



REVISTA ESPAÑOLA DE PODOLOGÍA

Publicación Oficial del Consejo General de Colegios Oficiales de Podólogos

Artículo Aceptado para su pre-publicación / Article Accepted for pre-publication

Título / Title:

Potenciación del peroneo largo en sujetos con primer radio dorsiflexionado flexible. Resultados preliminares de un ensayo clínico aleatorizado / Peroneus longus potentiation in subjects with flexible dorsiflexed first ray. Preliminary results of a randomized clinical trial

Autores / Authors:

Priscila Távara Vidalón, María José Manfredi Márquez

DOI: [10.20986/revesppod.2024.1683/2023](https://doi.org/10.20986/revesppod.2024.1683/2023)

Instrucciones de citación para el artículo / Citation instructions for the article:

Távara Vidalón Priscila, Manfredi Márquez María José. Potenciación del peroneo largo en sujetos con primer radio dorsiflexionado flexible. Resultados preliminares de un ensayo clínico aleatorizado / Peroneus longus potentiation in subjects with flexible dorsiflexed first ray. Preliminary results of a randomized clinical trial. Rev. Esp. Pod. 2024. doi: 10.20986/revesppod.2024.1683/2023.



Este es un archivo PDF de un manuscrito inédito que ha sido aceptado para su publicación en la Revista Española de Podología. Como un servicio a nuestros clientes estamos proporcionando esta primera versión del manuscrito en estado de pre-publicación. El manuscrito será sometido a la corrección de estilo final, composición y revisión de la prueba resultante antes de que se publique en su forma final. Tenga en cuenta que durante el proceso de producción se pueden dar errores lo que podría afectar el contenido final.



ORIGINAL

Artículo bilingüe español / inglés

Rev Esp Podol. 2024;xx(x):xx-xx

DOI: <http://dx.doi.org/10.20986/revesppod.2024.1683/2023>

Ganador Premio Virginia Novel 2023

Potenciación del peroneo largo en sujetos con primer radio dorsalflexionado flexible. Resultados preliminares de un ensayo clínico aleatorizado

Peroneus longus potentiation in subjects with flexible dorsiflexed first ray. Preliminary results of a randomized clinical trial

Priscila Távora Vidalón¹ y María José Manfredi Márquez²

¹Departamento de Podología. Universidad de Sevilla, España. ²Clínica privada. Alcalá de Guadaíra, Sevilla, España

Palabras clave:

Primer radio, pie, ejercicios, peroneo largo, dorsiflexión, plantarflexión.

Resumen

Objetivos: Comprobar los cambios producidos en las presiones plantares del primer radio tras un programa de ejercicios de fortalecimiento del músculo peroneo largo.

Pacientes y métodos: En 24 sujetos con un primer radio dorsalflexionado flexible, se valoró la dorsiflexión y plantarflexión del primer radio, la extensión de la 1.ª articulación metatarsalángica, la fuerza del peroneo largo, el FPI, y las presiones plantares de la cabeza del primer metatarsiano en dinámica. La muestra se dividió aleatoriamente en dos grupos. El grupo experimental realizó ejercicios para potenciar el peroneo largo con bandas elásticas durante 4 semanas.

Resultados: En el grupo de estudio se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas con un aumento en la plantarflexión del primer radio ($p = 0.016$), una disminución del porcentaje del tiempo de carga de la cabeza del primer metatarsiano ($p = 0.036$) y un aumento en el porcentaje del intervalo de tiempo en el que se produce su presión máxima ($p = 0.008$). Comparando ambos grupos, se encontraron diferencias significativas en la dorsiflexión ($p = 0.022$) y plantarflexión del primer radio ($p = 0.027$) y en el valor máximo de presión de toda la fase de apoyo ($p = 0.031$).

Conclusiones: Los sujetos que realizaron el programa de ejercicios con bandas elásticas para potenciar el peroneo largo tras cuatro semanas presentaron un aumento del rango de movimiento de la plantarflexión del primer radio, de la presión de la cabeza del primer metatarsiano durante la fase de apoyo y de su presión máxima en dinámica.

Keywords:

First ray, foot, exercise, Peroneus Longus, dorsiflexion, plantarflexion.

Abstract

Objectives: To analyze the changes produced in the plantar pressures of the first ray after an exercise program to strengthen the peroneus longus muscle.

Patients and methods: In 24 subjects with a flexible dorsiflexed first ray, the dorsiflexion and plantarflexion of the first ray, the dorsiflexion of the 1st metatarsophalangeal joint, the strength of peroneus longus, the FPI, and the plantar pressures under first metatarsal head were assessed. The sample was randomly divided into two groups. The experimental group performed exercises to strengthen the peroneus longus with elastic bands for 4 weeks.

Results: In the study group, statistically significant differences were obtained with an increase in plantarflexion of the first ray ($p = 0.016$); a percentage decrease in first metatarsal head loading time ($p = 0.036$); and an increase in the percentage of the time interval in which their maximum pressure occurs ($p = 0.008$). Comparing both groups, significant differences were found in dorsiflexion ($p = 0.022$) and plantarflexion of the first ray ($p = 0.027$); and in the maximum pressure value of the entire stance phase ($p = 0.031$).

Conclusion: The subjects who performed the exercise program with elastic bands to strengthen the peroneus longus after four weeks, presented an increase in the plantarflexion of the first ray, in the first metatarsal head pressure during the stance phase and in its maximum pressure in dynamics.

Recibido: 17-12-2023

Aceptado: 18-03-2024



0210-1238 © Los autores. 2024.
Editorial: INSPIRA NETWORK GROUP S.L.
Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC Reconocimiento 4.0 Internacional
(www.creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Correspondencia:

Priscila Távora Vidalón
priscilatavara16@gmail.com

Introducción

El primer radio es una unidad funcional formada por el primer metatarsiano y el hueso cuneiforme medial¹, y tiene un componente importante en la estabilidad y la integridad estructural del pie². En dinámica desempeña un papel fundamental, pues resulta de un equilibrio entre las fuerzas reactivas del suelo y las estructuras de soporte que estabilizan la columna medial del pie³.

En la fase propulsiva de la marcha, el primer radio debe plantarflexionarse para que la primera cabeza metatarsiana presione firmemente sobre el suelo⁴. Este movimiento se debe a la contracción del músculo peroneo largo^{1,5-7} (PL), que trabaja sinérgicamente con el tibial posterior generando una fuerza compresiva que favorece la estabilidad necesaria para comenzar este periodo^{1,7,8}. De este modo, el PL juega un papel significativo en el apoyo y estabilidad del pie en dinámica⁹, y junto con el mecanismo de Windlass, permite que se desarrolle una correcta propulsión^{8,10}.

Gracias a su anatomía, el PL presenta una ventaja mecánica para plantarflexionar el primer radio. Una alteración en su función puede generar que la distancia de su inserción se acerque al plano del suelo, disminuyendo así la estabilidad del pie^{4,11}, y puede generar que el tibial anterior vaya gradualmente elevando al primer radio¹². Esta situación de inestabilidad se define como hiper movilidad del primer radio⁴, la cual implicará cambios biomecánicos en el pie y será responsable de multitud de patologías como metatarsalgias, fracturas de estrés del segundo metatarsiano, hallux abductus valgus (HAV), pie plano y fascitis plantar^{3,13,14}. Además, el hecho de que el primer radio se dorsalflexione disminuirá el rango de movimiento de la 1.ª articulación metatarsofalángica (1.ª AMTF) pudiendo originar el hallux limitus o hallux rigidus¹.

Existen descritos diferentes tipos de tratamientos correctores o compensadores de la inestabilidad o insuficiencia del primer radio, como quirúrgicos y ortopédicos. En teoría, en aquellos casos en los que exista un primer radio dorsalflexionado no estructurado, si se potencia la acción que el PL ejerce sobre el primer radio, la estabilidad y capacidad de carga de este segmento óseo mejorará. El fortalecimiento del músculo se puede mejorar realizando entrenamientos de resistencia o fuerza¹⁵, mediante ejercicios con bandas elásticas¹⁵⁻¹⁸. Esto presenta la ventaja de que el paciente podría desarrollarlo en su domicilio, implica muy bajo riesgo y no tiene ningún tipo de efectos secundarios. El principal inconveniente sería la falta de constancia y adherencia del tratamiento sin la supervisión del clínico.

