroposterior i mediolateral, els recorreguts totals acumulats i les àrees escombrades pel centre de pressions

	Test d'equilibri		
	Estable	Viscoelàstica	EENM
Posició mitjana del desplaçament AP (mm)	108,50 (22,80)	128,40 (10,70)	110,10 (23,20)
Amplitud del desplaçament AP (mm)	51,15 (8,92)	51,84 (9,53)	64,21 (12,69)
Posició mitjana del desplaçament ML (mm)	47,80 (13,00)	53,00 (7,60)	48,80 (12,90)
Amplitud del desplaçament ML (mm)	31,64 (5,24)	37,77 (9,40)	35,50 (7,42)
Recorregut total acumulat (mm)	2.704,38 (614,74)	3.393,17 (1.146,10)	3.329,35 (996,60)
Velocitat mitjana (mm/s)	45,02 (10,31)	56,51 (19,13)	55,19 (17,00)
Àrea escombrada (mm <sup>2</sup> )	779,71 (312,90)	982,81 (424,75)	1.115,96 (411,40)

AP: anteroposterior; EENM: estimulació elèctrica neuromuscular; ML: mediolateral.

## Resultats

S'obtingué una distribució normal en totes les variables estudiades. Els valors de les variables analitzades en els 3 tests d'equilibri es mostren a la taula 1.

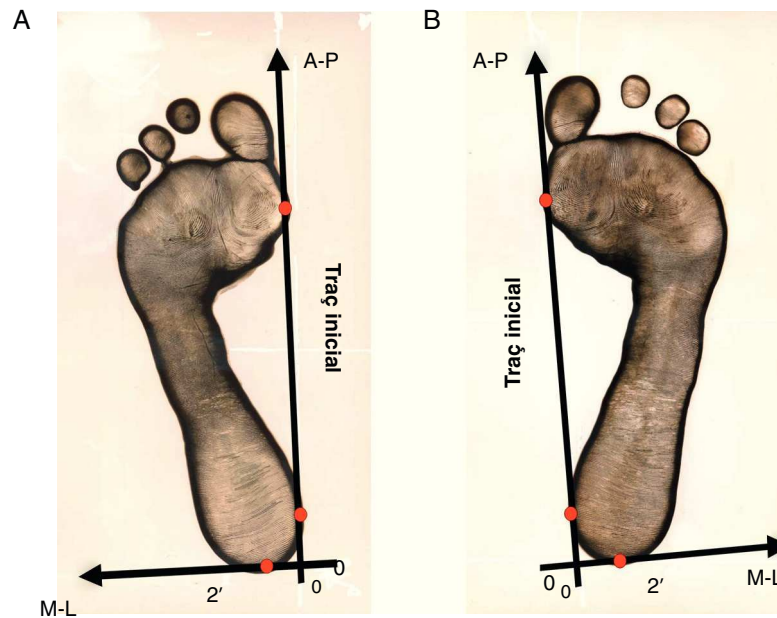
L'anàlisi post-hoc de l'ANOVA de l'amplitud del desplaçament de l'eix anteroposterior revelà diferències significatives en el test amb EENM, que foren més grans que en el realitzat sobre la superfície estable ( $p < 0,01$ ) i sobre la superfície viscoelàstica ( $p < 0,05$ ). Quant a la posició mitjana del COP el test sobre superfície viscoelàstica el situà més avançat que en el realitzat sobre superfície estable ( $p < 0,05$ ). La resta de variables analitzades no mostrà diferències significatives en comparar els 3 tests alhora mitjançant l'ANOVA.

La prova t mostrà que l'amplitud del desplaçament de l'eix mediolateral fou significativament menor sobre la superfície estable que sobre la superfície viscoelàstica ( $p < 0,01$ ) i amb

EENM ( $p < 0,05$ ). La posició mitjana del COP durant la realització del test se situà més avançada en el test sobre superfície viscoelàstica que sobre superfície estable ( $p < 0,01$ ) i més retardada en el test amb EENM ( $p < 0,01$ ). També amb la t de Student s'obtingué una posició mitjana del COP més lateral en el test sobre superfície viscoelàstica que en el realitzat sobre superfície estable ( $p < 0,05$ ). Els recorreguts i velocitats del COP foren menors en el test sobre superfície estable en comparar-lo amb el realitzat sobre superfície viscoelàstica ( $p < 0,01$ ) i amb EENM ( $p < 0,01$ ). L'àrea escombrada pel COP en el test sobre superfície estable fou menor a l'àrea del test sobre superfície viscoelàstica ( $p < 0,05$ ) i del test amb EENM ( $p < 0,01$ ).

