



ORIGINAL

Comparación de la actividad de determinados músculos del tronco y extremidades inferiores en la marcha de mujeres jóvenes con pie en supinación, pronación y neutro

Hamideh Khodaveisi^{a,*}, Haydar Sadeghi^a, Raghad Memar^a, Mehrdad Anbarian^b

^a Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Irán

^b Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Irán

Recibido el 26 de mayo de 2015; aceptado el 27 de octubre de 2015

PALABRAS CLAVE

Músculos de las extremidades inferiores;
Marcha;
Pie neutro;
Pie pronador;
Pie supinador

Resumen Los cambios en la estructura anatómica del pie reducen su capacidad de funcionamiento normal. Este estudio tuvo por objetivo comparar determinados músculos del tronco y de las extremidades inferiores durante la marcha en individuos con distintos tipos de pie. Se clasificaron 45 estudiantes femeninas en 3 grupos, según la estructura de sus pies, es decir, en pronación, supinación y neutro. Un médico especialista definió los tipos de pie según el índice postural del pie y rayos X. Se registraron las actividades electromiográficas de los músculos tibial anterior, peroneo largo, gastrocnemio medial, bíceps femoral, glúteo medio, oblicuo externo y erector de la columna de los 3 grupos, al realizar un recorrido determinado, a una velocidad de marcha autoseleccionada. Se grabó con una cámara cada esfuerzo simultáneo con registro electromiográfico. Se utilizó el test ANOVA de un factor para comparar los grupos, con un nivel de significación de 0,05. La actividad de los músculos tibial anterior y gastrocnemio medial fue superior en el grupo de pie pronador que en los grupos de pie supinador y neutro, durante la fase de contacto del talón en la marcha ($p = 0,001$). El grupo de pie supinador reflejó una activación mayor del músculo peroneo largo que el resto de grupos ($p = 0,001$). No se observaron diferencias significativas en los 4 músculos restantes ($p > 0,05$). Durante la fase de apoyo medio, el grupo de pie supinador reflejó una mayor actividad del peroneo largo en comparación con los demás grupos, mientras que el grupo de pie pronador reflejó mayor actividad muscular del glúteo medio que los demás grupos ($p = 0,001$). Se produjo una diferencia significativa entre los grupos de pie pronador y de pie neutro, respecto al oblicuo externo ($p = 0,001$). De acuerdo con los resultados de este estudio, los cambios del funcionamiento muscular de los grupos de pie pronador y supinador fueron más notorios que en el grupo de pie neutro.

© 2015 Consell Català de l'Esport. Generalitat de Catalunya. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: khodaveisi.hamideh@yahoo.com (H. Khodaveisi).

KEYWORDS

Lower limb muscles;
Gait;
Normal foot;
Pronated foot;
Supinated foot

Comparison of selected muscular activity of trunk and lower extremities in young women's walking on supinated, pronated and normal foot

Abstract Changes in anatomical structure of the foot reduce the foot ability for normal performance. This study aimed to compare selected muscles of trunk and lower extremities during walking in individuals with different foot types. Forty-five female students were categorized into three groups depending on their foot structures namely, pronated, supinated and normal feet. Foot types defined by foot posture index and X-ray under the specialist physician. Electromyography activities were recorded from muscles of tibialis anterior, peroneus longus, medial gastrocnemius, biceps femoris, gluteus medius, external oblique and erector spinae in three groups while walking in determined path with self-selected gait speed. Each effort simultaneous with electromyography registration was recorded with camera. One-way ANOVA test was used to compare the groups at significance level of 0.05. The activity of muscle of tibialis anterior and medial gastrocnemius was greater in pronated foot group than that in supinated and normal groups during heel contact phase of gait ($P = .001$). Supinated foot group exhibited a greater peroneus longus activation than the other groups ($P = .001$). No significant differences were observed for remaining four muscles ($P > .05$). During midstance phase, peroneus longus, supinated foot group exhibited a greater activity compared to other groups while pronated foot group exhibited a greater muscle activity for gluteus medius than others ($P = .001$). There was a significant difference between normal and pronated foot groups for external oblique ($P = .001$). Regarding the findings of this study, the muscular performance changes in pronated and supinated foot groups are more noticeable than that in normal foot type.