Según nuestro conocimiento, no existen en la literatura estudios que informen sobre si el fortalecimiento del principal músculo plantarflexor del primer radio, el PL, contribuye a mejorar la estabilidad de este y a restablecer su capacidad de carga en la fase final del apoyo de la marcha. Por ello nos planteamos como objetivo principal de esta investigación determinar si su entrenamiento mediante un programa de ejercicios con bandas elásticas en sujetos con el primer radio dorsalflexionado flexible durante 4 semanas puede mejorar su función, evaluando los cambios producidos tanto en estática como en dinámica.

Pacientes y métodos

Este estudio consiste en un ensayo clínico aleatorizado y controlado, que se llevó a cabo de acuerdo con las recomendaciones CONSORT¹⁹.

Participantes

La muestra de este estudio estuvo constituida por sujetos mayores de edad que acudieron al Área Clínica Podológica de la Universidad de Sevilla, siempre y cuando cumplieran con los criterios de selección y aceptasen participar en el estudio voluntariamente.

Este trabajo se ha llevado a cabo entre los meses de septiembre de 2022 y julio de 2023. El criterio de inclusión fue: individuos que presentasen un primer radio dorsalflexionado flexible²⁰. Los criterios de exclusión fueron: haber experimentado traumatismos que pudiesen afectar a la movilidad del primer radio, cirugía del primer radio, presentar HAV, llevar algún tratamiento ortopédico u ortopodológico y/o haber sufrido enfermedades sistémicas, degenerativas o neuromusculares que afecten a los pies.

Recogida de datos

Exploración clínica

La exploración clínica de todos los sujetos estuvo realizada por una podóloga con más de 10 años de experiencia. En primer lugar, para determinar si los participantes tenían la condición de estudio, es decir, el primer radio dorsalflexionado flexible, se valoró la dorsalflexión/plantarflexión máxima del primer radio. Para ello el sujeto se colocó en una camilla en decúbito supino con el tobillo relajado y la articulación subastragalina en posición neutra. Después, se midió la movilidad del primer radio con un instrumento de medida²⁰ para hallar el rango de movimiento en milímetros de la máxima dorsalflexión, siguiendo el procedimiento ya descrito en otros trabajos de investigación²⁰⁻²². La cabeza del primer metatarsiano fue movida hacia arriba hasta su máximo recorrido en dorsalflexión (Figura 1A) y posteriormente fue movida hacia abajo hasta su máximo recorrido en plantarflexión (Figura 1B). El rango de movimiento se determinó observando en la regla del instrumento cuántos milímetros se desplazó en ambas posiciones.

Los sujetos que cumplieron con los criterios de inclusión determinados fueron aptos para el estudio, y se procedió a la exploración de los demás parámetros. Para ello se elaboró el siguiente protocolo:

- Determinación de la extensión metatarsofalángica: se valoró la primera articulación metatarsofalángica (1.ª AMTF) mediante la exploración con un goniómetro de 2 ramas. Desde la posición neutra se llevó el dedo junto con la rama distal del goniómetro hacia la máxima extensión, permitiendo que el primer radio se plantarflexionase para que el movimiento de extensión se produjese en su totalidad¹.
- Determinación del *Foot Posture Index* (FPI): se valoró el FPI siguiendo el protocolo descrito por Redmond y cols.²³ con el que se obtendría una puntuación por cada pie. Los valores normales se establecen en el rango de 0 a +5.
- Determinación de la fuerza ejercida por el primer metatarsiano: se realizó una exploración muscular específica del PL con un dinamómetro (ActivForce® 2 Digital. Activbody. San Diego CA, USA) para cuantificar la fuerza en newtons. Con el participante en decúbito supino, realizando eversión y flexión plantar del pie, debía presionar la superficie activa del dinamómetro con la cabeza del primer metatarsiano a la vez que el investigador ejercía resistencia.

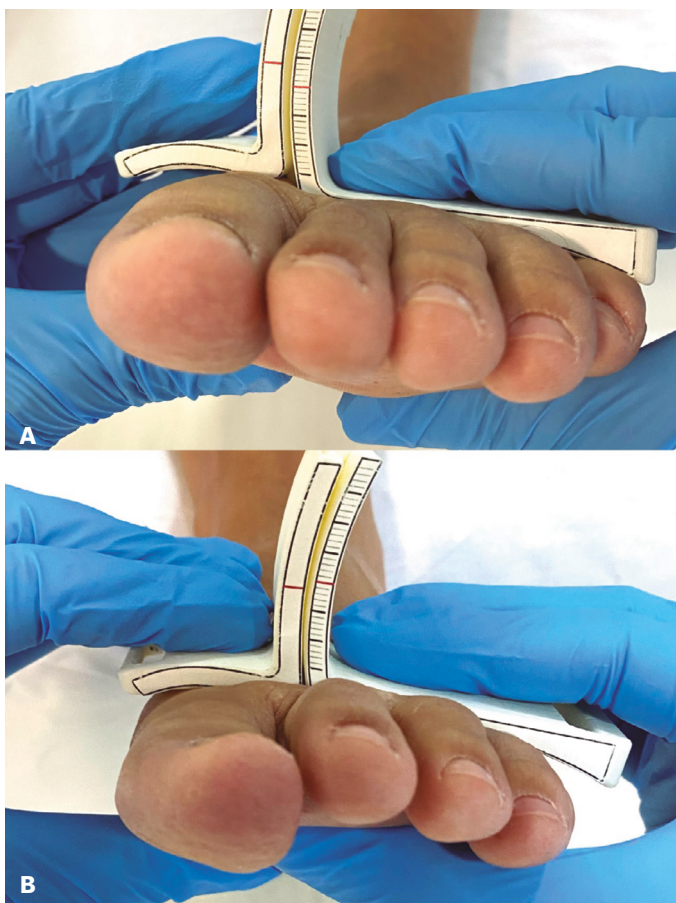


Figura 1. Medición del movimiento del primer radio.

- d) Determinación del apoyo del primer radio en dinámica: se midieron las presiones plantares del primer radio en su máximo apoyo el primer y último día del estudio. Para ello, se utilizó la plataforma de presiones (Footscan® interfase box. Software Materialise Footscan 9. RsScanLab, Ltd. Reino Unido) de 43 cm de ancho por 205 cm de largo. Se realizó un análisis dinámico, en el cual el sujeto se colocó en bipedestación sobre el suelo en línea de avance recto. Se le indicó que diese algunos pasos sobre la plataforma con el fin de que se normalizase su patrón de marcha y luego se procedió a la grabación de las huellas. Le pedimos que realizara varias pisadas hasta obtener cinco pisadas^{24,25} con el pie de estudio. La finalidad de este paso fue registrar y comparar la presión máxima bajo la cabeza del primer metatarsiano. Escogimos 3 huellas, desechando la primera y la última, y accedimos a los datos en tablas Excel proporcionados por la plataforma con la presión (N/cm²) de la cabeza del primer metatarsiano de cada huella. Por cada huella central calculamos las siguientes variables: el valor promedio de la presión de la cabeza del primer metatarsiano durante la fase de apoyo de la marcha (N/cm²); el porcentaje del tiempo de carga de la cabeza del primer metatarsiano durante la fase de apoyo de la marcha; el valor máximo de presión de toda la fase de apoyo (N/cm²); y el porcentaje del intervalo de tiempo en el que se produce

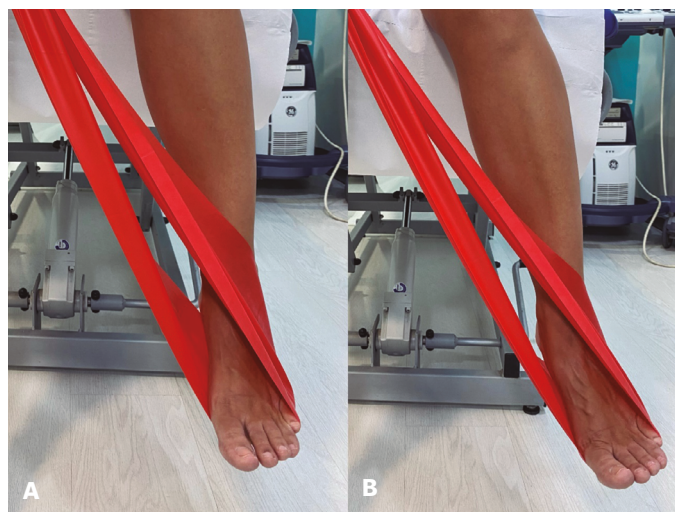


Figura 2. Ejercicio de potenciación de PL.

esta presión máxima durante la fase de apoyo. Luego, con los resultados de las tres huellas realizamos una media, y así obtuvimos un valor por cada una de las 4 variables antes mencionadas.