## Discussió

La intensitat dels estímuls elèctrics aplicada a cada subjecte durant el test amb EENM es determinà en funció del llin-



**Figura 2** Sistema de referències originat en el lloc de tall del traç inicial (que coincideix amb l'aresta interna de la base de sustentació) amb la línia 2'<sup>19</sup>. El traç inicial és la línia que uneix les prominències de l'avantpeu i del peu medial a la vora interna de la petja, mentre que la línia 2' és perpendicular al traç inicial, passant pel punt més posterior de la petja. Petges del peu esquerre (A) i dret (B), i els eixos cartesianes AP (anteroposterior) i ML (mediolateral) originats en aquest lloc (0,0).

dar muscular de cadascú ( $59,2 \pm 17,4$  mA), de manera que s'establí un valor mitjà de densitat del corrent de  $4,7 \pm 1,4$  mA/cm<sup>2</sup>.

No es van trobar correlacions suficients entre els llinars d'intensitat de corrent obtinguts i l'àrea escombrada pel COP (plataforma,  $r = 0,27$ ; escuma,  $r = -0,09$ ; EENM,  $r = 0,46$ ). Així, els subjectes que presentaren majors llinars d'intensitat no foren necessàriament els que majors àrees escombraven amb el COP. Tampoc no correlacionà significativament la intensitat del corrent amb el recorregut total acumulat ni amb la velocitat mitjana de desplaçament.

A continuació es discuteixen els resultats dels tests, agrupats segons les variables estudiades del COP: amplitud en l'eix anteroposterior i mediolateral, posició mitjana, recorregut acumulat, velocitat mitjana i àrees escombrades.

### Amplitud

Les diferències més grans en l'amplitud de desplaçament del COP es registraren en l'eix anteroposterior. Aquest resultat coincideix amb el de diversos treballs que descriuen que en els tests estàtics (de recolzament tant bipodal com monopodal) en persones sanes es produeixen desplaçaments majors en l'eix anteroposterior que en el mediolateral<sup>20,21</sup>. La major amplitud s'aconseguí amb el test amb EENM, que fou més gran que la del test realitzat sobre superfície viscoelàstica ( $p < 0,05$ ) i que en el realitzat directament sobre plataforma ( $p < 0,01$ ). En estimular el múscul tibial anterior, podem crear una inestabilitat major de l'eix anteroposterior a la que es crea en una superfície viscoelàstica (escuma) i estable, com el que succeeix en comparar els 3 tests (fig. 3). En futurs estudis podríem veure si estimulant

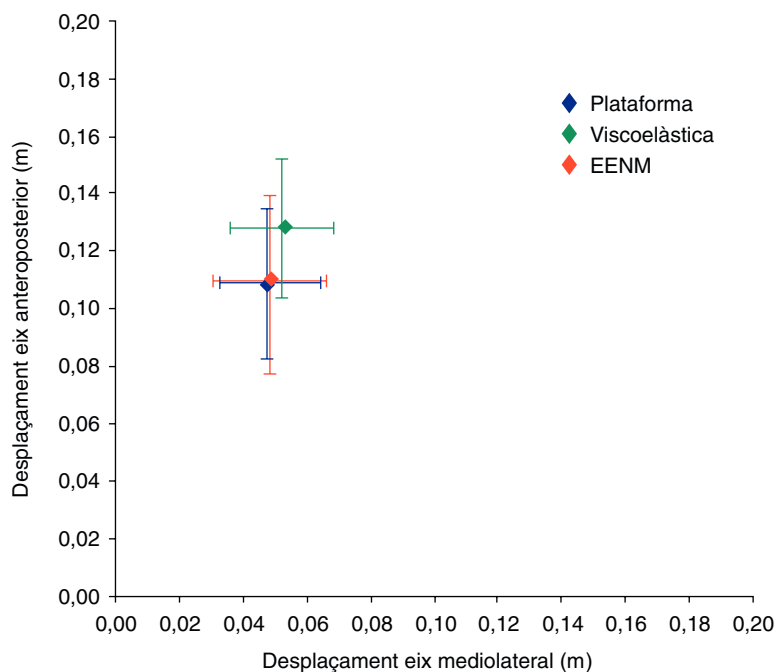
altres ventres musculars (peroneals, gastrocnemi lateral) es pot actuar específicament incrementant l'amplitud en eixos diferents, com l'eix mediolateral o els eixos oblics. També seria interessant observar els canvis en els moviments del COP.