© 2015 Consell Català de l'Esport. Generalitat de Catalunya. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

Introducción

En la marcha el pie ejerce la acción de amortiguación de las fuerzas de apoyo con el suelo, equilibrio, y adaptación a la superficie del terreno y transmisión de fuerzas de manera eficiente, que se obtienen a través de actividades recíprocas de las articulaciones del pie¹.

Durante la marcha se producen movimientos importantes en las articulaciones talocrural, subastragalina, astragaloescafoidea, calcaneocuboidea y escafo-cuboidea². Estudios recientes señalan diferencias peculiares y de gran complejidad en los movimientos del tarso que se pueden resumir en los movimientos de pronación y supinación. La pronación se produce en la fase de apoyo medio, que ayuda a aumentar el movimiento disponible del antepié, absorbe el impacto y se adapta al terreno. Al final de la fase de apoyo, la supinación del pie aumenta y produce una reducción del movimiento disponible del antepié, con la consiguiente inestabilidad de la parte delantera³.

La biomecánica antinatural del pie reduce su capacidad de funcionamiento normal³. El pie en pronación es una de las consultas más frecuentes que los pacientes refieren a traumatólogos y médicos del deporte, como se ha visto entre una amplia gama de deformidades, como la reducción de la altura del arco longitudinal medial, la rotación externa del talón y la abducción del antepié⁴. Por lo general se cree que el pie en pronación actúa como facilitador ejerciendo daños de sobreentrenamiento y afecciones patológicas como la fascitis plantar, acortamiento del tendón de Aquiles, fractura de estrés, calambres en la pierna y dolor en el talón, rodilla y espalda⁵.

La rotación interna concomitante del talón con el arco longitudinal medial del pie se denomina pie en supinación, afecta a personas con esta deformidad estructural y contribuye a una amplia gama de deformidades de las extremidades inferiores, como la abducción del antepié, dedos a modo de horquilla, rodilla vara y otros síntomas⁶. Durante la marcha, el tiempo y el área de contacto con el suelo son menores y tienen una absorción de impactos débil a causa del bloqueo de la articulación mediotarsiana⁷. El pie en pronación y el pie en supinación constituyen anomalías que contribuyen a deficiencias estructurales y de comportamiento, al estar de pie y al caminar con cambios en las extremidades inferiores, la zona lumbopélvica y los músculos de las extremidades inferiores⁸. A diferencia de las alteraciones del rendimiento muscular proximal, es efectiva en el rendimiento muscular distal⁹. Una excesiva pronación y supinación de la articulación subastragalina puede cambiar la posición de la cadera, la pelvis, el tronco y las extremidades superiores⁸. Una excesiva pronación es concomitante con la rotación de la tibia interna, el fémur¹⁰ y la rodilla valga^{11,12}, y la inclinación anterior de la pelvis^{13,14}. La supinación del pie se acompaña de la rotación externa de la tibia¹⁵, en consecuencia el fémur gira en la misma dirección que la tibia, y el ángulo del cuello femoral influye en la posición y el ángulo de la rodilla. Por tanto, el pie en supinación puede contribuir a una disfunción de las extremidades inferiores. Es lógico suponer que la actividad de la cadena cercana del miembro inferior puede alterar la alineación mecánica y la función dinámica de la articulación proximal. Hansen¹⁵ observó que una sobrecarga del músculo tibial posterior es una característica manifiesta de los suje-

tos con el pie en supinación. Este músculo invierte y gira internamente el pie en relación con la pierna, y estas acciones se ven facilitadas por la debilidad o la parálisis completa del peroneo lateral corto. Cuando esto ocurre, el tibial posterior se vuelve un rotador externo de la tibia en relación con el pie.

Una revisión de estudios cinemáticos que compara la realización del movimiento en la marcha de individuos con pie neutro y en pronación muestra que en individuos con pie en pronación, a causa de la situación de la rotación externa del talón y del colapso del arco longitudinal interno, la articulación subastragalina permanece en posición de pronación al final de la fase de apoyo; por tanto, reduce la estabilidad de los huesos del pie y el pie se enfrenta a la falta de fuerza para avanzar en la fase de despegue^{16,17}. Por otra parte, la elongación de la eversión del talón^{16,17} y el aumento de la rotación interna de la tibia en respuesta a la carga¹⁸ pueden perturbar el funcionamiento principal de la estructura musculoesquelética del pie como fuerza absorbente.

