

Cinética de la articulación del tobillo en apoyo unipodal

Juan Luis Florenciano Restoy

Diplomado en Podología por la Universidad de Barcelona.
Colegiado en el Colegio Oficial de Podólogos de Cataluña nº 304
Podólogo del Centro de Podología de J.L. Florenciano

Correspondencia:
Juan Luis Florenciano Restoy
E-mail: florenrestoy@hotmail.com.

Resumen

El autor propone, en relación a un trabajo publicado con anterioridad sobre el movimiento lineal, marcha, carrera, salto hacia delante, etc. analizar el movimiento cinético de la articulación tibiotarsiana, centrándolo en el desplazamiento de la tibia sobre el astrágalo en apoyo unipodal. Teniendo en cuenta que la articulación del tobillo debe responder de forma automática a dos cuestiones físicas, acumular energía mediante la flexión dorsal y rotación interna de la tibia, para disiparla después en la extensión plantar y rotación externa de la tibia. Explica el porque de la forma y función de cada estructura ósea implicada, tróclea astragalina y pilón tibial, y su relación con el movimiento descrito. Da una importancia capital al movimiento axial de la tibia y del peroné. Propone un modelo mecánico diferente a los utilizados hasta el momento. Concluye el trabajo con la disposición particular de los ligamentos de la articulación tibiotarsiana dispuestos de tal manera que tienen una misión activa en el desplazamiento del astrágalo sobre el calcáneo.

Palabras clave: Movimiento lineal. Cinética de la tibiotarsiana. Apoyo unipodal.

Introducción

En un reciente artículo publicado en la Revista Española de Podología titulado "Bases biomecánicas del movimiento lineal humano", hacía referencia a principios mecánicos básicos, para explicar dos cuestiones importantes.

Summary

The author proposes, in relation to a previous published article about the lineal movement, walking, running, jumping forward, etc. to analyze the kinetic movement of the tibiotarsial joint, focusing in the movement of the tibia on the astragalus in unipodal support. The ankle joint is considered to play two different physical roles, gathering energy with the dorsal flexion and dissipating it when plantar extension.

It explains the shape and function of the implicated bones, trochlea of the astragalus and tibial pylon, and their relation with the movement already described.

Prime importance is given to the axial movement of the tibia and fibula.

A new mechanical model, differing from the ones that are being used, is proposed.

It concludes that the specific ligament distribution of the tibiotarsial joint has an active role in the movement of the astragalus on the calcaneus.

Key words: Lineal movement. Kinetic the tibiotarsial. Unipodal support.

La primera, es que el centro de gravedad del organismo (CGO) se encuentra en el 55% de la estatura del sujeto a partir del suelo.

La segunda, el gran desequilibrio al que estamos sometidos, teniendo en cuenta que el 66,5% del peso total del organismo se reparte entre cabeza, tronco y extremidades superiores y el 33,5% para extremidades inferiores (EEII).

Proponía en aquel artículo que un CGO tan elevado y un desequilibrio tan evidente no podía ser casual. Afirmaba que un CGO tan elevado permite acumular energía potencial que se convertirá en energía cinética al desequilibrarnos anteriormente, el adelantar una extremidad evitamos la caída. Para frenar la caída, la acción amortiguadora de los músculos de EEII, se contraen unos de forma isotónica concéntrica, otros de forma isotónica excéntrica, otros incluso de forma isométrica como algunos intrínsecos del pie, acumulando energía potencial, los autores franceses la llaman viscoelástica, que se transforma a su vez en energía cinética en la extensión de la extremidad. Los movimientos cinéticos de las EEII responderán por lo tanto flexionando y rotando internamente la extremidad inferior, cumpliendo dos funciones, frenar la acción de la gravedad y acumular energía, para disiparla después extendiendo y rotando externamente los ejes mecánicos de la extremidad inferior.

El organismo humano en el proceso evolutivo ha transformado su estructura músculo-esquelética para mantener la trayectoria del CGO durante el movimiento lineal en unos parámetros muy reducidos, con la finalidad de minimizar el gasto energético. Si atendemos a la forma y disposición de las articulaciones del miembro inferior de sus cápsulas, ligamentos y acciones musculares deduciremos que van mas allá de la mera casualidad, ninguna de ellas se mueve en uno o dos planos, todas lo hacen en los tres planos del espacio, la trayectoria sinusoide del CGO exige que así sea, cuanto mas armónica y simétrica sea la trayectoria de la sinusoide del CGO la economía energética se hace evidente.

Sin duda la función estática es importante, no obstante el ser humano, está como quien dice, diseñado para el movimiento.

Cadenas óseas

El concepto de cadena ósea lo aporta Dempster (1955) haciendo enlazar los diferentes eslabones mediante rectas que traza sobre los segmentos óseos que denomina (ejes mecánicos). La representación del cuerpo humano mediante una sucesión de ejes mecánicos y de cadenas óseas nos permite comprender, tanto el alcance del movimiento lineal, como las disfunciones que se generan.

En efecto si analizamos los movimientos de las EEII durante el movimiento lineal y esquematizamos los diferentes eslabones de la cadena cinética, (eje mecánico del fémur, eje mecánico de la tibia, eje de flexo-extensión de la tibiotarsiana, eje de Henke,

eje de pronosupinación del antepié y eje de flexo-extensión de los metatarsianos), observaremos que aún teniendo características de movimientos propios, son imprescindibles sus asociaciones en el movimiento lineal.

La finalidad mecánica no es otra que la de proporcionar desde las articulaciones implicadas unas flexiones y extensiones y rotaciones axiales coordinadas, para desplazar el CGO dentro de una trayectoria lo más económica, confortable y eficaz.

Articulación tibiotarsiana

Las soluciones mecánicas que el organismo ha conformado durante el proceso evolutivo son verdaderamente ingeniosas.

La articulación tibiotarsiana es ideal para introducirnos en una complejidad mecánica enormemente interesante.

El eje de la tibia es paralelo al de los cóndilos femorales, sin embargo la retroposición del maléolo externo torna al eje de la tibiotarsiana oblicua hacia fuera y hacia atrás, lo que en la práctica es una torsión bimalleolar externa, entre 18° a 20°.

El análisis está efectuado en cadena cinética cerrada, teniendo en cuenta que en este momento cinético debemos dividirlo en dos fases. La primera fase de amortiguación es la tibia la que se desplaza sobre el astrágalo, de atrás a delante en flexión dorsal, con el pie fijo en el suelo.

La segunda es la extensión de la articulación tibiotarsiana en la que se mueven tanto el pie como la tibia con la elevación del talón en la fase de impulso (Figura 1).

Los movimientos de la tibia sobre el astrágalo obedecen a conceptos mecánicos similares a los de la rodilla. La disposición particular de la pinza maleolar y la tróclea astragalina provocan rotaciones axiales automáticas durante las flexiones y extensiones de la tibiotarsiana (Figura 2).

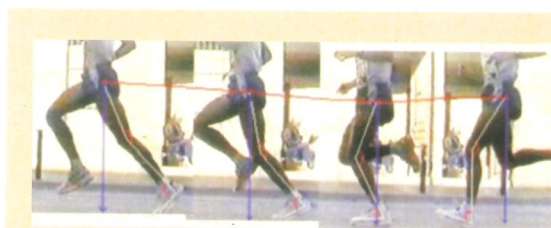


Figura 1. Perpendicular del CGO, en trazo azul, determina la acción de los ejes mecánicos y las acciones musculares



Figura 2. Plano frontal y movimiento de la tibiotarsiana en los tres planos del espacio



Figura 3. Desde una vista superior la tróclea, en el plano transversal, es más ancha

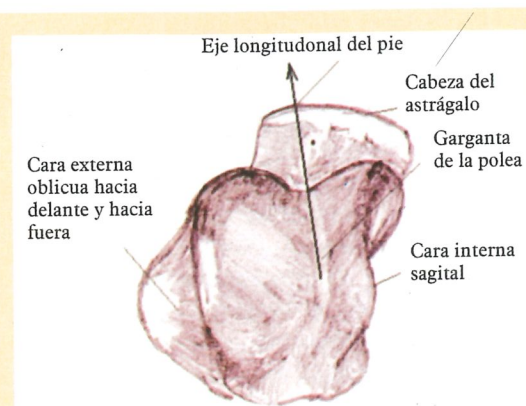


Figura 4. La superficie superior o polea es convexa de delante atrás y marcada longitudinalmente por una depresión axial o garganta de la polea, curiosamente orientada hacia el eje longitudinal del pie

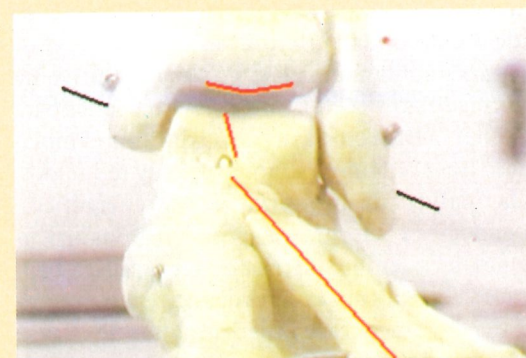


Figura 5. Esta superficie de la polea corresponde a una superficie inversamente conformada en la superficie inferior del pilón tibial, cóncava de delante atrás presenta una cresta roma sagital que se introduce en la garganta de la tróclea

Desde una perspectiva mecánico-funcional, la articulación tibiotarsiana se debe considerar una articulación en bisagra, sus movimientos deberían ser de flexo-extensión en el plano sagital, sin embargo en la práctica esto no es así, el tobillo en realidad se mueve en los tres planos del espacio, sin duda para armonizar la trayectoria curva del CGO durante el movimiento lineal, la adaptación evolutiva ha configurado la siguiente respuesta biomecánica.