Formación y de los grupos y aleatorización

La muestra se dividió aleatoriamente en dos grupos: grupo experimental o de estudio y grupo control. El grupo de estudio estuvo formado por sujetos que realizaron el programa de entrenamiento; y el grupo control formado por los sujetos que no realizaron ningún tipo de ejercicio.

Para realizar la aleatorización se utilizó la macro para Excel AleatorMetod.xls, disponible de forma libre en www4.ujaen.es/~mramos/EPIP/AleatorMetod.xls. La aleatorización obtenida se aplicó según el orden de medición de los sujetos en el centro, de forma que al primer sujeto medido se le asignó el número 1, y así sucesivamente.

Programa de entrenamiento del PL

La intervención para los sujetos que formaron parte del grupo experimental consistió en la realización de una serie de ejercicios con bandas elásticas para potenciar el músculo PL, basado en el programa de rehabilitación descrito por Cain y cols.²⁶ en 2020, que consistió en la realización de ejercicios de 3 series de 10 repeticiones, 3 veces por semana durante 4 semanas.

Para realizarlo, el sujeto se colocó en sedestación con las rodillas flexionadas a 90°. Se colocaron la banda en el pie de estudio y sus dos extremos fueron sujetos por una mano para generar una ligera tensión (Figura 2A). A partir de aquí, realizaron el movimiento de eversión del pie con depresión de la cabeza del primer metatarsiano y ligera flexión plantar (Figura 2B).

Durante este periodo, para controlar que los ejercicios se llevasen a cabo, a los participantes del grupo de estudio se les enviaba un mensaje a la semana a través de la aplicación WhatsApp para recordarles que hicieran los ejercicios.

Análisis de datos

El análisis estadístico de los datos se llevó a cabo mediante el programa IBM® SPSS® Statistics (IBM, Armonk, NY, EE. UU.) en su versión más actual. Como datos descriptivos se proporcionaron la frecuencia absoluta (N), frecuencia relativa (%), los valores medios, desviación estándar, mediana y rango intercuartílico. Se emplearon pruebas de normalidad que determinaron si los datos seguían una distribución normal o no, y para saber si las comparaciones deberían realizarse mediante pruebas paramétricas (prueba t de Student para muestras independientes para las comparaciones inter-grupos, y t de Student para muestras relacionadas para las comparaciones pre-post intra-grupo) o no paramétricas (prueba U de Mann-Whitney para las comparaciones inter-grupos, y prueba de Wilcoxon para las comparaciones pre-post intra-grupo). Se utilizó la prueba de la Chi cuadrado para las comparaciones de variables categóricas en el análisis exploratorio previo. Todo valor de *p* menor que 0.05 fue considerado significativo. Para determinar la magnitud de las diferencias estadísticamente significativas, se calculó el tamaño del efecto. Este se obtuvo con la *d* de Cohen. El tamaño del efecto se consideró bajo cuando fue menor o igual a 0.2, moderado cuando fue de 0.3 a 0.8, y grande cuando fue superior a 0.8²⁷.

Resultados

La muestra para este estudio estuvo constituida por 32 pies de 24 sujetos: 16 formaron parte del grupo de estudio y 16 formaron parte del grupo control. Se incluyeron 21 pies izquierdos y 11 pies

derechos. La distribución por lateralidad entre los dos grupos no presentó diferencias significativas ($p = 0.063$). En el grupo de estudio 9 fueron hombres y 7 mujeres. En el grupo control 8 fueron hombres y 8 fueron mujeres. La distribución por sexo no fue estadísticamente significativa entre los dos grupos ($p = 0.956$). La edad en el grupo de estudio fue de 23.44 ± 1.15 años (rango 21-25) y en el grupo control fue de 23.56 ± 1.63 años (rango 21-27) ($p = 0.956$). El IMC en el grupo de estudio fue de 22.44 ± 2.89 (normopeso) y en el grupo control de 23.52 ± 2.81 (normopeso) ($p = 0.293$).

La fiabilidad intraobservador se determinó en un estudio previo²⁸ en el que la investigadora principal (PTV) midió la dorsiflexión y plantarflexión del primer radio, utilizando el instrumento de medida dos veces a 24 sujetos con un periodo de separación entre 10 y 30 días cada una. Se calculó el coeficiente de correlación intraclass (modelo mixto de dos factores) y los resultados sugirieron que la reproducibilidad del procedimiento de medición fue buena²⁹ (CCI = 0.885 en la dorsiflexión; CCI = 0.884 en la plantarflexión).

La dorsiflexión y plantarflexión del primer radio, el movimiento total de extensión metatarsofalángica, el FPI y la fuerza del PL medida con el dinamómetro en ambos grupos se muestran en la Tabla I. Comparamos las variables del inicio y final del estudio dentro de cada grupo. En el grupo de estudio se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en la plantarflexión del primer radio ($p = 0.016$) en la que observamos un aumento en el rango de movimiento de 3.81 mm a 4.50 mm. En el grupo control se obtuvieron diferencias significativas en la extensión metatarsofalángica en la que el valor aumentó de 47.81° a 53.44° ($p = 0.001$).

Tabla I. Desplazamiento del primer radio en el plano sagital (mm), movimiento de extensión de la 1.ª AMTF (°), FPI y fuerza del peroneo largo (N) en ambos grupos de estudio.

Grupo estudio	Pre	Post	Valor p	d Cohen
Dorsiflexión del primer radio	7.13 ± 0.95	7.13 ± 1.02	1.00	-
Plantarflexión del primer radio	3.81 ± 0.83	4.50 ± 0.96	0.016	0.76
Extensión 1.ª AMTF	50.63 ± 12.89	53.13 ± 12.23	0.333	-
FPI	4.88 ± 2.68	4.38 ± 3.26	0.309	-
Fuerza máxima PL	75.61 ± 14.87	71.28 ± 11.54	0.650	-
Fuerza media PL	63.35 ± 13.25	59.10 ± 9.19	0.096	-
Grupo control	Pre	Post	Valor p	d Cohen
Dorsiflexión del primer radio	5.87 ± 1.02	6.13 ± 1.20	0.271	-
Plantarflexión del primer radio	3.38 ± 1.08	3.63 ± 1.14	0.300	-
Extensión 1.ª AMTF	47.81 ± 12.64	53.44 ± 12.34	0.001	0.45
FPI	4.13 ± 3.42	4.56 ± 2.87	0.312	-
Fuerza máxima PL	67.84 ± 15.24	69.93 ± 10.25	0.910	-
Fuerza media PL	55.53 ± 11.77	57.62 ± 7.46	0.611	-

AMTF: articulación metatarsofalángica. FPI: foot posture index. PL: peroneo largo.

Tabla II. Presión de la cabeza del primer metatarsiano durante la fase de apoyo (N/cm²), tiempo de carga de la cabeza del primer metatarsiano durante la fase de apoyo (%), valor máximo de presión de toda la fase de apoyo (N/cm²), intervalo de tiempo en el que se produce la presión máxima durante la fase de apoyo (%).