Las malformaciones del pie producen determinados cambios en el movimiento de las extremidades inferiores y en algunos casos aumenta el riesgo de lesión. La relación entre malformaciones del pie y riesgo creciente de lesión de las extremidades inferiores puede originarse a partir de la actividad irregular de los músculos. Por ejemplo, se ha reportado que los individuos con pie plano mostraron un aumento o una disminución de la actividad de los miembros inferiores como compensación de un reflejo neuromuscular para reducir la sobrecarga resultante de la malformación del pie durante la marcha^{4,17}.

Mediante electromiografía, Murley et al.⁴ mostraron que el grupo en pronación ejerce un porcentaje superior de amplitud máxima EMG en el tibial anterior en contacto con el suelo y el tibial posterior en el apoyo medio que en el grupo neutro. Además, se ha descrito que el grupo del peroneo largo tiene menor actividad EMG en la fase de apoyo. Aunque algunos estudios no hacen ninguna referencia a esta diferencia¹⁹. Se sabe que durante la marcha los músculos del tronco juegan distintos papeles relacionados con el control del movimiento entre el tronco y la pelvis²⁰, que tienen gran importancia en la disminución del movimiento vertical del cuerpo y la absorción de impactos²¹. Algunos músculos superficiales, como el erector de la columna, están relacionados con los músculos que actúan sobre el pie y la cadera^{22,23} y podrían estar influenciados por cambios de tensión miofascial²⁴; se podría esperar que, como resultado de un desequilibrio, la deformidad de su patrón de activación afectara a los músculos de las extremidades superiores²⁵.

Por tanto, es preciso estudiar la respuesta fisiológica y determinada actividad muscular del tronco y de las extremidades inferiores en diferentes posiciones del pie en marcha, que dan lugar a elucidar el mecanismo de incidencia y prevención de lesiones.

En cuanto a la estructura anatómica del pie, la posición y la disminución del funcionamiento del pie debido a estructuras anormales y a limitaciones de estudios anteriores sobre músculos, es muy importante entender la actividad muscular durante la marcha del pie en supinación y en pronación, en comparación con el pie neutro. Por lo tanto, este estudio tiene como objetivo comparar la actividad de determinados músculos del tronco y de las extremidades infe-

riores en la marcha de mujeres jóvenes con pie en supinación, pronación y neutro.

Material y método

Participantes

Se trata de un estudio semiexperimental que se incluye en la investigación comparativa. Cuarenta y cinco estudiantes mujeres de 18 a 25 años fueron clasificadas en 3 grupos de 15 miembros: de pie neutro, en pronación y en supinación. Las personas con síntomas traumatológicos, lesiones musculoesqueléticas, dolor articular crónico o con algún tipo de patología neurovascular o cardíaca fueron excluidas del estudio. Los sujetos no tenían ninguna experiencia en el uso de calzado ortopédico, y no utilizaban ayudas para caminar. Antes de la prueba, todos los sujetos firmaron el formulario del consentimiento informado para participar en el estudio. Esta investigación fue aprobada por el Comité de Ética de la Hamadan Medical Science University y los formularios de consentimiento fueron aprobados por su comité.

Medición del pie

Para determinar la estructura exacta del pie se utilizaron rayos X de perfil completo y semiperfil con carga y flexión de rodilla. La confirmación final de la estructura del pie se llevó a cabo mediante rayos X por un médico traumatólogo según el índice postural del pie (IPP). Para determinar la estructura del pie y la severidad de la anormalidad del IPP, los sujetos estuvieron en posición de pies paralelos y abiertos a la anchura de los hombros. Se pidió a los sujetos que repartieran su peso entre los 2 pies por igual. Luego, el investigador observó 6 índices de interés de la visión posterior de la siguiente manera: palpación de la cabeza del astrágalo, curvatura supra e inframaleolar, posición calcánea planofrontal, prominencia de la región de la articulación astragaloescafoidea, congruencia del arco longitudinal medial y abducción/aducción del antepié en el retropié. Al finalizar la valoración y clasificación de los 6 índices, se sumaron las puntuaciones. La puntuación sumada por cada evaluador se sitúa en -12 (sobresupinación) y en 12 (sobreprominación). Los que tienen un IPP de 1 a 7 se sitúan en el grupo de pie neutro, los de puntuación de +8 a +10 en el grupo de pie en pronación y los de una puntuación entre +11 y +12 se hallan en el grupo de sobreprominación. Si el índice es de 0 a -3, o -4 a -12, el sujeto pertenece al grupo de pie en supinación o sobresupinación, respectivamente²⁶. Las mediciones del IPP han mostrado una buena validez²⁷.