Efectivamente, desde una vista superior la tróclea, en el plano transversal, es mas ancha por delante que por detrás, 2,5 mm. de promedio, llegando incluso hasta los 5 mm (Figura 3).

Al observar con detalle la polea astragalina en el plano frontal detectamos tres superficies articula-

res una superior y dos laterales. En el plano transversal la carilla interna es sagital, mientras la externa, es oblicua hacia delante y hacia fuera. La superficie superior o polea es convexa de delante atrás y marcada longitudinalmente por una depresión axial o garganta de la polea, curiosamente orientada hacia el eje longitudinal del pie (Figura 4).

Esta superficie de la polea corresponde a una superficie inversamente conformada en la superficie inferior del pilón tibial, cóncava de delante atrás presenta una cresta roma sagital que se introduce en la garganta de la tróclea (Figura 5).

A ambos lados una corredera interna y externa reciben la correspondiente vertiente de la polea. La carilla interna contacta con la superficie articular de

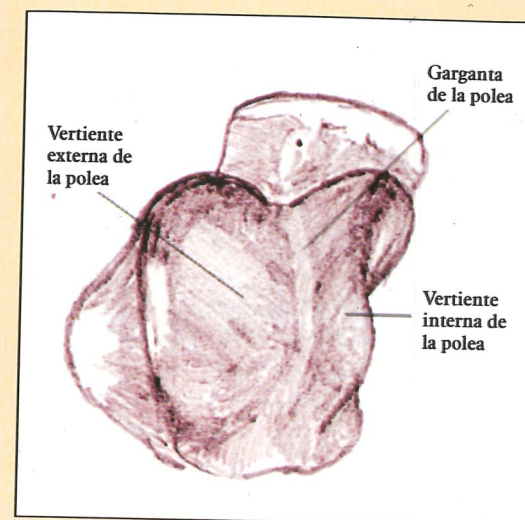


Figura 6. La vertiente externa de la tróclea astragalina dispone de más superficie articular por donde debe desplazarse la superficie inferior externa del pilón tibial

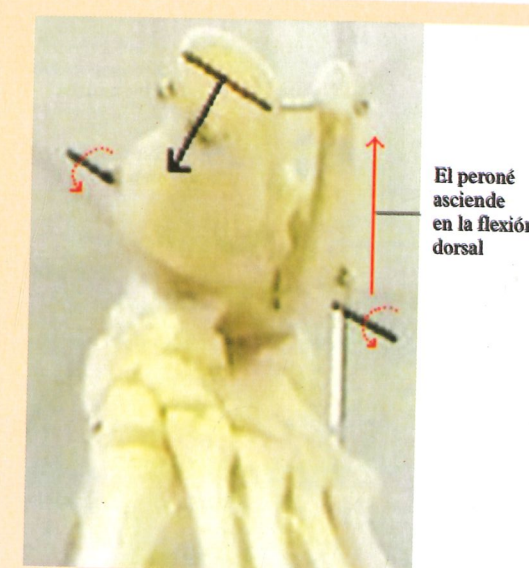


Figura 7. El peroné es capaz de abrirse girando internamente y elevarse en la flexión dorsal, tensando el ligamento peroneo tibial anterior

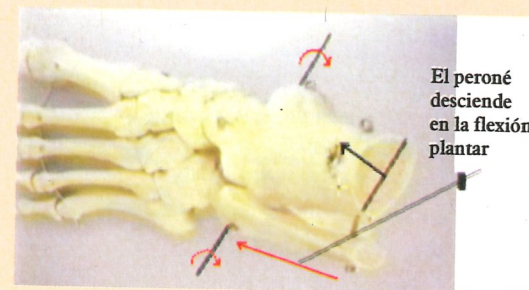


Figura 8. El peroné es capaz de cerrarse girando externamente y descender destensando el ligamento peroneo tibial anterior en la flexión plantar

la cara externa del maléolo interno de la tibia. La carilla externa de la tróclea contacta con la carilla interna del maléolo peroneo.

Efectivamente al no estar la garganta de la polea orientada en el plano sagital si no más bien ligeramente abierta hacia el eje longitudinal del pie, deja menos superficie para la vertiente interna de la tróclea por donde debe desplazarse la superficie inferior interna del pilón tibial, la menor superficie se traduce en un menor recorrido de la superficie inferior interna del pilón tibial, por el contrario la vertiente externa de la tróclea astragalina dispone de mas superficie articular por donde debe desplazarse la superficie inferior externa del pilón tibial (Figura 6).

Por otro lado, la carilla externa de la tróclea contacta con la carilla articular interna del maléolo

peroneo, esta carilla está separada de la superficie tibial por la interlinea peroneo-tibial inferior, ocupando una franja sinovial en contacto con la arista biselada por delante y por detrás, dotando así al peroné de mas recorrido sobre la superficie externa de la superficie lateral del astrágalo. El peroné se diferencia de la tibia por su facultad para adaptarse a esta falta de congruencia, siendo capaz de abrirse girando internamente y elevarse en la flexión dorsal, tensando el ligamento peroneo tibial anterior (Figura 7).

O por el contrario cerrarse girando externamente y descender destensando el ligamento peroneo tibial anterior en la flexión plantar (Figura 8).

Los movimientos de flexión y extensión se deben hacer sobre estas superficies articulares no muy

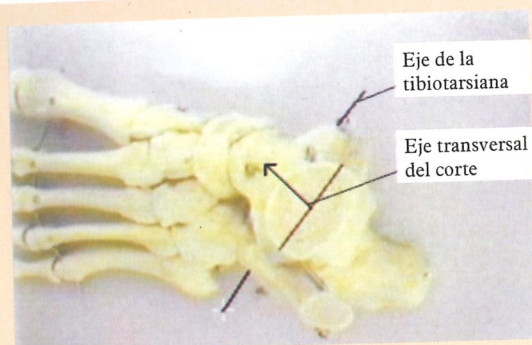


Figura 9.

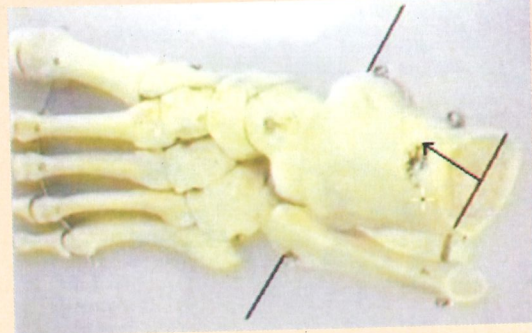


Figura 11. Partiendo desde los 90, al efectuar una extensión plantar el mismo eje transversal de la tibia gira externamente 15°

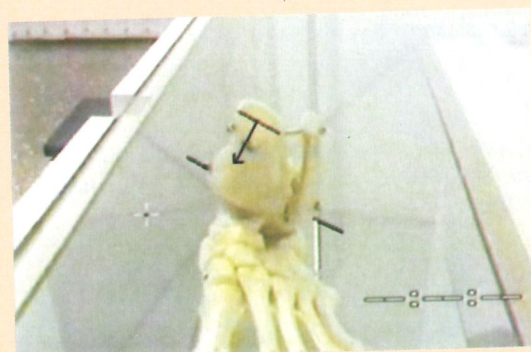


Figura 10. De forma automática durante la flexión de la tibia sobre el astrágalo el eje del corte transversal de la tibia gira internamente del orden de 15°

congruentes. La articulación tibioperoneoastragalina se implica en el movimiento lineal del cuerpo humano del siguiente modo. Teniendo en cuenta que durante la marcha, la carrera o el salto hacia delante en cadena cinética cerrada, es la tibia la que avanza sobre el astrágalo en flexión dorsal, con la complicidad imprescindible de la flexión de rodilla Figura 1, si consideramos la tibia a 90° con el pie en fase de apoyo unipodal sobre el plano horizontal, y hacemos un hipotético corte transversal de la tibia haciendo coincidir el eje de la tibiotalar con el eje transversal del corte (Figura 9). Podemos apreciar que de forma automática durante la flexión de la tibia sobre el astrágalo el eje del corte transversal de la tibia gira internamente del orden de 15° (Figura 10) y, al contrario, partiendo desde los 90° como en el caso anterior, al efectuar una extensión plantar este mismo eje transversal de la tibia gira externamente 15° (Figura 11). La separación de la articulación peroneo-tibial inferior pasa de unos márgenes mínimos en la flexión plantar a unos márgenes máximos en la flexión dor-

sal, esta separación forzada es obligada dada la mayor anchura de la superficie anterior de la tróclea astragalina. Durante una velocidad de desplazamiento lineal de aproximadamente 4 Km./h. no se necesitan mas de 9° de movilidad en rotación axial 4,5° para cada momento rotacional. Sin embargo en circunstancias mas extremas, como puede ser la actividad deportiva, la velocidad angular aumenta, y consecuentemente los grados de rotación axial se incrementan hasta los límites fisiológicos de la articulación. Recurriendo a un modelo mecánico y desde el plano frontal la tróclea astragalina la podríamos dibujar como dos segmentos cónicos unidos por la zona de menor radio, siendo mayor el externo. Por consiguiente la unión de los dos segmentos cónicos representaría la garganta de la polea, del mismo modo la superficie inferior del pilón tibial se desliza por estos segmentos cónicos, esto unido a la retroposición del maléolo externo explica el porque el maléolo interno tiene menos grados de recorrido que el externo y también porque la tibia