Grupo estudio	Pre	Post	Valor p	d Cohen
Presión en fase de apoyo	7.64 ± 3.70	11.55 ± 7.16	0.061	-
Tiempo de carga fase de apoyo	79.24 ± 5.51	76.30 ± 5.57	0.036	0.53
Presión máxima fase de apoyo	22.07 ± 13.18	31.32 ± 17.09	0.070	-
Tiempo de presión máxima	77.96 ± 4.64	79.76 ± 3.99	0.008	0.41
Grupo control	Pre	Post	Valor p	d Cohen
Presión en fase de apoyo	11.12 ± 4.88	7.76 ± 2.32	0.010	0.87
Tiempo de carga fase de apoyo	77.36 ± 4.87	75.81 ± 4.51	0.181	-
Presión máxima fase de apoyo	30.00 ± 15.32	21.01 ± 6.31	0.011	0.76
Tiempo presión máxima	77.87 ± 4.56	77.77 ± 4.06	0.895	-

Las variables relacionadas con el estudio de la plataforma de presiones se muestran en la Tabla II. Comparamos las variables del inicio y final del estudio dentro de cada grupo. En el grupo de estudio, obtuvimos diferencias significativas en las variables del porcentaje del tiempo de carga de la cabeza del primer metatarsiano durante la fase de apoyo de la marcha ($p = 0.036$), en la que se observó una disminución de 79.24 a 76.30 %; y en la variable el porcentaje del intervalo de tiempo en el que se produce esta presión máxima durante la fase de apoyo ($p = 0.008$), en la que se observó un aumento de 77.96 a 79.76 %. En las variables del valor promedio de la presión de la cabeza del primer metatarsiano durante la fase de apoyo de la marcha y el valor máximo de presión de toda la fase de apoyo, no obtuvimos diferencias significativas ($p = 0.061$ y 0.070 , respectivamente), pero sí observamos un aumento de presión de la cabeza del primer metatarsiano después de la realización del programa de ejercicios del PL (presión en fase de apoyo: de 7.64 a 11.55 N/cm² y presión máxima: de 22.07 a 31.32 N/cm²). En cuanto al grupo control, se obtuvieron diferencias significativas tanto en el valor promedio de la presión de la cabeza del primer metatarsiano durante la fase de apoyo ($p = 0.010$) como en la presión máxima de esta ($p = 0.011$), pero en ambos casos, las variables han disminuido su valor.

Por último, comparamos en ambos grupos las variables obtenidas al principio y final del estudio. La comparación de las variables dorsalflexión del primer radio y valor máximo de presión de toda la fase de apoyo ya mostraban diferencias significativas antes de empezar el programa de fortalecimiento ($p = 0.002$ y $p = 0.026$ respectivamente). Tras las 4 semanas de ejercicios, se encontraron diferencias significativas también en la dorsalflexión del primer radio ($p = 0.022$); en la plantarflexión del primer radio, en la cual el valor del grupo de estudio fue de 4.50 mm frente a 3.63 mm del grupo control ($p = 0.027$); y en el valor máximo de presión de toda la fase de apoyo en la cual el valor del grupo de estudio fue de 31.32 N/cm² frente a 21.01 N/cm² del grupo control ($p = 0.031$).

Discusión

El principal objetivo de esta investigación fue determinar si el entrenamiento del PL mediante un programa de ejercicios con bandas elásticas durante 4 semanas puede mejorar la función del primer radio, en sujetos con el primer radio dorsalflexionado flexible. Para ello realizamos una comparación pre y post de distintas variables medidas tanto en camilla, como en bipedestación y en dinámica con el uso de una plataforma de presiones.

Los resultados apuntan a que la plantarflexión del primer radio mejora, y con ello su función de carga en la fase de apoyo. Pensamos que este aumento de la plantarflexión del primer radio medido en estática, así como el aumento de presión de la cabeza del primer metatarsiano en dinámica, puede deberse a que estos ejercicios realizados con bandas elásticas ayudan a potenciar el PL y a que este ejerza un efecto plantarflexor del primer radio, que puede contribuir a aumentar este movimiento y, por consiguiente, a aumentar la presión en la fase de apoyo de la marcha^{30,31}.

En cuanto a la metodología seleccionada para este estudio, optamos por los ejercicios con bandas elásticas. Aunque no existen estudios que demuestren la efectividad en este músculo en concreto, sí que existen investigaciones que obtienen buenos resultados cuando los utilizan para la potenciación de musculatura inferior y para mejorar la estabilidad de tobillo^{15,16,18,26,32}.

En relación con otros tipos de ejercicios para aumentar la actividad del PL, Bavdek y cols.³³ evaluaron la actividad muscular del PL y peroneo corto (PC) mediante electromiografías, en dinámica en distintas superficies. Sus resultados mostraron una activación significativamente mayor de los músculos peroneos al caminar sobre una rampa inclinada 30°, respecto a una superficie plana. Estos autores sugieren que la marcha sobre una superficie inclinada puede ser un tipo de ejercicio útil para fortalecer los músculos peroneos. A pesar de que obtuvieron buenos resultados en cuanto a las contracciones isométricas musculares, caminar sobre una superficie

inclinada puede producir lesiones si el ángulo de inversión supera los 35°³⁴. Además, uno de los inconvenientes de este estudio fue que, tras realizar varios pasos, se produjo una habituación muscular que generó una disminución de su actividad con el tiempo, lo que hizo que esta actividad sea menos eficaz para fortalecer los músculos. Por esta razón creemos que optar por la potenciación del PL con bandas elásticas puede ser más efectivo a la hora de fortalecer este músculo.

En cuanto a los resultados obtenidos, como hemos comentado anteriormente, tras la realización del programa de ejercicios, la plantarflexión del primer radio y la presión bajo la cabeza metatarsal en dinámica aumentaron. Con respecto a esto, Dullaert y cols.¹⁰ realizaron un estudio con 8 piernas de cadáveres a las que se les hicieron imágenes con TAC en posición neutra sin carga (75 N), con carga (700 N) y con pesas de 15 kg colgadas del tendón PL, simulando su contracción. Una de las mediciones que calculaban fue el ángulo de Meary, que en condiciones normales es menor a 10°. Sus resultados indicaron que este ángulo aumentó simplemente con la carga de 75 a 700N (de 6,84° a 9,16°; $p > 0,01$). Esto se podría trasladar a nuestro estudio en que solo con el hecho de ponerse de pie, el primer metatarsiano disminuye su verticalidad y, por tanto, su plantarflexión. Esta puede ser una posible explicación a que solo obtuvimos diferencias significativas en las medidas en descarga con un aumento de la plantarflexión del primer radio, a pesar de que las de carga también se vieron aumentadas cuando se potenció el PL. Además, en este estudio se obtuvo como resultados que al aplicar una carga de 15 kg en el tendón del PL también se produjo un aumento del ángulo de Meary de 9,16° a 10,45°; $p = 0,52$). Aunque el aumento fue poco, lo que se esperaba era que la tracción del PL disminuyese este ángulo. Pensamos que, a diferencia de nuestro estudio, el hecho de realizarse con cadáveres puede suponer una desventaja respecto a realizarlo en sujetos vivos, con quienes se pueden entrenar los músculos y aumentar su potencia siguiendo un plan de entrenamiento, como demuestran otros estudios que utilizan bandas elásticas para potenciar la musculatura de los miembros superiores e inferiores^{15,16,18,26,35-39}.

Por otro lado, obtuvimos diferencias significativas en las variables del porcentaje de tiempo de carga de la cabeza del primer metatarsiano durante la fase de apoyo de la marcha ($p = 0.036$), en la que se observó una disminución; y en la variable del porcentaje de intervalo de tiempo en el que se produce esta presión máxima durante la fase de apoyo ($p = 0.008$), en la que se observó un aumento. Creemos que esto puede deberse a que realizar los ejercicios y fortalecer el PL ayuda a mejorar la funcionalidad del primer radio. Es por ello que se ha observado una disminución del periodo de carga del metatarsiano durante la fase de apoyo (de 79.24 a 76.30 %) ya que, si el primer radio está dorsiflexionado, es posible que este tiempo sea mayor porque al pronar el pie, se trasladan las fuerzas de reacción del suelo hacia la parte medial del antepié durante más tiempo.

En cuanto a la variable del intervalo de tiempo en el que se produce esta presión máxima obtuvimos un aumento. Pensamos que es así porque con el fortalecimiento del músculo y su mejora en la carga del primer radio, es posible que este empezara a cargar menos tiempo en la fase de apoyo porque empieza a cargar más tarde y de manera más eficiente. De ahí a que el momento en que se produjo la máxima carga haya sido más cerca del despegue tras el periodo de seguimiento (de 77.96 % a 79.76 %).