Els moviments del COP en l'eix anteroposterior en els tests estàtics d'equilibri s'associen sobretot a l'articulació suprastragalina, mentre que els moviments en l'eix mediolateral s'associen més a l'ús del maluc<sup>22</sup>. No obstant això, caldria tenir en compte el sistema de referència emprat en els eixos, que guarda relació amb la col·locació del peu sobre la plataforma en realitzar el test i que canvia en diferents estudis. En el nostre cas, hem ajustat la vora interna de la petja amb l'eix anteroposterior. En canvi, quan es realitza el test de Romberg en recolzament bipodal és freqüent col·locar cada peu rotat  $15^\circ$  enfora ( $30^\circ$  entre ambdós) i els talons més junts entre ells. Seria interessant de cara al futur, en tests monopodals, fer coincidir la posició de la petja amb els eixos de moviment de l'articulació.

### Posició mitjana

Durant la realització dels tests, la posició mitjana del COP es situà més medial en el test realitzat directament sobre la plataforma de forces (superfície estable), tot i que només fou significativa en comparar aquest test amb el test sobre superfície viscoelàstica ( $p < 0,05$ ), que obtingué la posició mitjana més lateral dels 3 tests.

En l'eix anteroposterior, la posició mitjana del COP se situà més avançada en el test sobre superfície viscoelàstica ( $128,4 \pm 10,7$  mm des de la part posterior de la petja) i més posterior en el test amb EENM ( $110,1 \pm 23,2$  mm). Els resultats no foren significatius, malgrat que la grandària de



**Figura 3** Posició mitjana i amplitud del desplaçament del centre de pressions (m) en l'eix anteroposterior i mediolateral durant la realització dels tres tests d'equilibri: sobre superfície estable (plataforma), sobre superfície viscoelàstica (viscoelàstica) i amb estimulació elèctrica neuromuscular (EENM).

l'efecte (d de Cohen) en comparar la posició entre l'EENM i la superfície estable (plataforma) fou gran (0,92). Entre la superfície estable i l'EENM no hi hagué pràcticament diferències en la posició mitjana del COP amb l'eix anteroposterior. Això és degut a què en els períodes de no estimulació el subjecte retarda més la posició, cosa que queda compensada per la posició més avançada en el període d'estimulació. L'EENM ha afavorit una posició més retardada del COP durant els períodes de no estimulació, atès que el subjecte, com que espera els desequilibris cap endavant (en estimular el tibial anterior), retarda la posició per amortir aquests desequilibris i tenir una mica més de temps per corregir-los amb l'activació del tríceps sural i dels peroneals. En retardar la posició, el subjecte ha de mantenir un to postural major amb la musculatura flexora del turmell, incloent el tibial anterior, que durant l'aplicació del corrent es contraurà de forma evocada. Per això, tal vegada no s'aconsegueixi l'efecte buscat de treballar la musculatura antagonista (tríceps sural i peroneals) llevat dels períodes d'aplicació de l'estimulació. Per comprovar aquests aspectes caldria fer estudis que avaluessin, mitjançant electromiografia, l'activació dels ventres musculars. Amb el que s'ha vist, és possible esperar que si s'augmentessin alguns paràmetres de configuració del corrent les diferències trobades en la posició mitjana del COP entre la superfície viscoelàstica i l'EENM haurien estat significatives.

### Recorregut i velocitat

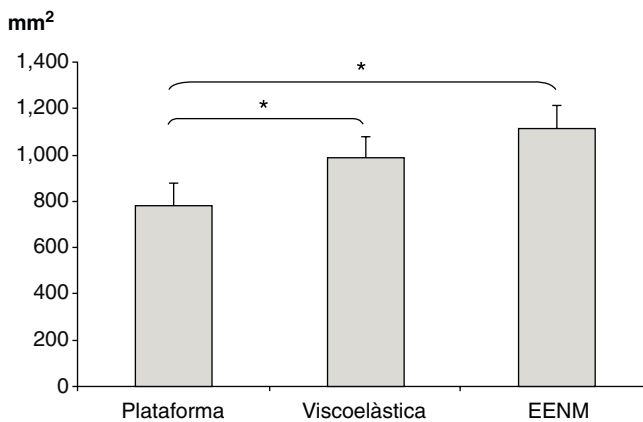
Tant el recorregut total acumulat com la velocitat mitjana de desplaçament del COP assoliren els valors majors en el test realitzat sobre escuma ( $p < 0,01$ ). La velocitat és una

variable derivada del recorregut i, per això en realitzar un recorregut més gran del COP en el test sobre escuma, també ho fa a una velocitat mitjana major.

En col·locar-se dempeus sobre una superfície viscoelàstica, hi pot haver pèrdua d'informació sensorial, i disminueix l'habilitat per distribuir les pressions plantars i l'orientació del cos<sup>23,24</sup>. Croft et al<sup>25</sup> ja van trobar que el COP realitzava recorreguts majors sobre superfícies inestables (viscoelàstica i discos d'equilibri) que sobre superfície sòlida i estable. En el nostre estudi els subjectes han necessitat més correccions del COP sobre la superfície viscoelàstica que en els altres 2 tests. Per tant, per mantenir l'estabilitat, es corregeix amb més freqüència el desequilibri, cosa que implica recorreguts majors i velocitat major dels desplaçaments del COP.