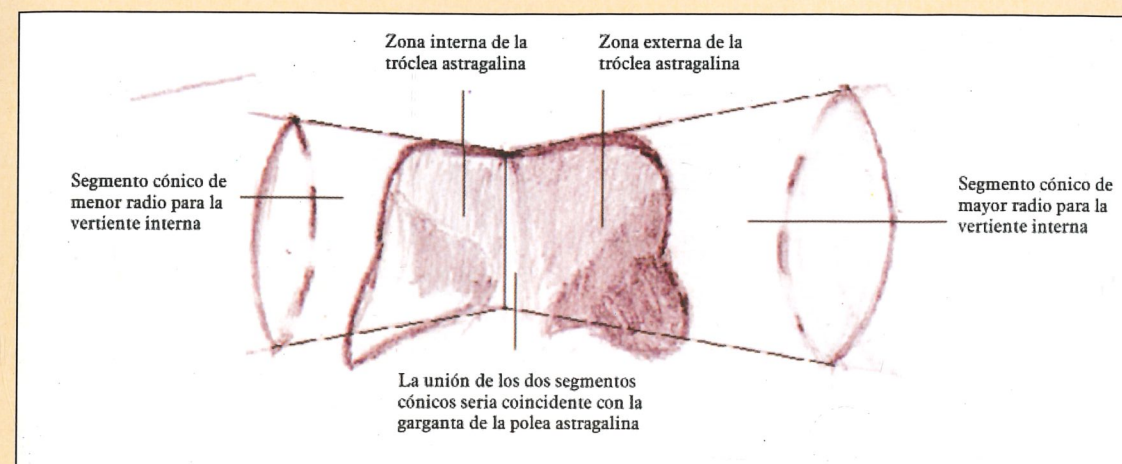


Figura 12. La tibia gira internamente en la flexión y externamente en la extensión sobre la tróclea astragalina

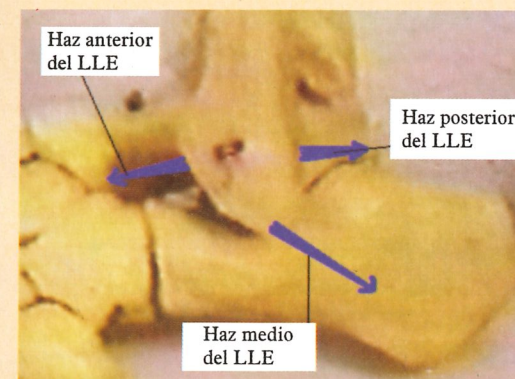


Figura 13. El haz anterior, posterior y medio del LLE

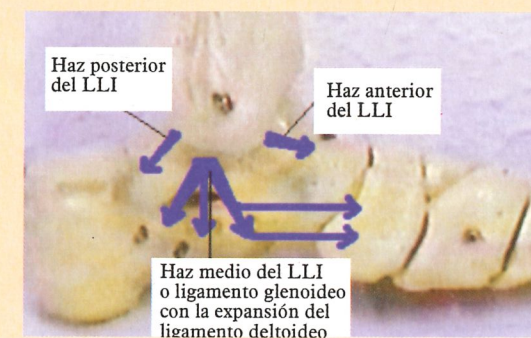


Figura 14. El haz posterior, anterior y medio del LLI

gira internamente en la flexión y externamente en la extensión sobre la tróclea astragalina (Figura 12).

Ligamentos de la tibiotalar

Durante el movimiento descrito con anterioridad, los ligamentos de la tibiotalar tienen una función importante, se componen de dos sistemas ligamentosos, dos principales y dos accesorios. Los principales son los laterales externo (LLE) e interno (LLI) y los accesorios los ligamentos anterior y posterior. Tanto el ligamento lateral interno como el externo están formados por tres haces anterior, medio y posterior. Anatómicamente se describen como potentes abanicos fibrosos cuyo vértice parte del maléolo correspondiente. El LLE del maléolo peroneo y el LLI del maléolo tibial. Tanto el haz anterior del LLE como del LLI tienen un trayecto oblicuo. El externo para insertarse en el

astrágalo, entre la carilla externa y la apertura del seno del tarso, el interno se inserta en la rama interna del yugo astragalino. De igual modo el haz posterior del LLE se dirige horizontalmente hacia dentro y ligeramente hacia atrás para insertarse en el tubérculo posteroexterno del astrágalo (Figura 13). El haz posterior del LLI es oblicuo hacia abajo y atrás y se inserta en una fosita profunda localizada por debajo de la carilla interna, sus fibras más posteriores se fijan en el tubérculo posteroexterno del astrágalo (Figura 14). El haz medio del LLE se origina en el vértice del maléolo peroneo y se dirige hacia abajo y atrás para insertarse en la cara externa del calcáneo (Figura 13). El haz medio del LLI en realidad ocupa un plano mas superficial que los haces anterior y posterior. Es un potente ligamento en forma triangular que desde su origen tibial se expande desde el escafoide al borde interno del ligamento glenoideo y la apófisis menor del calcáneo (Figura 14).

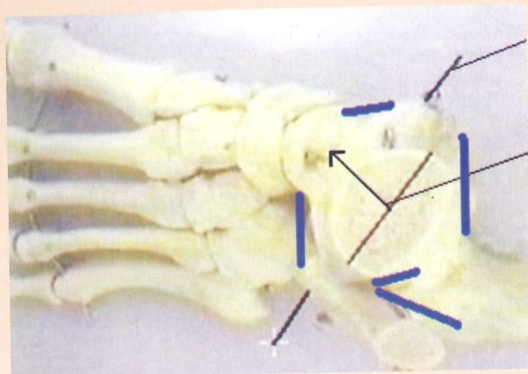


Figura 15. Situación esquemática desde el plano transverso de los ligamentos laterales de la tibiotalar, marcados con trazos de color azul

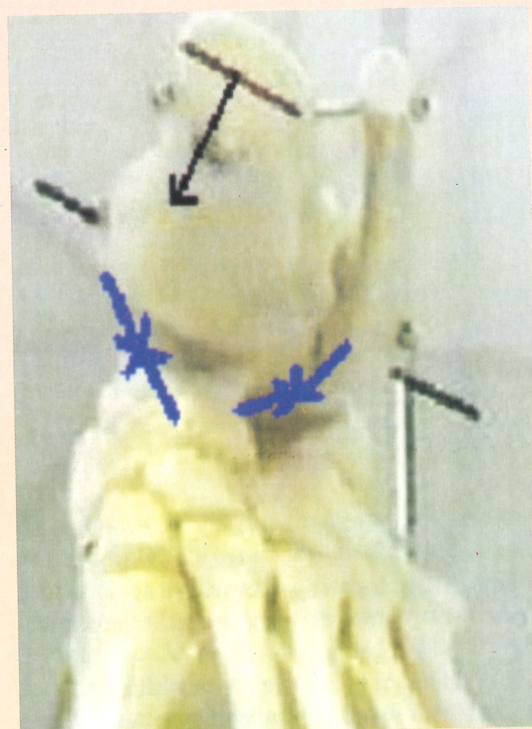


Figura 16. Las haces anteriores de los LLI y LLE, de la tibiotalar pierden tensión en la flexión dorsal

Situación esquemática desde el plano transverso de los ligamentos laterales de la tibiotalar, marcados con trazos de color azul (Figura 15). Los haces anteriores de los LLI y LLE, de la tibiotalar pierden tensión en la flexión dorsal (Figura 16). Es necesario mencionar que el astrágalo no tiene ninguna inserción muscular, son los haces posteriores de los LLI y LLE, de la tibiotalar los que dirigen el astrágalo hacia delante, el haz medio del LLE junto con el peroné contribuye en la estabilización del valgo del calcáneo (Figura 17).

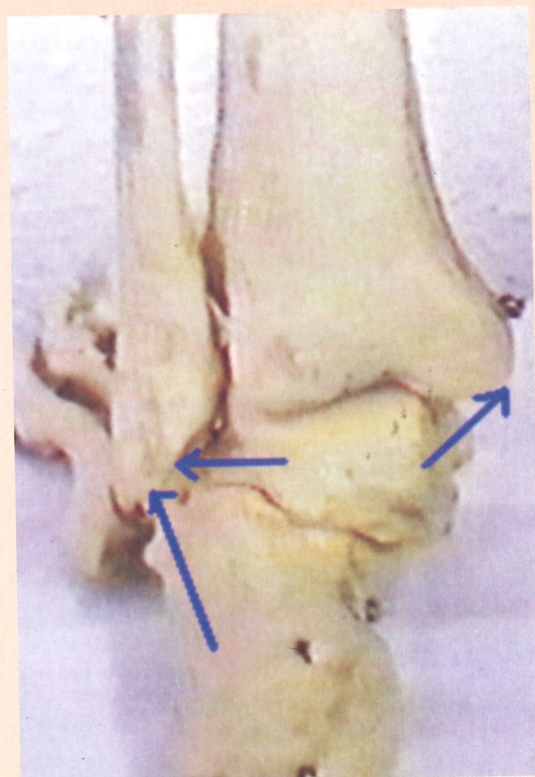


Figura 17. El haz medio del LLE junto con el peroné contribuye en la estabilización del valgo del calcáneo

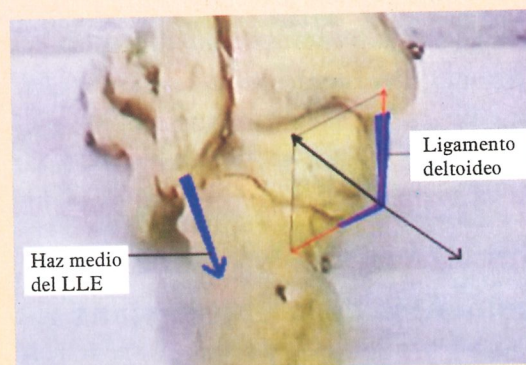


Figura 18.