Respecto al análisis comparativo al inicio y al finalizar las 4 semanas, en el grupo control únicamente se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en la extensión metatarsofalángica, en la cual, a pesar de que se observó un aumento de 47.81 a 53.44°, pensamos que esta diferencia de 5.6° es baja, debido a que esta medida se obtiene con el goniómetro de dos ramas y los valores están marcados de 10 en 10 y que por tanto no presenta significación clínica.

En cuanto a las variables medidas con la plataforma de presiones, el grupo control obtuvo diferencias significativas tanto en el valor promedio de la presión de la cabeza del primer metatarsiano durante la fase de apoyo ($p = 0.010$) como en la presión máxima de esta ($p = 0.011$). Pero, en ambos casos las variables han disminuido su valor. Pensamos que la posible explicación de esta incoherencia en los resultados puede deberse al poco tamaño muestral empleado en este estudio, ya que estos sujetos no realizaron ningún tipo de tratamiento que pudiese influir en este cambio.

Por último, comparamos todas las variables al finalizar las 4 semanas entre ambos grupos. Los resultados demuestran que hubo diferencias significativas en la dorsiflexión del primer radio ($p = 0.022$), en la cual el valor del grupo de estudio fue de 7.13 mm frente a los 6.13 mm del grupo control; en la plantarflexión del primer radio ($p = 0.027$), en la que el valor del grupo de estudio fue de 4.50 mm frente a 3.63 mm del grupo control; y en el valor máximo de presión de toda la fase de apoyo ($p = 0.031$), en la cual el valor del grupo de estudio fue de 31.32 N/cm² frente a 21.01 N/cm² del grupo control. En cuanto a la dorsiflexión, a pesar de que los resultados hayan sido estadísticamente significativos, no los consideramos relevantes, ya que al inicio del estudio también se hallaron diferencias significativas ($p = 0.002$). Estos resultados habría que interpretarlos con cautela, pues consideramos que un aumento del tamaño muestral homogeneizaría los grupos, en cuanto a esta variable.

Por otro lado, en cuanto a la plantarflexión y presión máxima del primer metatarsiano, el grupo de estudio tras las 4 semanas de entrenamiento obtuvo un valor superior comparado con los valores del grupo control, presentando diferencias significativas. Al igual que comentamos en la comparación intra-grupo, pensamos que esto puede ser debido a que este programa de ejercicios pudo haber contribuido a la mejora en la funcionalidad del primer radio tanto en su valoración en descarga como en dinámica.

En la literatura existen estudios que evalúan la influencia de elementos conservadores en la actividad del PL. Ludwig y cols.⁴⁰ estudiaron el incremento de actividad del PL con el uso de un elemento de presión lateral colocado en una plantilla ortopédica personalizada. Participaron 34 sujetos sanos que caminaron por una pasarela utilizando un mismo modelo de calzado. Además, se utilizaron dos tipos de plantillas ortopédicas, una estándar y otra sensoromotora (plantilla estándar a la que se le añade una pieza de EVA de 35 shore A en el borde lateral del retropie con el fin de estimular dicha zona). El contacto con el suelo se registró a través de dos sensores de presión debajo de la suela del zapato. Sus resultados indicaron que se produjo un aumento de la actividad del PL durante la fase propulsiva y la fase de apoyo medio cuando se usaron plantillas sensoromotoras. Además, consideraron que el punto de presión cambia la información aferente y conduce a una mayor activación del PL en el intervalo de tiempo en el que el punto de presión ejerce presión sobre el tendón peroneo.

Por su parte, Roca-Dols y cols.⁹ valoraron la actividad del PL y PC en sujetos sanos, caminando en 6 situaciones distintas, con los

participantes descalzos y con los participantes utilizando 5 tipos de calzados diferentes. Sus resultados indicaron que, durante la fase propulsiva de la marcha el PL redujo su actividad en los casos en los que los sujetos llevaban calzados con cámara de aire con respecto a caminar descalzo. Los autores consideran que el mecanismo de amortiguación del calzado podría reducir la actividad del PL en esa fase. Sin embargo, durante la fase de contacto, el calzado con cámara de aire aumentó la actividad del PL, pudiendo deberse esto al mecanismo de amortiguación de la suela, que aporta estabilidad lateral. En definitiva, consideran que el resultado de la actividad muscular podría verse influenciada por el tipo de material del calzado.

Consideramos como principal limitación de este estudio el pequeño tamaño muestral en comparación con estudios similares²⁰. Esta podría ser una de las razones por las que se obtuvo una disminución de las presiones plantares en el grupo control. Como se ha comentado anteriormente, el aumento del tamaño muestral podría homogeneizar los grupos y obtener mejores resultados. Otra de las limitaciones encontradas ha sido el hecho de que se hayan contabilizado pies en vez de personas. En el caso de que un participante no haya respetado las indicaciones de las investigadoras para realizar los ejercicios, la repercusión habrá sido en 2 casos (2 pies) en vez de en uno. Sería interesante incluir únicamente un pie por persona en futuros estudios.

En conclusión, en este estudio se observó que los sujetos que realizaron un programa de ejercicios con bandas elásticas para potenciar el músculo PL tras cuatro semanas de entrenamiento presentaron un aumento del rango de movimiento de la plantarflexión del primer radio (de 3.81 a 4.50 mm; $p = 0.016$); un aumento de la presión de la cabeza del primer metatarsiano durante la fase de apoyo (de 7.64 a 11,55 N/cm²; $p = 0.061$) y de su presión máxima en dinámica (de 22.07 a 31.32 N/cm²; $p = 0.070$); un aumento del porcentaje del intervalo de tiempo en el que se produce esta presión máxima durante la fase de apoyo (de 77.96 a 79.76 %; $p = 0.008$); y una disminución del porcentaje del tiempo de carga durante la fase de apoyo (de 79.24 a 76.30 %; $p = 0.036$).

Declaración ética

Esta investigación se atiene a lo establecido en la normativa vigente en materia de bioética y respeta los principios de la Declaración de Helsinki (Asamblea Médica Mundial), en el Convenio del Consejo de Europa relativo a derechos humanos, y la Declaración de la UNESCO sobre derechos humanos y presenta el dictamen FAVORABLE del Comité de Ética de la Investigación Clínica de la Universidad de Sevilla (ID: 0498-N23). Todos los participantes dieron su consentimiento firmado antes de ser incluidos en el estudio. También se obtuvo autorización del Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla. Este ensayo clínico cuenta con número de registro en ClinicalTrials.gov (NCT05647616).

Conflictos de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Financiación

Ninguna.

Contribución de los autores

Concepción y diseño del estudio: PTV, MJMM.

Recogida de datos: PTV.

Análisis o interpretación de los resultados: PTV.

Creación, redacción y preparación del boceto inicial: PTV, MJMM.

Revisión final: PTV, MJMM.