Instrumento

Se realizó electromiografía de superficie de los músculos con un dispositivo de 16 canales. Se analizó un pie de cada sujeto. La señal EMG se obtuvo del tibial anterior, del peroneo lateral largo, del gastrocnemio medial, del bíceps femoral, del glúteo medio, del oblicuo externo, del erector de la columna utilizando un sistema de 16 canales de Myon (modelo Myon M320) a una frecuencia de muestreo de 1.200 Hz. Se utilizaron electrodos dipolares tipo H124SG-Covidien

impregnados de gel gelatinoso. Los electrodos tenían unas dimensiones de 24 mm, y la distancia interna entre electrodos era de 20 mm. Se preparó la piel (afeitado y retirada del pelo con algodón impregnado de alcohol) según el protocolo SENIAM²⁸. Para determinar el tiempo de contacto del talón y apoyo medio se utilizaron 6 cámaras (Vicon T40-S) a 120 Hz. Se colocaron marcadores en los siguientes puntos: cabeza del primer metatarsiano (izquierdo, derecho), cabeza del quinto metatarsiano (izquierdo, derecho), talón (izquierdo, derecho) y cabeza del dedo pulgar del pie (izquierdo, derecho).

Para analizar los datos electromiográficos durante la marcha fue preciso determinar el tiempo de contacto del talón con el suelo y el apoyo medio, y se utilizó una cámara en posición vertical. La menor cantidad de datos de la cámara en el talón del pie derecho durante la marcha se consideró como tiempo de contacto del talón con el suelo y apoyo medio cuando la marca del dedo del pie izquierdo se despegaba del suelo y la persona se mantenía sobre el pie derecho.

Se pidió a los sujetos que hicieran un recorrido de 10 m durante 2 min a la velocidad seleccionada antes de la prueba. Para evitar los efectos de la velocidad sobre los parámetros del EMG, se controló la velocidad con un cronómetro. En cada recorrido, los datos fueron recogidos durante 10 s. Para reducir al mínimo el porcentaje de error, los datos en bruto se pasaron por un filtro pasa banda (10-450 Hz)²⁹. Durante el procesamiento de señales de electromiografía, para proporcionar la comparación entre los diferentes músculos y los diferentes sujetos se llevó a cabo una contracción isométrica máxima voluntaria (CIMV) de acuerdo con el protocolo de Perotto. Para normalizar las señales de electromiografía de superficie máxima se evaluaron en cada maniobra CIMV y se estimaron 5 s para cada músculo³⁰. La media cuadrática (RMS) durante la marcha se normalizó como porcentaje de la CIMV (% CIMV).

Método estadístico

Para el análisis de datos se utilizó estadística descriptiva y los datos se expresaron como media y desviación estándar.

Tabla 1 Características de los sujetos (media \pm desviación estándar)

Variable	Grupos		
	Normal	Pronación	Supinación
Edad (años)	22,1 \pm 1,9	23,2 \pm 3,7	22,2 \pm 2,8
Estatura (cm)	169,3 \pm 6,2	165,6 \pm 5,2	167,6 \pm 4,1
Peso (kg)	67,4 \pm 5,1	68,4 \pm 4,9	65,4 \pm 5,2
IMC	20,2 \pm 1,5	21,8 \pm 1,9	20,5 \pm 1,6
IPP*	+4,1 \pm 1,7	+9,6 \pm 1,1	-2,3 \pm 1,4

IMC: índice de masa corporal; IPP: índice postural del pie. El signo (*) muestra la diferencia entre grupos de pie en pronación, supinación y neutro

Para determinar la normalidad de la distribución de las variables se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov, y para comparar los grupos de la información relacionada con las variables independientes se usó ANOVA de una vía, y se utilizó el nivel de significación de 0,05. Para determinar las diferencias significativas entre músculos se utilizó la prueba *post hoc* de Tukey.

Resultados

Las características de los sujetos se muestran en la tabla 1. Los sujetos de todos los grupos fueron similares en edad, índice de masa corporal, estatura y peso, no presentando diferencias significativas en ninguna de estas características, excepto en la medición y posición del índice del pie.