Es curioso y debemos tener en cuenta que los haces anteriores y posteriores de ambos ligamentos, tienen su inserción en el astrágalo y además su trayectoria es oblicua, sin duda para facilitar los movimientos y dirección del astrágalo durante este movimiento de apoyo unipodal en particular (Figura 15). Mientras que el haz medio de ambos ligamentos se inserta en el calcáneo, su función es otra puesto que se hace necesario contraponer fuerzas gravitatorias (Figura 18). Son componentes esenciales en el sistema de amortiguación del tarso.

Los ligamentos anterior y posterior de la tibiotalar se caracterizan porque unen en el caso del ligamento anterior la superficie tibial y la rama de la bifurcación posterior del yugo astragalino. El posterior tiene fibras de origen tanto tibial como peroneo que convergen hacia el tubérculo postero-interno del astrágalo, favoreciendo en la flexión dorsal la dirección anterior e interna del astrágalo sobre el calcáneo.

Discusión

El movimiento lineal del ser humano es el más económico desde el punto de vista energético. El CGO describe una trayectoria sinusoidal y tridimensional que sobre una superficie plana debería ser además simétrica y armónica. La forma y función de las articulaciones del sistema locomotor obedecen sin duda a las necesidades de traslación.

La articulación tibiotalar contribuye de forma particular, pero importante, a mantener el CGO en una trayectoria correcta. El análisis cinético sobre la tibiotalar es en la fase de apoyo unipodal, dada la importante relación podológica. La articulación del tobillo debe responder como el resto de eslabones de la cadena de movimiento, a las necesidades físicas que se le exigen, mediante la flexión, la extensión y los movimientos axiales.

En la flexión del tobillo, como se demuestra en la exposición, transmite de forma lógica el movimiento latero medial al conjunto de las articulaciones del pie.

En la extensión de la tibiotalar, al contrario y de forma automática se observa una rotación externa discreta de la tibia, peroné y pie.

El cilindro con un eje transversal al que se le acopla un cilindro hueco haciendo de mortaja, es el modelo mecánico utilizado por Kapandji, es correcto si la articulación del tobillo actuara en un solo plano. La forma cónica que utiliza Morris coloca la base del cono, de mayor radio, lateralmente sobre la vertiente externa de la tróclea astragalina, la perpendicular del cono representa el eje de la tibiotalar. Desde la perspectiva de movimiento es un modelo excelente, da respuesta al movimiento axial, no obstante no explicaría ni la dirección del eje de la garganta de la polea, ni la importancia del peroné en su acción automática.

Pues bien si utilizamos el modelo de Kapandji como ejemplo, y trasladamos el eje del cilindro, oblicuo hacia atrás y hacia abajo y el pilón tibial tuviera facultad para moldear el cilindro sometiendo al modelo a presiones mecánicas del movimiento lineal, nos mostraría al final la forma de la tróclea astragalina.

La acción de los ligamentos laterales, anteriores y posteriores de la articulación del tobillo son particularmente decisivos, por cuanto no existe conexión muscular entre la tibia y peroné por un lado y el astrágalo por otro, orientando el astrágalo en dirección anterior e interna en la flexión dorsal y al contrario en la flexión plantar, sin olvidar la importancia del peroné en su acción mecánica descrita en este trabajo, su movilidad automática durante la flexión dorsal puede hacer efectiva la acción de los tendones del flexor largo del primer dedo, y del peroneo lateral largo sin contracción muscular, simplemente por tracción del tendón, cuestión importante para la economía energética, por otro lado no debemos olvidar que la mayoría de músculos extrínsecos del pie tienen su origen directa o indirectamente en el peroné.

Bibliografía recomendada

Asensio G, Blanc Y, Casillas JM, Esnault M, Laassel E, Mesure S, Péliissier J, Pennegot FG, Plas F, Tardieu C, Viel E. *La marcha humana la carrera y el salto. Biomecánica exploraciones, normas y alteraciones*. Masson, 2002;5-21.

Plas F, Viel E, Blanc Y. *La marcha humana. Cinesiología dinámica, biomecánica y patomecánica*. Masson, 1984; 2-20.

Arbones EA. *Manual-diccionario de Física*. Ediciones Fausí 1987;68-70.

Vázquez CE, Martínez M. *Fundamentos de Física Mecánica*. Editorial Playor, 1989;79-331.

Hainaut K. *Introducción a la Biomecánica*. Editorial JIMS 1976;7-8.

Peterson Kendall F, Kendall McCreary E, Geise P. Provance. *Músculos, pruebas, funciones y dolor postural*. Kendall's. 4ª edición. Marban 2000;220-24.

Viladot A, et al. *Quince lecciones sobre patología del pie*. Masson, 2002;23-25.

Kapandji AI. *Fisiología articular miembro inferior*. 5ª edición. Editorial Médica Paramericana, 1999;190-246.

Rueda M. *Patología metatarso digital*. Federación Española de Podólogos. 1991;65-70.

Restoy JLF. *Análisis de la Estática Humana*. Podoscopio 2001;22-5.

Restoy JLF. Dolor en cintura pélvica y su relación con EE.II. *El Peu* 2002;178-181.

Gary C. Hunt *Fisioterapia del Pie y del Tobillo*. JIMS.S.A. 1990;6-9.

Restoy JLF. Bases biomecánicas del movimiento lineal humano. Consejo General de Colegios Oficiales de Podólogos. *Revista Española de Podología* 2004 ;XV(1):28-30.

Reyes JM. Alteraciones de la palanca y la bóveda. *El Peu* 1991;47:204-6.

Especialidades Podología

MEDEA

Doctodermis
Jabón Líquido.

Limpieza de la piel y
profilaxis de sus infecciones.

Nutridermis Crema
y Emulsión Fluida.

Sequedad cutánea,
hiperqueratosis, grietas.

Olorsin Gel
Desodorante.

Antiséptico desodorante
podológico.

Sudosin Polvo
y Solución.

Antitranspirante y
antiséptico.



LABORATORIOS MEDEA, S.A.

División Podología - Grupo Reig Jofré

Gran Capitán, 10 • 08970 Sant Joan Despí (Barcelona) • Tel. 93 480 67 19 • <http://www.reigjofre.com>

Primer caso de medición en carga de la articulación mediotarsiana

Juan Luís Florenciano Restoy¹, Judith Ortiz de Galisteo Lara², Milagros Morón García³.

¹Diplomado en Podología por la Universidad de Barcelona. Colegiado en el Colegio Oficial de Podólogos de Cataluña nº 304. Podólogo del Centro de Podología de J. L. Florenciano. ²Podóloga del Departamento de Salud C. N. Joan Pelegrí. Diplomada en Podología y Fisioterapia por la Fundación Universitaria del Bages (Manresa), Universidad Ramón Llull (Barcelona). ³Podóloga del Centro Sanitario Can Mora. (Sant Cugat del Vallés). Diplomada en Podología por la Universidad de Barcelona

Correspondencia:

Juan Luís Florenciano Restoy
Centro de Podología de J. L. Florenciano.
E-mail: florenrestoy@hotmail.com

Resumen

Los autores presentan un sistema para medir la movilidad de la articulación mediotarsiana en carga. Analizan el movimiento de la articulación mediotarsiana y la vinculan a la cadena de movimiento de la extremidad inferior mediante un sistema de ejes. Hacen una descripción del sistema y de su utilización.

Presentan un caso clínico sobre un paciente con antepié en pronación y el modo de medición con el sistema presentado.

También presentan la aplicación ortopédica del sistema sobre el mismo caso clínico.

Palabras clave: Goniómetro. Caso clínico. Mediotarsiana.

Summary

The authors present a system to measure the mobility of the midtarsal joint in an on-loading position. They analyze the movement of the midtarsal joint and link it to the movement's chain of the limb through its system of axis.

They make a description of the system and of the way of using it.

The authors present a case report about a patient with a valgus forefoot and the method of measuring it with the system presented.

They also present the orthopaedic application of the system about the clinical case mentioned.

Key words: Goniometer. A case report. Standing position.

Introducción

Se presentó en el XXXVII Congreso Nacional celebrado en Sevilla, una ponencia en la que se describía un goniómetro cuya finalidad era medir la movilidad de la articulación mediotarsiana en carga, para en una fase posterior comprobar mediante el mencionado goniómetro la corrección que debería tener la cuña para estabilizar el antepié en el soporte plantar. Esta doble aplicación se sustentaba en la idea de relacionar el pie con el resto de la cadena cinética, mediante unos ejes de movimiento de toda la extremidad inferior.

Se analizaba en aquel trabajo los movimientos de la mediotarsiana en carga durante el movimiento, marcha, carrera, etc. considerando que la naturaleza había resuelto dos cuestiones mecánicas que sin duda se debían tener en cuenta a la hora de interpretar el movimiento del pie, la primera era la práctica inmovilidad del segundo metatarsiano dado que en su base se encontraba dentro de una mortaja entre la 3ª y 1ª cuneiforme. Se hacía mención a la elasticidad del 1er segmento de vital importancia puesto que, su orientación, conformación y capacidad mecánica eran indispensables durante la actividad dinámica.

cicactiv®
Hialuronato de Zinc

la vuelta al
estado *natural*



Apósito compuesto de Ácido Hialurónico y cloruro de

Clarav ventajas del complejo:

- Gran capacidad de distribución y retención de agua
- Efecto antimicrobiano
- Efecto anti-inflamatorio
- Efecto protector UV.
- Efecto cicatrizante

Indicaciones:

- Úlceras por presión
- Úlceras vasculares
- Pie diabético
- Quemaduras de 1º y 2º

Paciente (54 años)
con diabetes
mellitus de 12
años. Cicatrización
en ocho semanas



Paciente (67 años)
con diabetes
de 22 años.
Cicatrización en
diez semanas



PRESENTACIÓN FARMACIA	CICACTIV Gel cicatrizante 15 g.	Código Nac 219783
PRESENTACIÓN HOSPITAL	CICACTIV Gel cicatrizante 15 g.	Código IN 102430



LABORATORIOS INDAS, S.A.