### Àrees escombrades

Les majors "àrees escombrades pel COP" s'obtingueren en el test amb EENM ( $1.115,96 \pm 411,40 \text{ mm}^2$ ) i les menors en el test realitzat sobre superfície viscoelàstica ( $779,71 \pm 312,90 \text{ mm}^2$ ). No s'obtingueren diferències significatives en comparar conjuntament els 3 tests d'equilibri. Això no obstant, si els comparem aïlladament (mitjançant la t de Student) s'observen majors àrees sobre la superfície viscoelàstica que sobre la superfície estable ( $p < 0,05$ ) (fig. 4). Els matalassos i superfície viscoelàstica i d'escuma dificulten la realització dels tests d'equilibri perquè destorben la informació propioceptiva que es rep<sup>20,26</sup> i cau més pes en els sistemes vestibular i visual de l'equilibri. Les diferències entre la superfície viscoelàstica i l'EENM no foren significatives.



**Figura 4** Àrea escombrada pel centre de pressions ( $\text{mm}^2$ ) i error estàndard durant els tests realitzats sobre superfície estable (plataforma), sobre superfície viscoelàstica (viscoelàstica) i amb estimulació elèctrica neuromuscular (EENM). Nivell de significació calculat amb la t de Student (\* =  $p < 0,05$ ).

## Conclusions

- Amb l'electroestimulació s'obtingueren majors amplituds de desplaçament del centre de pressions en l'eix antero-posterior, una posició mitjana més retardada i àrees escombrades més grans.
- Amb la superfície viscoelàstica s'obtingué un recorregut major, una velocitat major i una posició mitjana del centre de pressions més lateral.
- Aquest treball ha estat un estudi pilot. Seria interessant, de cara al futur, explorar algunes de les possibilitats comentades: ajustar els eixos de la plataforma de forces amb els de les articulacions del turmell, modificar les característiques del corrent, aplicar el corrent a altres ventres musculars, afegir l'estudi de l'activació muscular i usar de forma combinada l'ús de les superfícies viscoelàstiques juntament amb l'electroestimulació.

## Conflicte d'interessos

Els autors declaren que no tenen cap conflicte d'interessos.

## Bibliografia

1. Mascaro TB, Swanson LE. Rehabilitation of the foot and ankle. *Orthop Clin North Am.* 1994;25:147-60.
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. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train.* 2002;37:364-75.
5. Ferran NA, Maffulli N. Epidemiology of sprains of the lateral ankle ligament complex. *Foot Ankle Clin.* 2006;11:659-62.

6. Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg.* 1965;47:678-85.
7. 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.
8. 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.
9. Kerkhoffs GMMJ, Rowe BH, Assendelft WJJ, Kelly K, Struijs PAA, Van Kijk CN. Inmovilización y tratamiento funcional para lesiones agudas del ligamento lateral del tobillo en adultos. *Biblioteca Cochrane Plus.* 2006.
10. 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.
11. 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.
12. 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;29:627-32.
13. Eils E, Rosenbaum D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33:1991-8.
14. 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.
15. Tropp H, Askling C, Gillquist J. Prevention of ankle sprains. *Am J Sports Med.* 1985;13:259-62.
16. Martín-Casado L, Avendaño-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.
17. Viladot A. La biomecánica del aparato locomotor en España. *Biomecánica.* 1992;1:9-18.
18. Isakov E, Mizrahi J. Is balance impaired by recurrent sprained ankle? *Br J Sports Med.* 1997;31:65-7.
19. Hernández Corvo R. Consideraciones sobre la locomoción humana. En: Hernández Corvo R, editor. *Morfología funcional deportiva: sistema locomotor.* Barcelona: Paidotribo; 1989. p 67-127.
20. Kapteyn T, Wit G. Posturography as an auxiliary in vestibular investigations. *Acta Otolaryngologica Stockholm.* 1997;73:104-11.
21. 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.
22. Vimonen S, Iitakari K, Sorri M, Bloigu R. Effect of positioning of the feet in posturography. *Journal of Vestibular Research.* 1992;2:349-56.
23. Wu G, Chiang JH. The significance of somatosensory stimulation to the human foot in the control of postural reflexes. *Exp Brain Res.* 1997;114:163-9.
24. 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.
25. 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.
26. Norré ME. Posture in otoneurology. *Acta Otorhinolaryngol Belg.* 1990;44:55-64.