Bibliografía

- Munuera PV. El primer radio. Biomecánica y Ortopodología. 2.ª ed. Santander: Exa Editores SL; 2012.
- Wong DW chi, Zhang M, Yu J, Leung AKL. Biomechanics of first ray hypermobility: an investigation on joint force during walking using finite element analysis. *Med Eng Phys*. 2014;36(11):1388-93. DOI: 10.1016/j.medengphy.2014.03.004.
- Glaseo W, Yack HJ, Saltzman CL. Anatomy and biomechanics of the first ray. *Phys Ther*. 1999;79(9):854-9. DOI: 10.1093/ptj/79.9.854.
- Root M, Orien W, Weed J. Normal and abnormal function of the foot, vol 2. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp; 1977.
- Rueda M. Introducción a la biomecánica del pie (VI). *Apunts Med Esport*. 2005; 146:37-41. DOI: 10.1016/S1886-6581(05)76097-7.
- Rico R. Biomecánica del Primer Radio. Deformidad en flexión plantar. Caso clínico. *Rev Int Cienc Podol*. 2008;3(1):53-66.
- Bierman RA, Christensen JC, Johnson CH. Biomechanics of the first ray. Part III. Consequences of larpus arthrodesis on peroneus longus function: A three-dimensional kinematic analysis in a cadaver model. *J Foot Ankle Surg*. 2001;40(3):125-31. DOI: 10.1016/S1067-2516(01)80077-6.
- Johnson CH, Christensen JC. Biomechanics of the first ray Part I. The effects of peroneus longus function: A three-dimensional kinematic study on a cadaver model. *J Foot Ankle Surg*. 1999;38(5):313-21. DOI: 10.1016/S1067-2516(99)80002-7.
- Roca-Dols A, Losa-Iglesias ME, Sánchez-Gómez R, López-López D, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Calvo-Lobo C. Electromyography comparison of the effects of various footwear in the activity patterns of the peroneus longus and brevis muscles. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;82:126-32. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2018.03.003.
- Dullaert K, Hagen J, Klos K, Gueorguiev B, Lenz M, Richards RG, et al. The influence of the Peroneus Longus muscle on the foot under axial loading: A CT evaluated dynamic cadaveric model study. *Clin Biomech*. 2016;34:7-11. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2016.03.001.
- Choi Y, Lee J. Effect of peroneus longus muscle release on abductor hallucis muscle activity and medial longitudinal arch before toe-tap exercise in participants with flexible pes planus. *Healthcare*. 2021;10(44):1-9. DOI: 10.3390/healthcare10010044.
- Duchenne G. *Physiologie des Mouvements*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 1867.
- Sánchez Gómez R, De Benito González S, Gómez Martín B, Álvarez-Calderón Iglesias O, Rico Teixeira R. Maniobra de fiabilidad para el Músculo Peroneo Lateral Largo: Hiper movilidad del Primer Radio. *Rev Int Cienc Podol*. 2009;3(1):35-44.
- Cornwall MW, Fishco WD, McPoil TG, Lane CR, O'Donnell D, Hunt L. Reliability and validity of clinically assessing first-ray mobility of the foot. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2004;94(5):470-6. DOI: 10.7547/0940470.
- Wang H, Yu H, Kim YH, Kan W. Comparison of the effect of resistance and balance training on isokinetic eversion strength, dynamic balance, hop test, and ankle score in ankle sprain. *Life*. 2021;11(4):1-13. DOI: 10.3390/life11040307.
- Song SH, Park JH, Song GD, Lee SG, Jo YH, Jin MK, et al. Usability of the Thera-Band® to improve foot drop in stroke survivors. *NeuroRehabilitation*. 2018;42(4):505-10. DOI: 10.3233/NRE-172338.
- Spencer Cain M, Ban RJ, Chen YP, Geil MD, Goerger BM, Linens SW. Four-week ankle-rehabilitation programs in adolescent athletes with chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2020;55(8):801-10. DOI: 10.4085/1062-6050-41-19.
- Kaminski TW, Buckley BD, Powers ME, Hubbard TJ. Effect of strength and proprioception training on eversion to inversion strength ratios in subjects with unilateral functional ankle instability. *Br J Sports Med*. 2003;37(5):410-5. DOI: 10.1136/bjism.37.5.410.
- Begg C, Cho M, Eastwood S, Horton R, Olkin I. Improving the quality of reporting of randomized controlled trials. The CONSORT statement. *JAMA*. 1996;276(8):637-9. DOI: 10.1001/jama.1996.03540080059030.
- Munuera-Martínez PV, Távora-Vidalón P, Monge-Vera MA, Sáez-Díaz A, Lafuente-Sotillos G. The validity and reliability of a new simple instrument for the measurement of first ray mobility. *Sensors*. 2020;20(8):1-16. DOI: 10.3390/s20082207.

21. Távvara-Vidalón P, Lafuente-Sotillos G, Munuera-Martínez PV. Movimiento del primer dedo en sujetos con hallux limitus vs. sujetos con pies normales. *Rev Esp Podol.* 2021;32(2):116-22. DOI: 10.20986/revspod.2021.1621/2021.
22. Távvara-Vidalón P, Lafuente-Sotillos G, Manfredi-Márquez MJ, Munuera-Martínez PV. Movilidad normal del primer radio en los planos sagital y frontal. *Rev Esp Podol.* 2021;32(1):27-35. DOI: 10.20986/revspod.2021.1600/2021.
23. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. *Clin Biomech.* 2006;21(1):89-98. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2005.08.002.
24. Martínez-Nova A, Sánchez-Rodríguez R, Cuevas-García JC, Sánchez-Barrado E. Estudio baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos. *Rehabilitación.* 2007;41(4):155-60. DOI: 10.1016/S0048-7120(07)75509-3.
25. Martínez-Nova A, Cuevas-García JC, Sánchez-Rodríguez R, Pascual-Huerta J, Sánchez-Barrado E. Estudio del patrón de presiones plantares en pies con hallux valgus mediante un sistema de plantillas instrumentadas. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2008;52(2):94-8. DOI: 10.1016/S1888-4415(08)74801-X.
26. Cain MS, Ban RJ, Chen YP, Geil MD, Goerger BM, Linens SW. Four-week ankle-rehabilitation programs in adolescent athletes with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2020;55(8):801-10. DOI: 10.4085/1062-6050-41-19.
27. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences.* 2. nd ed. Abingdon, Inglaterra: Routledge; 1988. p. 567.
28. Távvara-Vidalón P, Monge-Vera M, Lafuente-Sotillos G, Domínguez-Maldonado G, Munuera-Martínez P. Static range of motion of the first metatarsal in the sagittal and frontal planes. *J Clin Med.* 2018;7(11):456. DOI: 10.3390/jcm7110456.
29. Landis J, Koch G. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics.* 1977;33(1):159-74. DOI: 10.2307/2529310.
30. 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(1):35. DOI: 10.1186/1757-1146-2-35.
31. Thordarson D, Schmotzer H, Chon J, Peters J. Dynamic support of the human longitudinal arch. A biomechanical evaluation. *Clin Orthop Relat Res.* 1995;316:165-72. DOI: 10.1097/00003086-199507000-00022.
32. McLoda TA, Hansen AJ. Effect of a task failure exercise on the peroneus longus and brevis during perturbed gait. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2005;45:53-8.
33. Bavdek R, Zdořšek A, Strojnik V, Dolenc A. Peroneal muscle activity during different types of walking. *J Foot Ankle Res.* 2018;11(1):50. DOI: 10.1186/s13047-018-0291-0.
34. Ha S, Fong D, Chan K. Review of ankle inversion sprain simulators in the biomechanics laboratory. *Asia Pac J Sports Med Arthrosc Rehabil Technol.* 2015;2(4):114-21. DOI: 10.1016/j.asmart.2015.08.002.
35. Peng HT, Song CY, Chen ZR, Lai CT, Gu CY, Wang LI. Effects of attaching elastic bands to the waist and heels on drop jumps. *Eur J Sport Sci.* 2022;22(6):808-16. DOI: 10.1080/17461391.2021.1915390.
36. Veneri D. Combining the treatment modalities of body weight support treadmill training and thera-band: A case study of an individual with hemiparetic gait. *Top Stroke Rehabil.* 2011;18(4):402-16. DOI: 10.1310/tsr1804-402.
37. Yu W, An C, Kang H. Effects of resistance exercise using thera-band on balance of elderly adults: a randomized controlled trial. *J. Phys Ther Sci.* 2013;25:1471-3. DOI: 10.1589/jpts.25.1471.
38. Patil P, Rao SA. Effects of Thera band elastic resistance-assisted gait training in stroke patients. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2011;47(3):427-33.
39. Choi SA, Cynn HS, Yi CH, Kwon OY, Yoon TL, Choi WJ, et al. Isometric hip abduction using a Thera-Band alters gluteus maximus muscle activity and the anterior pelvic tilt angle during bridging exercise. *J Od Electromyogr Kinesiol.* 2015;25:310-5. DOI: 10.1016/j.jelekin.2014.09.005.
40. Ludwig O, Kelm J, Fröhlich M. The influence of insoles with a peroneal pressure point on the electromyographic activity of tibialis anterior and peroneus longus during gait. *J Foot Ankle Res.* 2016;9(1):33. DOI: 10.1186/s13047-016-0162-5heels on drop jumps. *Eur J Sport Sci.* 2022;22(6):808-16.