Camino de las Huertas, nº 2 ■ 28223 POZUELO DE ALARCÓN (MADRID) ESPAÑA
Tel.: (34) 915 096 000 ■ Fax: (34) 913 515 181 ■ indas@indas.es

902-180 00
Información al profesional
www.indas.co

La segunda era que las articulaciones del medio-pié en su conjunto están formadas por artrodias cuya característica principal son sus superficies articulares que son planas o casi planas, cumpliendo dos requisitos esenciales, dan coherencia a la bóveda plantar soportando las fuerzas de compresión, como lo hace la bóveda arquitectónica, o por el contrario es capaz de deformarse, mediante el movimiento de pronación y supinación del antepié, utilizando un recurso sencillo pero ingenioso que se consigue uniendo los pequeños movimientos de cada una de estas articulaciones en una secuencia lógica que generar un movimiento mayor de todo el complejo articular desde el retropié al antepié.

Estos movimientos de pronación y supinación del antepié se realizan a través de un eje longitudinal que pasa por la segunda cuneiforme, diáfisis del segundo metatarsiano y sus respectivas falanges.

Movimiento de la extremidad inferior en carga

Durante el movimiento lineal la articulación subastragalina relaciona un segmento vertical, la pierna, con un segmento horizontal, el pie, la articulación mediotarsiana conecta el retropié, con la articulación de Lisfranc y las articulaciones metatarsofalángicas, permitiendo los movimientos de pronosupinación del antepié. Sin embargo, en la práctica y cuando el pie está apoyado en el suelo en la marcha, carrera etc. las articulaciones subastragalina y mediotarsiana están mecánicamente unidas y equivalen a una sola articulación en torno al eje de Henke, que penetrando por la cara supero interna de la cabeza del astrágalo, pasa a través del seno del tarso y sale por la parte posteroexterna del calcáneo, permitiendo un grado de libertad de todo el conjunto de huesos del tarso sobre este eje. En efecto la inversión y eversion son los movimientos realizados por el pie sin apoyo en el suelo, en cambio cuando los pies se apoyan en el suelo, denominamos supinación en el caso de la inversión y pronación en el caso de la eversion (Figura 1).

La consecuencia biomecánica de la pronación es la rotación interna de la pierna y el descenso de la bóveda plantar, y de la supinación la rotación externa de la pierna y el aumento de la bóveda plantar.

Ejes mecánicos de la extremidad inferior

En un artículo publicado en *La Revista Española de Podología* titulado "Bases biomecánicas del movimiento lineal humano" se hacía referencia al hecho de representar el cuerpo humano como una verdadera cadena ósea de movimiento, relacionando entre sí los segmentos óseos mediante unos ejes mecánicos que darían sentido a todo el proceso de locomoción, mediante la flexión la extensión y los movimientos axiales, estos ejes mecánicos estarían representados en la extremidad inferior por el eje mecánico del fémur, el de la tibia, la tibiotarsiana, el eje de Henke, el eje de pronosupinación del antepié y el de las articulaciones metatarso-falángicas (Figura 2).

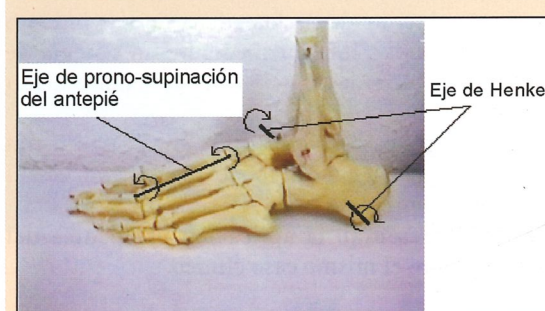


Figura 1. Denominamos supinación en el caso de la inversión y pronación en el caso de la eversion

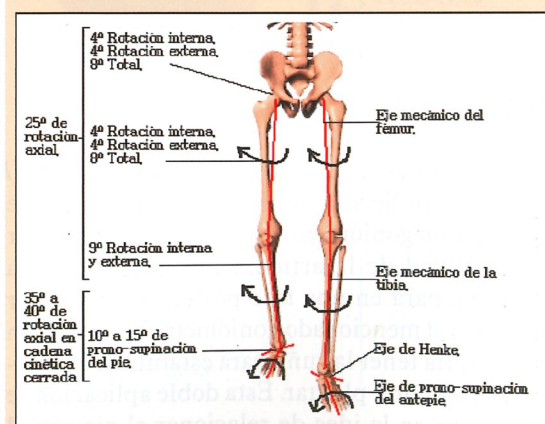


Figura 2. Ejes mecánicos de la extremidad inferior

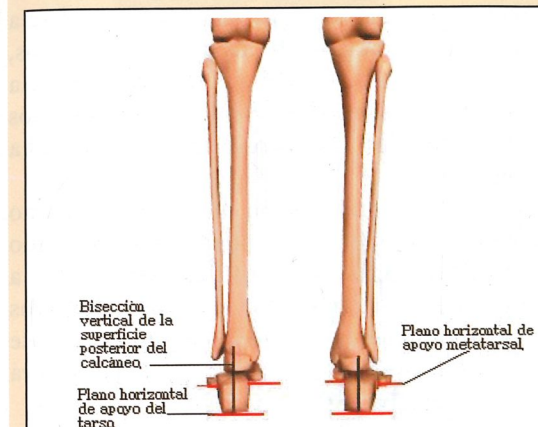


Figura 3. Equilibrio mecánico

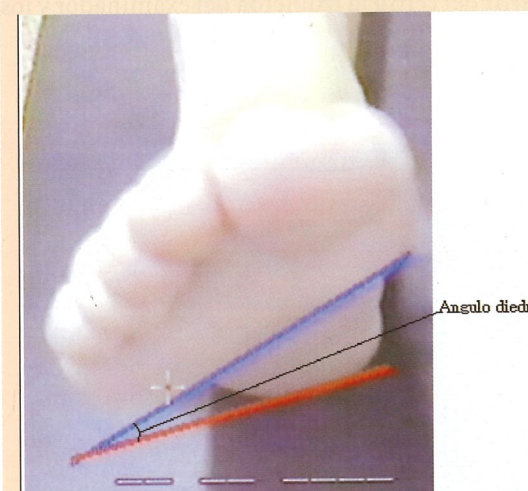


Figura 4. En la práctica es una falta de paralelismo entre los planos del antepié y del retropié

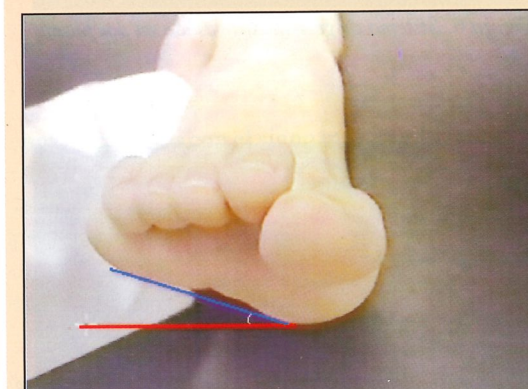


Figura 5. El ángulo diedro sería el ángulo formado por la intersección de los planos del antepié y del retropié

Equilibrio mecánico

Para establecer un principio de equilibrio mecánico se toma como referencia la siguiente afirmación, "el pie humano se encuentra en equilibrio mecánico cuando la articulación mediotarsiana se bloquea contra el retropié en el momento de máxima pronación permitiendo que el plano del retropié y del antepié se encuentren paralelos entre sí, y paralelos a la superficie en la que se apoyan, y la bisección posterior del calcáneo es perpendicular a estos planos" (Figura 3).

Alteraciones en la función de la articulación mediotarsiana

Existen unas deficiencias en la orientación del antepié que se describen en la bibliografía anglosajona como antepié varo y antepié supinado cuando se observa una actitud del antepié en inversión, o al contrario antepié valgo y antepié pronado, cuando la actitud del antepié es en eversion. Afirmar que tanto el antepié valgo como varo a su vez se caracterizan por ser de origen congénito, la principal hipótesis apunta a una torsión tanto del cuello como de la cabeza del astrágalo durante el desarrollo embrionario, esta circunstancia deja el rango de movimiento de esta articulación nulo o casi nulo, alterando el comportamiento biomecánico de toda la extremidad inferior. La pérdida de elasticidad en estos movimientos de la articulación mediotarsiana provoca que en realidad el pie se comporte como un bloque más o menos rígido, aumentando las velocidades angulares de la extremidad inferior tanto en las flexiones, extensiones como en los movimientos axiales que se ven exigidos en forma de rotación y torsión.

En cambio en el antepié supinado y pronado la actitud del antepié está condicionada en su mayor parte por el tejido conjuntivo, fascias, cápsulas, ligamentos etc. a diferencia de las anteriores si admiten rango de movimiento, principalmente del primer segmento a nivel cuneo-metatarsal y por lo tanto grados de modificación en los movimientos de pronación y supinación del antepié. Al observar detalladamente a los pacientes con antepié valgo o antepié varo comprobamos que lo que se produce en la práctica es una falta de paralelismo entre los planos del antepié y del retropié. Esta falta de paralelismo entre el retropié y el antepié nos llevó a utilizar un concepto geométrico para poder medir los grados entre los

planos. Efectivamente el ángulo diedro sería el ángulo formado por la intersección de los planos del antepié y del retropié (Figura 4 y 5).