Las comparaciones de la actividad de los músculos seleccionados entre los grupos de pie neutro, en supinación y pronación durante la fase de contacto del talón en la marcha se presentan en la tabla 2. En el tibial anterior, el grupo de pie en pronación mostró una actividad muscular mayor que la de los grupos de pie neutro y en supinación

Tabla 2 Media \pm desviación estándar de la actividad muscular implicada en distintas posiciones del pie en la fase de contacto del talón durante la marcha (%EMG_{CIMV})

Músculos	Grupos			p	F
	Normal	Pronación	Supinación		
Tibial anterior	3,35 \pm 10,89*	6,94 \pm 18,65†*	6,29 \pm 10,62†	0,001	8,77
Peroneo largo	1,49 \pm 5,20	1,75 \pm 3,82†	4,78 \pm 13,00†	0,001	39,04
Gastrocnemio medial	0,79 \pm 3,99*	1,75 \pm 6,51†*	1,73 \pm 4,71†	0,001	11,31
Bíceps femoral	1,80 \pm 7,84	3,53 \pm 9,24	2,20 \pm 7,44	0,155	1,95
Glúteo medial	1,89 \pm 6,28	3,58 \pm 7,70	2,37 \pm 8,48	0,091	2,54
Oblicuo externo	2,92 \pm 6,41	3,66 \pm 7,52	4,48 \pm 8,36	0,666	1,02
Erector de la columna	2,21 \pm 8,83	3,87 \pm 7,29	3,98 \pm 9,62	0,183	1,76

p representa el valor de probabilidad; F significa test de estadística F.

* Nivel de significación normal y grupo de pie en pronación, nivel de significación para el grupo de pie neutro y en supinación.

† Nivel de significación para el grupo de pronación y supinación (p < 0,05).

Tabla 3 Media \pm desviación estándar de la actividad muscular implicada en las distintas posiciones del pie en la fase de apoyo medio durante la marcha (%EMG_{CIMV}).

Músculos	Grupos			p	F
	Normal	Pronación	Supinación		
Tibial anterior	1,13 \pm 4,12	3,81 \pm 6,34	3,18 \pm 6,05	0,114	2,288
Peroneo largo	1,37 \pm 5,12	1,43 \pm 3,24 [†]	2,43 \pm 15,54 [†]	0,001	187,98
Gastrocnemio medial	2,72 \pm 8,34*	3,61 \pm 11,93* [†]	1,61 \pm 7,33 [†]	0,001	11,355
Bíceps femoral	2,30 \pm 5,64	1,45 \pm 6,55	0,96 \pm 5,82	0,297	1,249
Glúteo medio	1,51 \pm 7,43	1,34 \pm 7,96	1,47 \pm 8,71	0,061	2,993
Oblicuo externo	6,25 \pm 9,82*	2,18 \pm 14,54*	5,20 \pm 10,43	0,022	4,162
Erector de la columna	2,21 \pm 5,75	2,51 \pm 6,78	2,26 \pm 4,74	0,068	2,86

p representa el valor de probabilidad; F significa test de estadística F.

* Nivel de significación normal para el grupo de pie neutro y en pronación, nivel de significación para el grupo de pie neutro y en supinación.

† Nivel de significación para el grupo en pronación y en supinación ($p < 0,05$).

($p = 0,001$). Hubo una conducta muscular similar en la activación del gastrocnemio medial y del tibial anterior ($p = 0,001$). Hubo una actividad significativamente mayor del peroneo lateral largo en el grupo muscular de pie en supinación que en los grupos de pie neutro y en pronación ($p = 0,001$). No se observaron diferencias significativas en los 4 músculos restantes ($p > 0,05$).

La tabla 3 muestra las medias y desviaciones estándar (DE) de la activación de los músculos seleccionados durante la fase de apoyo medio en la marcha entre los 3 grupos de estudio. Un ANOVA de una vía seguido de la prueba de Tukey indicó que no hubo diferencias significativas entre los grupos de estudio en el tibial anterior, el bíceps femoral, el glúteo medio y la activación del erector de la columna durante la fase de apoyo medio ($p > 0,05$). El grupo de pie en supinación mostró una mayor actividad electromiográfica en el peroneo lateral largo, en comparación con los grupos de pie neutro y en pronación ($p = 0,001$). Se observó una diferencia significativa entre los grupos de pie neutro y en pronación en el oblicuo externo ($p = 0,001$). En el glúteo medio, el grupo de pie en pronación mostró una actividad muscular mayor que la de los grupos de pie neutro y en supinación ($p = 0,001$).