ORIGINAL

Bilingual article English/Spanish

Rev Esp Podol. 2024;xx(x):xx-xx

DOI: <http://dx.doi.org/10.20986/revesppod.2024.1683/2023>

Winner Virginia Novel Award 2023

Peroneus longus potentiation in subjects with flexible dorsiflexed first ray. Preliminary results of a randomized clinical trial

Potenciación del peroneo largo en sujetos con primer radio dorsalflexionado flexible. Resultados preliminares de un ensayo clínico aleatorizado

Priscila Távora Vidalón¹ y María José Manfredi Márquez²

¹Departamento de Podología. Universidad de Sevilla, España. ²Clínica privada. Alcalá de Guadaíra, Sevilla, España

Keywords:

First ray, foot, exercise, Peroneus Longus, dorsiflexion, plantarflexion.

Abstract

Objectives: To analyze the changes produced in the plantar pressures of the first ray after an exercise program to strengthen the peroneus longus muscle.

Patients and methods: In 24 subjects with a flexible dorsiflexed first ray, the dorsiflexion and plantarflexion of the first ray, the dorsiflexion of the 1st metatarsophalangeal joint, the strength of peroneus longus, the FPI, and the plantar pressures under first metatarsal head were assessed. The sample was randomly divided into two groups. The experimental group performed exercises to strengthen the peroneus longus with elastic bands for 4 weeks.

Results: In the study group, statistically significant differences were obtained with an increase in plantarflexion of the first ray ($p = 0.016$); a percentage decrease in first metatarsal head loading time ($p = 0.036$); and an increase in the percentage of the time interval in which their maximum pressure occurs ($p = 0.008$). Comparing both groups, significant differences were found in dorsiflexion ($p = 0.022$) and plantarflexion of the first ray ($p = 0.027$); and in the maximum pressure value of the entire stance phase ($p = 0.031$).

Conclusion: The subjects who performed the exercise program with elastic bands to strengthen the peroneus longus after four weeks, presented an increase in the plantarflexion of the first ray, in the first metatarsal head pressure during the stance phase and in its maximum pressure in dynamics.

Palabras clave:

Primer radio, pie, ejercicios, peroneo largo, dorsiflexión, plantarflexión.

Resumen

Objetivos: Comprobar los cambios producidos en las presiones plantares del primer radio tras un programa de ejercicios de fortalecimiento del músculo peroneo largo.

Pacientes y métodos: En 24 sujetos con un primer radio dorsalflexionado flexible, se valoró la dorsiflexión y plantarflexión del primer radio, la extensión de la 1.^a articulación metatarsofalángica, la fuerza del peroneo largo, el FPI, y las presiones plantares de la cabeza del primer metatarsiano en dinámica. La muestra se dividió aleatoriamente en dos grupos. El grupo experimental realizó ejercicios para potenciar el peroneo largo con bandas elásticas durante 4 semanas.

Resultados: En el grupo de estudio se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas con un aumento en la plantarflexión del primer radio ($p = 0.016$), una disminución del porcentaje del tiempo de carga de la cabeza del primer metatarsiano ($p = 0.036$) y un aumento en el porcentaje del intervalo de tiempo en el que se produce su presión máxima ($p = 0.008$). Comparando ambos grupos, se encontraron diferencias significativas en la dorsiflexión ($p = 0.022$) y plantarflexión del primer radio ($p = 0.027$) y en el valor máximo de presión de toda la fase de apoyo ($p = 0.031$).

Conclusiones: Los sujetos que realizaron el programa de ejercicios con bandas elásticas para potenciar el peroneo largo tras cuatro semanas, presentaron un aumento del rango de movimiento de la plantarflexión del primer radio, de la presión de la cabeza del primer metatarsiano durante la fase de apoyo y de su presión máxima en dinámica.

Received: 17-12-2023

Accepted: 18-03-2024



0210-1238 © The Authors. 2024.
Editorial: INSPIRA NETWORK GROUP S.L.
This is an Open Access paper under a Creative Commons Attribution 4.0 International License
(www.creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Correspondence:

Priscila Távora Vidalón
priscilatavara16@gmail.com

Introduction

The first ray is a functional unit formed by the first metatarsal and the medial cuneiform bone¹, and has an important component in the stability and structural integrity of the foot². It plays a fundamental role in the gait cycle, as it results from a balance between the reactive forces of the ground and the support structures that stabilize the medial column of the foot³.

In the propulsive phase of gait, the first ray must plantarflex so that the first metatarsal head presses firmly on the ground⁴. This movement is due to the contraction of the peroneus longus muscle^{1,5-7} (PL), which works synergistically with the tibialis posterior, generating a compressive force that favors the stability^{1,7,8}. In this way, the PL plays a significant role in the support and stability of the foot in dynamics⁹, and together with the windlass mechanism, it allows correct propulsion to develop^{8,10}.

Because of its anatomy, the PL has a mechanical advantage for plantarflexing the first ray. An alteration in its function can cause the distance of its insertion to approach the plane of the floor, thus decreasing the stability of the foot^{4,11}, and can cause the tibialis anterior to gradually elevate the first ray¹². This situation of instability is defined as hypermobility of the first ray⁴, which will imply biomechanical changes in the foot and will be responsible of pathologies such as metatarsalgia, stress fractures of the second metatarsal, hallux abductus valgus (HAV), flat feet, or plantar fasciitis^{3,13,14}. Furthermore, dorsiflexion of the first ray will decrease the range of motion of the first metatarsophalangeal joint (1st MTPJ) and may cause hallux limitus or hallux rigidus¹.

There are different types of corrective or compensatory treatments for instability or insufficiency of the first ray, such as surgical and orthopedic. In theory, in those cases in which there is a flexible dorsiflexed first ray, if the action that the PL exerts on the first ray is enhanced, the stability and load capacity will improve. Muscular strength can be improved by performing resistance or strength training¹⁵, using exercises with elastic bands¹⁵⁻¹⁸. This has the advantage that the patient could develop it at home, it implies very low risk and does not have any type of side effects. The main drawback would be the lack of consistency and adherence to treatment without the supervision of the clinician.

To our knowledge, there are no studies in the literature that report on whether strengthening the main plantarflexor muscle of the first ray, the PL, contributes to improving its stability and reestablishing its load capacity in the final stance phase of. Therefore, the main objective of this study is to determine whether training through an exercise program with elastic bands in subjects with a flexible dorsiflexed first ray for 4 weeks can improve its function, evaluating the changes produced in both statics and dynamics.

Patients and methods

This study consists of a randomized, controlled clinical trial, which was carried out in accordance with CONSORT recommendations¹⁹.

Participants

The sample of this study was made up of adult subjects who attended the Podiatry Clinical Area of the University of Seville, as

long as they met the selection criteria and agreed to participate in the study voluntarily.

This work was carried out between the months of September 2022 and July 2023. The inclusion criterion was: to present flexible dorsiflexed first ray²⁰. The exclusion criteria were: having suffered from trauma that could affect the mobility of the first ray; first ray surgery; present HAV; under going some orthopedic or orthopedic treatment; and/or having suffered systemic, degenerative or neuromuscular diseases that affect the feet.

Data collect

Clinical examination

The clinical examination of all subjects was performed by a podiatrist with more than 10 years of experience. First, to determine whether participants had the study condition, i.e., flexible dorsiflexed first ray, maximum dorsiflexion / plantarflexion of the first ray was assessed. To do this, the subject was placed on an examination table in a supine position with the ankle relaxed and the subtalar joint in a neutral position. Afterwards, the mobility of the first ray was measured with a measuring instrument²⁰ to register the range of motion in millimeters of maximum dorsiflexion, following the protocol previously described in other research works²⁰⁻²². The head of the first metatarsal was moved upward to its maximum range in dorsiflexion (Figure 1A) and was subsequently moved downward to its maximum range in plantarflexion (Figure 1B). The range of motion was determined by observing on the instrument's ruler how many millimeters it moved in both positions.