Idoneidad del sistema de análisis en carga

Los métodos de análisis de la articulación mediotarsiana han sido presentados en general, con el paciente en la camilla de exploración y por lo tanto en descarga.

En nuestra opinión es importante establecer que desde un punto de vista podológico, el análisis del rango de movilidad de la articulación mediotarsiana se debe hacer en carga, es decir con el pie del paciente recibiendo todo o parte del peso del cuerpo, para que todas los ejes mecánicos de la extremidad inferior antes mencionados, se comporten en la medida de sus exigencias mecánicas.

Los autores proponen un sistema de goniómetro basado en dos planos, uno para el retropié fijo y otro para el antepié móvil, con un eje central que debe ser coincidente con el eje de pronación y supinación del antepié, con un transportador de ángulos de 80° , situado en la parte inferior del plano del antepié (Figuras 6 y 7).

Técnica en carga con la extremidad en extensión

El paciente en bipedestación sobre el banco de marcha sitúa el pie a examinar sobre el goniómetro y el otro pie lo coloca sobre una plataforma de la misma altura. El pie a examinar coloca el retropié sobre la plataforma posterior y el antepié sobre la anterior, la articulación de Lisfranc deberá ser perpendicular a la separación entre la plataforma del retropié y del antepié, haciendo coincidir longitudinalmente el eje de la plataforma con el 2° metatarsiano.

Examen del pie izquierdo

El examinador con la mano izquierda sujeta la rodilla izquierda y utiliza el eje mecánico de la tibia para centrar la rótula y colocar en posición neutra la articulación subastragalina, en este momento el antepié adoptará la posición según la orientación de la articulación mediotarsiana, se anota el dato, posteriormente con la mano izquier-

da sujetamos la articulación subastragalina, con la derecha procedemos a movilizar el antepié hacia la supinación, verificado los grados obtenidos, inmediatamente se efectúa un movimiento hacia la pronación del antepié verificando también los grados obtenidos. Los datos se anotan en la ficha del paciente.

El goniómetro en posición neutra marca como es obvio el cero, en el examen del pie izquierdo y a partir del cero los grados que se visualizan a la derecha del examinador los consideraremos con el signo menos, de modo que en el caso de un antepié varo la supinación del antepié será siempre negativa.

Y en el caso contrario cuando estemos delante de un antepié valgo y el antepié se encuentre en pronación los valores del goniómetro estarán a partir del cero a la izquierda del examinador y los

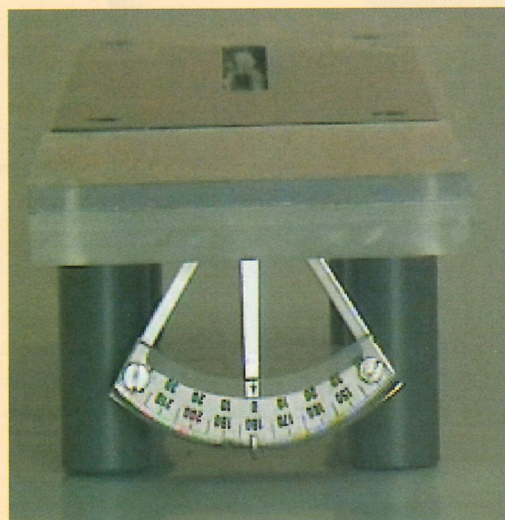


Figura 6. Sistema de goniómetro basado en dos planos

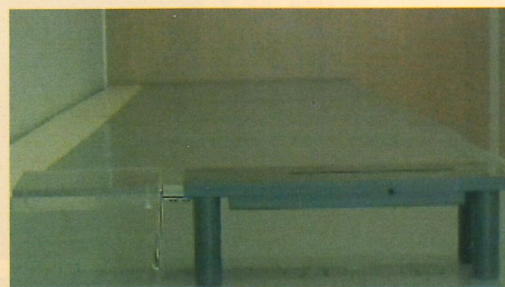


Figura 7. Sistema de goniómetro basado en dos planos

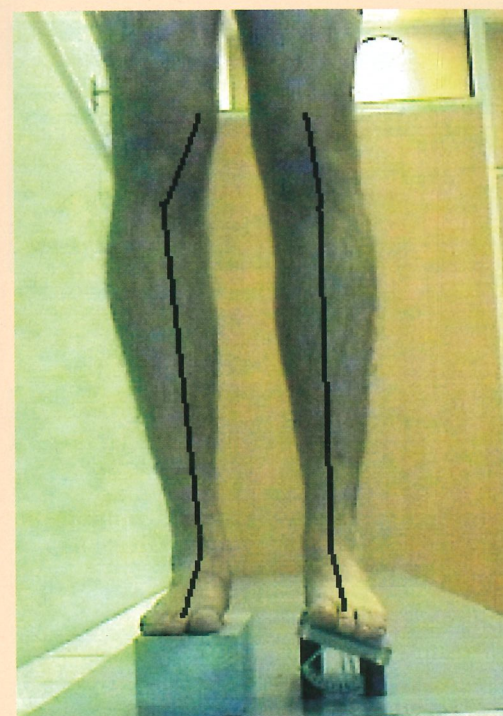


Figura 8. La supinación del antepié será siempre negativa



Figura 9. Sedestación

consideraremos con el signo mas, por lo tanto en el caso de un antepié valgo la pronación del antepié será siempre positiva, o por el contrario cuando el paciente presente un antepié varo la supinación del antepié será siempre negativa, como se observa en la imagen de la Figura 8.

Examen del pie derecho

El procedimiento de examen es el mismo que para el pie izquierdo pero con las manos cambiadas. Y



Figura 10. Dinámica

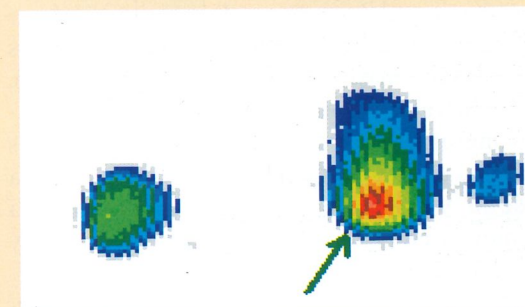


Figura 11. Sistema video-computerizado

por supuesto el examinador deberá cambiar los signos puesto que también tendrá en cuenta la supinación del antepié con valores negativos y la pronación del pie con valores positivos.

Valores de normalidad

De las pruebas realizadas en nuestra consulta se ha podido verificar que una buena elasticidad de la mediotarsiana presenta un rango de movimiento de -10° a $+10^\circ$, es decir 20° en total.

Material y método

La exploración biomecánica la dividimos en tres partes a saber:

Sedestación, dinámica y estática.

Sedestación: Se efectúan biometrías de la cadera, de la pinza bimalleolar y se movilizan de forma pasiva las articulaciones tibiotarsiana, subastragalina, mediotarsiana y metatarsofalángicas (Figura 9).

Dinámica: Mediante un sistema video-computarizado se examina, se analiza y detectan las anomalías del paciente estudiado (Figuras 10 y 11).

Estática: Se valora primero la bisectriz posterior del calcáneo, se determina mediante el goniómetro expuesto en este trabajo los grados de supinación y pronación del antepié, la báscula pélvica si la hubiese y los desequilibrios del tronco y cintura pélvica. Con posterioridad se examina la huella de presiones en el sistema video-computarizado (Figuras 12, 13 y 14).

El paciente objeto del estudio clínico es un joven de 15 años que practica baloncesto, acude a nuestra consulta de podología por padecer fuertes dolores bajo la cabeza del primer metatarsiano de ambos pies pero con mayor incidencia en el pie derecho, que se incrementan con la actividad física.

Los movimientos de cadera son asimétricos mientras en cadera izquierda la rotación externa es de 50° y la interna de 40° en la cadera derecha los movimientos son de 40° en rotación externa y 50° en rotación interna.

La flexión dorsal del pie se encuentra en 15° , en ambos pies. La torsión tibial es de 20° y bilateral. La movilidad en la articulación subastragalina presenta un discreto bloqueo en supinación más en la izquierda.

En mediotarsiana existe más movilidad hacia la pronación de antepié bilateral pero más acusado en pie derecho.

Morfológicamente es un pie cavo con un primer segmento en pronación, verticalizado y más acusado en pie derecho, con discretos movimientos craneo-caudales pero más limitados en pie derecho.

Dinámica: Los movimientos de cadera condicionan su marcha la anteversión femoral derecha nos orienta el pie hacia una disminución del ángulo de marcha, más acusado en pie derecho (Figura 10).

La huella de presiones en dinámica es bastante evidente dado que el primer segmento recibe toda la carga, como se observa en la fotografía de la Figura 11.