Discusión

Este estudio tuvo como objetivo explorar el efecto de la actividad electromiográfica de determinados músculos de las extremidades inferiores durante la marcha de mujeres jóvenes con distintos tipos de pie. Los resultados mostraron que la actividad muscular del tibial anterior en el contacto con el talón en el grupo de pie en pronación fue significativamente mayor que la del grupo de pie neutro, pero no se observó ninguna diferencia significativa en la fase de apoyo medio en los 3 grupos. Estos resultados coinciden con las observaciones de Murley et al.⁴, en que la mayor activación del músculo tibial anterior en el grupo de pie en pronación se produce durante esta misma fase de la marcha. Ellos

atribuyeron este hallazgo del pie en pronación a la posibilidad que el tibial anterior en la fase de contacto con el talón tiene una mayor actividad para controlar la flexión plantar y desacelerar la flexión plantar de la articulación del tobillo y resistir la pronación del pie. En otras palabras, el tibial anterior aumenta su actividad y sigue la acción para sustentar la inversión del retropié para distribuir el peso en el extremo lateral del pie en lugar del borde medial. Por otro lado, se ha informado que el pie en supinación está asociado a un peroneo lateral corto y a un tendón del tibial anterior y del tibial posterior débil¹⁵, por lo tanto pueden conducir a un mecanismo compensatorio y a cambios en el nivel de la actividad del tibial anterior.

Los resultados de este estudio sobre la actividad muscular del peroneo lateral largo mostraron que, en el grupo de pie en pronación, esta fue significativamente menor que en los grupos neutro y de pie en supinación, en la fase de contacto del talón con el suelo y de apoyo medio durante la marcha. Estos resultados muestran que el músculo peroneo lateral largo del grupo de pie en pronación tenía menos actividad en el contacto de talón y apoyo medio que el grupo de pie neutro y el del pie en supinación. Estas diferencias de funcionamiento entre los pies probablemente muestran una menor actividad del músculo peroneo largo del pie en pronación para efectuar un mecanismo compensatorio que evite una mayor presión sobre el arco interno⁴. Además, una mayor actividad del músculo peroneo largo en el grupo de pie en supinación que en el grupo de pie en pronación se produce como reacción a la supinación en la articulación subastragalina en este grupo.

No hubo diferencias significativas entre los 3 grupos de músculos, bíceps femoral, glúteo medio y erector de la columna. Ello muestra que la actividad muscular del bíceps femoral, oblicuo externo y erector de la columna no está influida por la estructura del pie en las fases de contacto del talón con el suelo y de apoyo medio durante la marcha. Como el cambio de la estructura del retropié no modifica la actividad de este músculo, no parece probable que estos músculos sean importantes en la inversión o eversión del

pie en los grupos de pies en pronación y supinación, en comparación con el grupo de pie neutro. Al parecer no existe ningún estudio que haya evaluado directamente los efectos del tipo de pie sobre los músculos antes citados. No obstante ello, algunos estudios muestran que la debilidad del glúteo medio como abductor de la cadera puede ser la causa de determinadas lesiones que se atribuyen a la excesiva pronación subtalar. Durante el impacto del talón al correr o caminar, el glúteo medio debe contraerse para mantener una buena posición de la cadera, fémur, rodilla, tibia y pie. Si existe debilidad de los músculos del glúteo, la cadera efectuará un movimiento de abducción, causando un giro hacia el interior del fémur, rodilla y tibia. Esta rotación excesiva de la pierna hacia el interior provoca un aumento de la pronación del pie. Los músculos del pie que controlan la pronación no son suficientemente fuertes para contrarrestar estas fuerzas de la cadera y la parte inferior de la pierna. El resultado es una pronación excesiva y posibles lesiones. Está demostrado que las mujeres tienen una mayor aducción de la cadera durante las maniobras deportivas, lo que produce una mayor abducción de la rodilla y una mayor carga de LCA. Por ejemplo, un estudio anterior realizado por Hart et al.³¹ mostró diferencias entre sexos en la actividad del glúteo medio. Analizaron a 8 deportistas hombres y a 8 mujeres de primera división de fútbol que realizaron un salto monopodal hacia delante. Se registró electromiograma de superficie del glúteo medio, además de los músculos isquiotibiales, cuádriceps y gastrocnemio, cuyos resultados mostraron que el promedio de la actividad del glúteo medio fue significativamente mayor en los hombres en comparación con las mujeres. No hubo diferencias significativas entre los sexos en ninguno de los otros músculos examinados³¹. Posiblemente esta diferencia de género existente no mostró una activación del glúteo medio significativa al andar entre los grupos con distintos tipos de pie de nuestro estudio.