Figura 12. Pie en estática

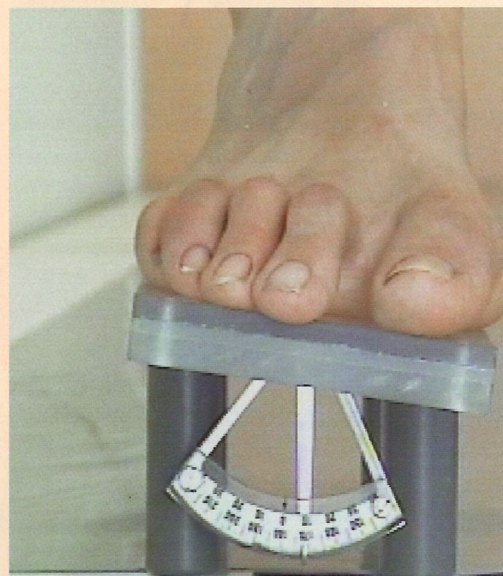


Figura 13. Exploración con goniómetro

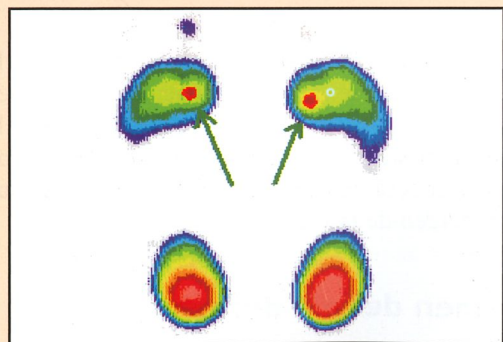


Figura 14. Huella de presiones en el sistema video-computarizado



Figura 15. Molde

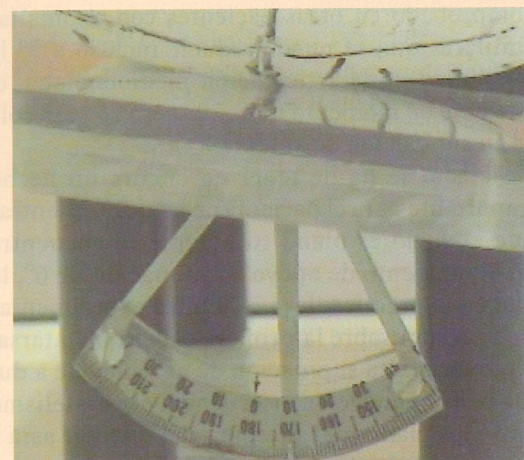


Figura 16. Goniómetro

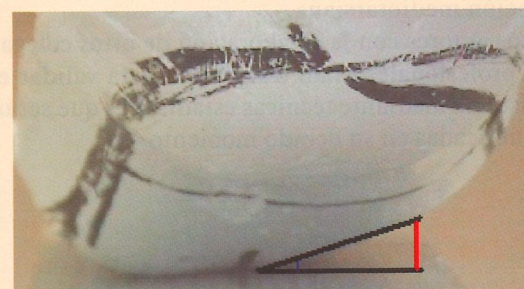


Figura 17. Altura cuña

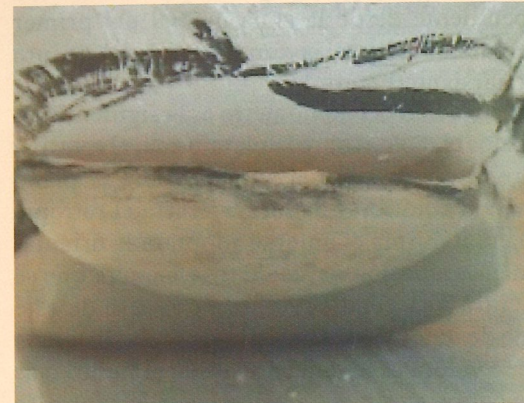


Figura 18. Resultado



Figura 19. Rectificación del antepié con el método expuesto

Estática: Existe un varo de retropié de 6° en pie izquierdo mientras que el derecho es de 3° (Figura 12).

Los movimientos de la mediotarsiana son en el pie izquierdo de -5° en supinación y $+10^\circ$ en pronación, en pie derecho es de -5° en supinación y $+15^\circ$ en pronación.

En la huella de presiones se observa la desviación del eje del calcáneo en varo más acusado en pie derecho

y la presión sobre la cabeza del primer metatarsiano más acusado en pie derecho (Figura 14).

Tratamiento

Se efectúa molde en carga siguiendo el protocolo de obtención de Martín Rueda, mediante un sistema tele-neumático y video-computarizado. El

molde obtenido permite representar con exactitud la pendiente desde la zona medial del primer metatarsiano hasta la zona lateral del quinto metatarsiano (Figura 15).

La utilización del goniómetro es la siguiente: colocamos el molde sobre la plataforma, el retropié sobre el plano fijo y el antepié sobre el plano móvil, al equilibrar de forma neutra el retropié en la plataforma el antepié adoptará la orientación en pronación del molde, de manera que se generará una pendiente que en el caso de este valgo de antepié será positiva de 6°, la distancia que se valora es la tangente desde el punto más bajo del primer metatarsiano hasta la zona más lateral del pie, la distancia en el paciente utilizado como caso clínico es de 5 cm. El resultado es que el seno de un ángulo de 6° multiplicado por 5 cm. nos da una altura de cuña de 0.5 cm (Figuras 16, 17 y 18).

En la Figura 19 observamos como la simple rectificación del antepié con el método expuesto modifica la posición en varo del retropié.

Conclusiones

Se ha considerado durante todo este trabajo la importancia de las biometrías, para hacer incidencia en la relación más que casual entre los movimientos en rotación interna de cadera y la pronación de antepié, que presentaba el paciente, más acusado en pie derecho.

Es fácil observar como atendiendo a la hipótesis de la cadena ósea de movimiento de la extremidad inferior se puede modificar la posición de

desequilibrio simplemente con saber que altura de cuña debemos obtener en el soporte plantar, tanto en estática como en dinámica.

El valor de las mediciones en los movimientos de pronación y supinación de antepié es crucial puesto que se trata de un adolescente y la edad le irá restando elasticidad en las estructuras blandas, con lo que los movimientos en la mediotarsiana también se limitarán, convirtiéndose en un verdadero antepié valgo, según la clasificación de la escuela anglosajona, y atendiendo a las pruebas que estamos realizando con el goniómetro, se ha comprobado en otros pacientes con anomalías similares que se puede reducir incluso a 5° la movilidad de la articulación mediotarsiana, el paciente de momento tiene 20° pero con tan sólo 5° en supinación de antepié.

En efecto se ha de tener en cuenta un hecho importante para el paciente en estudio, mientras que el suelo es plano su antepié se encuentra en el momento de apoyo en pronación de 6°, lo que en la práctica lleva a su pie a experimentar una presión sobre la primera cabeza metatarsal y provocar una supinación de antepié que a duras penas tiene, en consecuencia el paralelismo entre los planos del antepié y del retropié será a expensas de la eficacia de su mediotarsiana para adaptarse y por supuesto será menos traumático mientras exista algo de elasticidad en la articulación mediotarsiana.

Los autores con la colaboración de otros colegas y profesionales están trabajando para validar el sistema mediante técnicas estadísticas que serán publicadas en su debido momento.

Bibliografía

- Asensio G, Blanc Y, Casillas JM, Esnault M, Laassel EM, Mesure S, Péliissier J, Pennecot GF, Plast F, Tardieu Ch, Viel E. La marcha humana la carrera y el salto. Biomecánica exploraciones, normas y alteraciones. Barcelona: Masson 2002;5,9,11,17,21.
- Peterson Kendall F, Kendall McCreary E, Geisse Provance P. *Músculos, pruebas, funciones y dolor postural*. 4ª edición. Madrid: Marban 2000;220,224.
- Kapandji AI. *Fisiología articular miembro inferior*. 5ª edición. Madrid: Editorial Médica Paramericana 1999;190,192,194,196,198,202,204,230,236,240,24.
- Florenciano Restoy JL. Dolor en cintura pélvica y su relación con EE.II. *El Peu* 2002;22(4):178-81.
- Florenciano Restoy JL. Bases biomecánicas del movimiento lineal humano. *Revista Española de Podología* 2004;XV(1):28-30.

- Reyes JM. Alteraciones de la palanca y la bóveda. *El Peu* 1991;47:204-6.
- Busquet L. *Las cadenas musculares. Tomo IV. Miembros inferiores*. Barcelona: Ed. Paidotribo 1994.
- Merton LR, et al. *Exploración Biomecánica del pie*. Madrid: Ortocen S.A. 1991.
- Hunt GC. Fisioterapia del pie y del tobillo. Barcelona: Editorial JIMS S.A. 1990;22,23.
- Florenciano Restoy JL. Estudio biomecánico de la articulación subastragalina. *El Peu* 2006;26(1):10-2.
- Florenciano Restoy JL. *Sistema de validación en carga del antepié*. Avances en podología 2006;369,371,372,377. Consejo General de Colegios Oficiales de Podólogos.