El aumento de la actividad muscular del gastrocnemio medial durante la marcha se ha reportado como un mecanismo de compensación relacionado con las molestias mecánicas de la articulación³². El gastrocnemio medial produce una flexión plantar y el impulso de inversión del tobillo e impide la pronación excesiva del tobillo como fijador dinámico³³. Cuando la articulación subastragalina sufre un sobreesfuerzo, aumenta el funcionamiento del gastrocnemio medial³⁴.

La actividad electromiográfica del músculo oblicuo externo del pie en pronación fue mayor que la del grupo de pie neutro. Debido a la falta de estudios que comparen el músculo oblicuo externo en individuos con diferentes estructuras de pie, no pudimos obtener una comparación. Como el pie en pronación es una combinación de un retropié valgo y un antepié varo, la pronación de la articulación subastragalina produce un caso de inclinación anterior pélvica, ocasionando más presión y estrés, en tanto que altera la capacidad de los músculos responsables de la estabilidad de la pelvis y aumenta la presión patológica al sostener los tejidos la articulación sacroilíaca. Como el músculo oblicuo externo es el mayor músculo del abdomen que controla la rotación de la pelvis hacia delante, en caso de estabilidad de la columna vertebral, aumenta la actividad del músculo externo; por tanto, para compensar esta deficiencia, este

músculo postural se ve forzado a ejercer más actividad para compensar el desequilibrio³⁵. Además, el punto fuerte de este estudio consistió en considerar el posible papel de los músculos del tronco, así como el de los músculos de las extremidades inferiores en mujeres con pie neutro, en pronación y supinación durante la marcha. Como se ha dicho anteriormente, hay evidencia que muestra que las mujeres tienen una mayor aducción de la cadera en las maniobras deportivas, hecho que produce lesiones de la rodilla. Además, está documentado que las deformidades del pie pueden alterar la alineación mecánica y, consecuentemente, la función dinámica de la articulación proximal, y afectar el patrón de la marcha. Por tanto, fue preciso evaluar el efecto de los músculos del glúteo y del tronco durante la marcha. Nuestros resultados revelaron que los músculos del glúteo y del tronco de las mujeres con distintos tipos de pie que participaron en nuestro estudio no se alteraron significativamente durante las fases de apoyo y contacto del talón durante la marcha. De acuerdo con estos resultados, la función muscular del miembro inferior se vio afectada por el tipo de pie; por tanto, sugerimos un programa de ejercicios de rehabilitación para mejorar la fuerza muscular de los miembros inferiores relacionados con las deformidades del pie. La limitación de este estudio fue que la actividad del inversor del tibial posterior no se determinó por el registro electromiográfico mediante aguja. Los resultados de este estudio pueden ayudar a los expertos en rehabilitación a diseñar programas de ejercicios para personas con una estructura de pie anormal.

Conclusión

Como la pronación y la supinación provocan cambios en las extremidades inferiores y en la zona posterior de la pelvis, efectúan un cambio de funcionamiento de determinados músculos del grupo de pie en pronación y supinación, en comparación con el grupo de pie neutro. El funcionamiento de los músculos depende de la estructura del pie. Esta diferencia de la actividad muscular puede actuar como mecanismo de compensación neuromuscular para reducir el sobrepeso del arco longitudinal interno del pie en individuos de pie en pronación.

Conflicto de intereses

Los autores declaran que no tienen ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Barwick A, Smith J, Chuter V. The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function: A review of the literature. *Foot*. 2012;22:224-31.
2. Lundgren P, Nester C, Liu A, Arndt A, Jones R, Stacoff A, et al. Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking. *Gait Posture*. 2008;28:93-100.
3. Massie D, Haddox A. Influence of lower extremity biomechanics and muscle imbalances on the lumbar spine. *Athl Ther Today*. 1999;3:46-51.

4. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res.* 2009;2:35.
5. Burns J, Keenan AM, Redmond A. Foot type and overuse injury in triathletes. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2005;95:235-41.
6. Manoli A, Graham B. The subtle cavus foot: the under pronator – a review. *Foot Ankle Int.* 2005;26:256-63.
7. Williams DS, Davis IM, Scholz JP, Hamill J, Buchanan TS. High-arched runner's exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait Posture.* 2004;19:263-9.
8. Pinto RZ, Souza TR, Trede RG, Kirkwood RN, Figueiredo EM, Fonseca ST. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Man Ther.* 2008;13:513-9.
9. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, McClay D. Core stability and its relationship to lower extremity function. *J Am Acad Orthop Surg.* 2005;13:316-25.
10. Tiberio D. Effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: A theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987;9:160-5.
11. Tiberio D. Pathomechanics of structural foot deformities. *J Phys Ther.* 1988;68:1840-9.
12. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis IS. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:448-56.
13. Bird AR, Payne CB. Foot function and low back pain. *Foot.* 1999;9:175-80.
14. Theodoros N, Dimitris M, Efstathios C, Spyros A. EMG activation of trunk and upper limb muscles following experimentally-induced overpronation and oversupination of the feet in quiet standing. *Gait Posture.* 2013:190-4.
15. Hansen ST. The cavovarus/supinated foot deformity and external tibia torsion: The role of the posterior tibia tendon. *Foot Ankle Clin.* 2008;13:325-8.
16. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomech.* 2004;19:391-7.
17. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: A critical review of current methods. *Gait Posture.* 2004;15:282-91.
18. Dorsey S, Williams IS, McClay JH, Thomas S, Buchanan. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *J Appl Biomech.* 2001;17:153-63.
19. Keenan MA, Peabody TD, Gronley JK, Perry J. Valgus deformities of the feet and characteristics of gait in patients who have rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am.* 1991;73:237-47.
20. Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function.* New Jersey: Thorofare, SLACK Inc.; 1992. p. 136-7.
21. Smeathers J. Shocking news about discs. *Curr Orthop.* 1994;8:45-8.
22. Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoeckart R, van Wingerden JP, Snijders CJ. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine.* 1995;1:753-8.
23. Stecco A, Macchi V, Masiero S, Porzionato A, Tiengo C, Stecco C. Pectoral and femoral fasciae: Common aspects and regional specializations. *Surg Radiol Anat.* 2009;31:35-42.
24. Myers TW. *Anatomy trains. Myofascial meridians for manual and movement therapists.* London: Churchill Livingstone; 2001.
25. Janda V. *Muscle function testing.* London: Butterworths; 1983.
26. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier AR. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the foot posture index. *Clin Biomech.* 2006;21:89-98.
27. Evans Angela M, Rome K, Peet L. The foot posture index, ankle lunge test, Beighton scale and the lower limb assessment score in healthy children: A reliability study. *J Foot Ankle Res.* 2012;5:1.
28. Hermens DH, Feriks B. Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscle (SENIAM); 2005.
29. De Luca CJ, Donald Gilmore L, Mikhail K, Serge HR. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *J Biomech.* 2010;43:1573-9.
30. Perotto AO, Delagi EF, Lazzetti J, Morrison D. *Anatomical Guide for the Electromyographer: The Limbs and Trunks.* 3rd ed. Springfield, IL: Charles C. Thomas; 1994.
31. Hart JM, Garrison JC, Kerrigan DC, Palmieri-Smith R, Ingersoll CD. Gender differences in gluteus medius muscle activity exist in soccer players performing a forward jump. *Res Sports Med.* 2007;15:147-55.
32. Ringleb SI, Kavros SJ, Kotajarvi BR, Hansen DK, Kitaoka HB, Kaufman KR. Changes in gait associated with acute stage II posterior tibial tendon dysfunction. *Gait Posture.* 2007;25:555-64.
33. Simon SR, Mann RA, Hagy JL, Larsen LJ. Role of the posterior calf muscles in normal gait. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60:465-72.
34. Wang R, Gutierrez-Farewik EM. The effect of subtalar inversion/eversion on the dynamic function of the tibialis anterior, soleus, and gastrocnemius during the stance phase of gait. *Gait Posture.* 2011;34:29-35.
35. Dinsdale N. How abnormal foot motion can be a major contributor to lower back and pelvic problems. *SportEX Dyn.* 2009; 19:11-4.