Canestén®

Antimicótico de amplio espectro con acción fungicida.
\ Composición Cada 100 g de crema contienen: Clotrimazol (d.c.i.) 1g. Excipientes: estearato de sorbitano, polisorbato 60, cetilpalmitato, alcohol cetosteárfico, octildodecanol, alcohol bencílico, agua purificada. **\ Forma farmacéutica y contenido** Crema al 1%. Tubo con 30 g. **\ Actividad** El clotrimazol es un antifúngico de amplio espectro, con actividad in vitro e in vivo frente a dermatofitos, levaduras y algunos gérmenes grampositivos y gramnegativos. **\ Indicaciones** Tratamiento tópico de las micosis superficiales de la piel, tales como: a) Dermatomycosis: pie de atleta, herpes circinado, eczema marginado de hebra, tiña de los pies y de las manos, tiña del cuerpo, tiña inguinal, tiña ungular. Micosis de la barba y otomicosis. b) Eritrasma y pitiriasis versicolor. c) Candidiasis, vulvitis y balanitis por cándida. **\ Contraindicaciones** Hipersensibilidad conocida al clotrimazol, a imidazoles en general o a cualquiera de los componentes de la especialidad. **\ Precauciones** La crema es inodora y no mancha la ropa, por lo que no hay que tomar ninguna medida a este respecto. Canestén Crema puede reducir la protección proporcionada por preservativos y diafragmas (productos que contienen látex). Este efecto es temporal y sólo ocurre durante el tratamiento. **\ Interacciones** No se han descrito. **\ Advertencias** Embarazo y lactancia: durante los tres primeros meses de embarazo se aconseja consultar con el médico el beneficio de la utilización de cualquier medicamento antes de ser administrado. Efectos sobre la capacidad de conducción: no se han descrito. **\ Posología** Salvo otra prescripción del médico, se recomienda la aplicación de la crema 2-3 veces al día mediante fricción hasta su completa absorción. La duración del tratamiento depende de la localización y extensión del proceso. En general se aconseja: Dermatomycosis: 3 a 4 semanas. Eritrasma y pitiriasis versicolor: 3 semanas. Candidiasis, vulvitis y balanitis por cándida: 1 a 2 semanas. Habida cuenta de que las micosis cutáneas se muestran a veces muy rebeldes, de no confirmarse la curación en el período establecido, el tratamiento debe continuarse todavía 2 semanas después de remitidos todos los síntomas clínicos. **\ Instrucciones** para la correcta administración del preparado Antes de la aplicación debe lavarse la zona afectada para eliminar las escamas cutáneas y los eventuales restos del último tratamiento. Después del lavado deben secarse a fondo, sobre todo los espacios interdigitales. **\ Sobredosis** Dada la concentración del principio activo y la vía de aplicación no es posible la intoxicación ni en el caso de ingestión accidental. En caso de sobredosis o ingestión accidental, consultar al Servicio de Información Toxicológica. Teléfono 91 562 04 20. **\ Reacciones adversas** En casos aislados pueden presentarse reacciones locales pasajeras, como por ejemplo irritación, sensación de quemazón y picor, que no suelen determinar la supresión del tratamiento y son más frecuentes durante los primeros días del mismo. Si se observa cualquier otra reacción adversa no descrita anteriormente, consulte a su médico o farmacéutico. PVP IVA 2,70 Euros. **Otras presentaciones:** Canestén® Polvo, frasco espolvador con 30 g, PVP IVA 2,78 Euros, Canestén® Solución, frasco atomizador con 30 ml, PVP IVA 2,83 Euros. TITULAR: QUÍMICA FARMACÉUTICA BAYER, S.A. / Pau Claris, 196 / 08037 Barcelona CON RECETA MÉDICA. LOS MEDICAMENTOS DEBEN MANTENERSE FUERA DEL ALCANCE DE LOS NIÑOS. Texto autorizado: julio 2004.

- Liszky, Mohr, C.P. Clinical experience with clotrimazol in dermatomycosis: the past 25 years. *Soderdruck aus Haut, Band VI; Heft 7, November 95, 2.877-2886.*



Química Farmacéutica Bayer, S.A.
 Pau Claris, 196. 08037 Barcelona

Dismetría en extremidades inferiores y equilibrio de la pelvis

Juan L. Florenciano Restoy¹, Pilar Gironés Puñet²

¹Diplomado en Podología por la Universidad de Barcelona. Colegiado en el Colegio Oficial de Podólogos de Cataluña nº 304. Podólogo del Centro de Podología de J. L. Florenciano. ²Diplomada en Podología por la Universidad Complutense de Madrid. Colegiada en el Colegio Oficial de la Comunidad Valenciana con el nº 2044. Podóloga del Centro de Podología Pilar Gironés. Podóloga del Club de Fútbol Valencia.

Correspondencia:
Juan Luis Florenciano Restoy
E-mail: florenrestoy@hotmail.com

Resumen

Se efectúa un análisis de la dismetría en extremidades inferiores, teniendo en cuenta, por un lado, la componente estática y, por otro, la componente dinámica.

Se valora las actitudes de compensación de la estructura corporal ante una dismetría.

Se analiza la pelvis en su estructura y función.

De igual modo, se valora el desequilibrio de la pelvis ante una falsa dismetría.

Se concluye afirmando que, en ocasiones, la colocación de soportes plantares es suficiente para restablecer el equilibrio pélvico.

Palabras clave: Diferencia de longitud en extremidades inferiores. Desequilibrio. Pelvis.

Introducción

Es frecuente encontrar en las consultas casos de niños o adolescentes que, tras la revisión escolar, se descubre un desnivel de hombros y una pequeña giba dorsal, incluso de adultos jóvenes que, sin patología del caquis, aquejan lumbalgias por esfuerzo. En la mayoría de estos casos, en un examen clínico y radiológico correctamente efectuado, se descubre una desigualdad en la longitud de las extremidades inferiores. Estas diferencias, por lo usual, no son importantes o no son perceptibles

Summary

Difference of longitude on the lower extremities is analyzed considering both static and dynamic components.

Pelvis compensations are explained from a static perspective.

An analysis of structure and function of the pelvis is presented.

Pelvis disequilibrium when a false difference of longitude is present is also discussed.

It is concluded that the only use of plantar supports can be enough to reestablish pelvis equilibrium.

Key words: Difference of longitude in inferior extremities. Imbalance. Pelvis.

a simple vista, por lo que se hace imprescindible conocer los aspectos biomecánicos, tanto estáticos como dinámicos, para conferir una respuesta terapéutica apropiada.

En condiciones normales, la estructura ósea humana sigue un desarrollo que está vinculado a la ley ósea de Wolf, que postula: "Si un hueso normal es físicamente cargado en una nueva dirección, su estructura y forma pueden cambiar de acuerdo a su nueva función; si un hueso deforme es rectificado y su función normal es restaurada, toda la estructura del hueso retorna a su forma original".

"Cada cambio en la forma y la función del hueso o sólo de su función, es seguida por ciertos cambios definidos en su arquitectura interna e igualmente alteraciones secundarias definidas en su conformación externa de acuerdo con leyes matemáticas"

"Las deformidades óseas se deben a adaptaciones mecánicas de los huesos y se traducen en alteraciones en sus capas de hueso cortical; todo este cambio estructural se basa en una ley matemática" Para adentrarnos en la incidencia de este tipo de alteraciones, debemos apuntar que, en las extremidades inferiores, existen cuatro cartílagos de crecimiento en sus huesos diafisarios, dos en el fémur y dos en la tibia, de los que depende el crecimiento en longitud. Si al aplicar las fuerzas referidas anteriormente se produce una alteración en el sentido de estimulación o de frenado en una extremidad diferente de la otra, aparecerá la dismetría. Si el paciente no refiere enfermedad alguna en principio el crecimiento debería ser simétrico, pero la realidad es otra y son una minoría los que tienen igual longitud en las dos extremidades.

Un estudio realizado en el ejército de EE.UU., reveló que existían diferencias de entre unos milímetros y 2 cm. en el 71% de los casos. También en el ejército alemán un estudio similar evidenció un 68% de dismetrías. Si atendemos a estos resultados, podríamos concluir que dos tercios de los seres humanos presentan cierto grado de dismetrías¹.

Componente estático

En un sistema ideal, la postura correcta estará contemplada en el plano frontal y en el plano sagital. En el plano frontal, las dos tibias son paralelas, los maléolos internos y los cóndilos internos contactan a la misma altura, el pelvómetro de nivel demuestra la horizontalidad de las alas ilíacas, por detrás los relieves glúteos, los relieves lumbares y la cintura son también simétricos, los hombros y las escápulas presentan idéntico nivel y relieve y la plomada desde el occipucio pasa por el centro del pliegue glúteo y cae entre ambos talones. En el plano sagital, tanto las caderas como las rodillas en extensión completa se relacionan con una pelvis en discreta báscula anterior. En estas circunstancias, la línea de gravedad se calcula desde el pabellón auricular pasa por el trocante mayor del fémur, la zona externa de la rodilla y algo por delante del maléolo peroneal¹.

Las improntas plantares obtenidas, tanto con las plataformas tensiométricas como por las opticométricas, aparecerán simétricas, es decir, no se observarán más presiones en un pie que en el otro y, por lo tanto, los porcentajes de carga en un pie y en el otro serán iguales en los cuatro cuadrantes, los referidos al retropié y al antepié.

Componente dinámico

Es evidente que, si una dismetría altera la función de las extremidades inferiores en dinámica, la marcha y la carrera de un sujeto se verán afectadas. No obstante, debemos hacer hincapié en que si, en ocasiones, las dismetrías son la causa de alteraciones dinámicas, en otras, son el efecto. En caso de dismetría de EEII, el movimiento asimétrico del paso o la carrera se hace a partir de una oscilación no cíclica del centro de gravedad lo que implica movimientos asimétricos tanto de la cintura pélvica como de la cintura escapular. En efecto, sabemos por los estudios cinéticos realizados sobre la marcha, que en la cintura escapular con relación a la cintura pélvica existe una rotación opuesta, comprobándose que para un semiciclo de marcha se producen 5° de rotación en la primera vértebra dorsal y 8° de rotación hacia el lado opuesto en la quinta vértebra lumbar, el punto de transición donde estas rotaciones se anulan se localiza entre la sexta y la octava vértebra dorsal². En condiciones normales, las acciones musculares y, ante la ausencia de dismetría, los movimientos de la cintura pélvica son simétricos por lo tanto las acciones musculares también lo son, en cambio, cuando existe un movimiento anormal no cíclico del centro de masas, casualmente situado en el interior de la cintura pélvica, existe también una acción muscular asimétrica que desvirtúa tanto los movimientos de la extremidades inferiores como los movimientos de la cintura escapular fijando en la mayoría de casos la alteración en toda la estructura (Figura 1).

Actitudes de compensación de una asimetría

Cuando existe un caso de desigualdad real en las extremidades inferiores, se rompe el equilibrio. Esta rotura del equilibrio propicia que los controladores del mismo, y en especial la visión horizontal, intenten mantener la columna vertebral lo más recta posible apareciendo tres posturas compensatorias. La primera consiste en efectuar un desplazamiento anterior de la pelvis