Subjects who met the inclusion criteria were eligible for the study, and the other parameters were explored. The following protocol was developed:

- First metatarsophalangeal joint dorsiflexion: the hallux was held together with the distal branch of the goniometer towards maximum extension, allowing the first ray to plantarflex so that the extension movement occurred completely¹.
- Foot Posture Index* (FPI): FPI was measured following the protocol described by Redmond et al.²³ with which a score would be obtained for each foot. Normal values are set in the range from 0 to +5.
- Force exerted by the first metatarsal: a specific muscle examination of the PL was performed with a dynamometer (Activ-Force® 2 Digital. Activbody. San Diego CA, USA) to quantify the force in Newtons. With the participant in a supine position, performing eversion and plantar flexion of the foot, they had to press the active surface of the dynamometer with the head of the first metatarsal while the researcher exerted resistance.
- Plantar pressure of the first ray: the plantar pressures of the first ray were measured using Footscan⁹ (RsScanLab, Ltd. United Kingdom) 43 cm wide by 205 cm long. A dynamic analysis was performed, in which the subject was placed standing on the ground in a straight forward line. They were instructed to take a few steps on the platform in order to normalize their walking pattern and then the footprints were recorded. Five steps were recorded^{24,25} with the study foot. The purpose of this step was to record and compare the

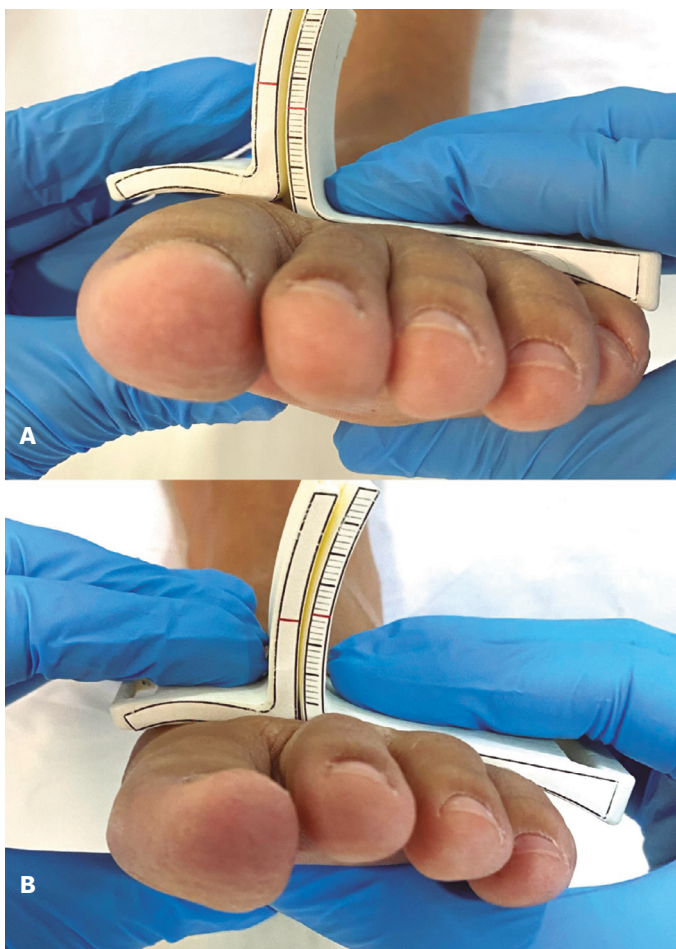


Figure 1. Measurement of First Ray range of motion.

maximum pressure under the head of the first metatarsal. We chose the 3 most representative footprints, discarding the first one and the last one, the following variables were registered using the mean data of the 3 selected footprints: the average value of the pressure of the first metatarsal head during the stance phase of gait (N/cm^2); the percentage of loading time of the first metatarsal head during the stance phase of gait; the maximum pressure value of the whole stance phase (N/cm^2); and the percentage of the time interval in which this maximum pressure occurred during the stance phase.

Group training and randomization

The sample was randomly divided into two groups: experimental or study group and control group. The study group consisted of subjects who completed the training program. And the control group was made up of subjects who did not perform any type of exercise.

To perform the randomization, the Excel macro AleatorMetod.xls was used, freely available at www4.ujaen.es/~mramos/EPIP/AleatorMetod.xls.

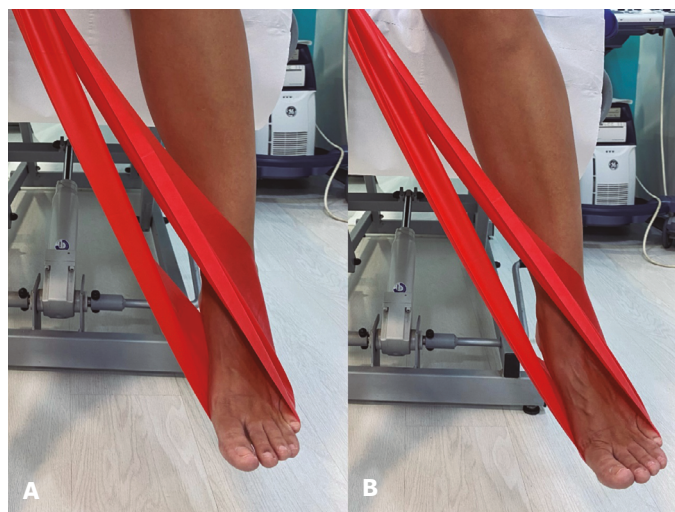


Figure 2. Exercise for peroneus longus potentiation.

PL strengthening program

The intervention for the experimental group consisted of performing a series of exercises with elastic bands to strengthen the PL muscle, based on the rehabilitation program described by Cain et al.²⁶ in 2020, which consisted of performing exercises of 3 sets of 10 repetitions, 3 times a week for 4 weeks.

To perform this, the subject was placed in a sitting position with the knees flexed at 90 degrees. The band was placed on the study foot and its two ends were held by one hand to generate slight tension (Figure 2A). From here, they performed the eversion movement of the foot with depression of the first metatarsal head and slight plantar flexion (Figure 2B).

During the follow-up period, to control that the exercises were carried out, the study group participants were phone contacted to remind them to do the exercises.

Data analysis

The statistical analysis of the data was carried out using the IBM® SPSS® Statistics program (IBM, Armonk, NY, USA). As descriptive data, the absolute frequency (N), relative frequency (%), mean values, standard deviation, median and interquartile range were provided. Normality tests were used to determine whether the data followed a normal distribution, and to know if comparisons should be made using parametric tests (Student's t test for independent samples for inter-group comparisons, and Student's T test for related samples). for pre-post intra-group comparisons) or non-parametric (Mann-Whitney U test for inter-group comparisons, and Wilcoxon test for pre-post intra-group comparisons). The Chi square test was used for comparisons of categorical variables in the previous exploratory analysis. p-values lower than 0.05 was considered statistically significant. To determine the magnitude of the statistically significant differences, the effect size was calculated. This was obtained from the Cohen d. Effect size was considered low when it was less than or

equal to 0,2, moderate when it was from 0,3 to 0,8, and large when it was greater than 0,8²⁷.

Results

The sample for this study consisted of 32 feet of 24 subjects, 16 in the study group and 16 in the control group. Twenty-one left feet and 11 right feet were included. The distribution by laterality between the two groups was not significant ($p = 0.063$). In the study group, 9 were men and 7 were women. In the control group, 8 were men and 8 were women. The sex distribution was not statistically significant between the two groups ($p = 0.956$). The age in the study group was 23.44 ± 1.15 years (range 21-25) and in the control group it was 23.56 ± 1.63 years (range 21-27) ($p = 0.956$). The BMI in the study group was 22.44 ± 2.89 (normal weight) and in the control group was 23.52 ± 2.81 (normal weight) ($p = 0.293$).

Intraobserver reliability was determined in a previous study²⁸ in which one of the authors (PTV) measured dorsiflexion and plantarflexion of the first ray using the aforementioned measuring instrument twice in 24 subjects with a separation period between 10 and 30 days between measurements. The intraclass correlation coefficient was calculated (two-factor mixed model) and the results suggested that the reproducibility of the measurement procedure was good²⁹ (ICC = 0.885 in dorsiflexion; ICC = 0.884 in plantarflexion).

Dorsiflexion and plantarflexion of the first ray; the total movement of hallux extension; The FPI and PL strength measured with the dynamometer in both groups are shown in Table I. We compared the variables before and after the follow-up period within each group. In the study group, statistically significant differences were obtained in plantarflexion of the first ray ($p = 0.016$) in which we observed an increase in the range of motion from 3.81 mm to 4.50 mm. In the control group, significant differences were obtained in hallux extension in which the value increased from 47.81° to 53.44° ($p = 0.001$).

Plantar pressure variables are shown in Table II. We compared the variables before and after the follow-up period within each group. In the study group, we obtained significant differences in the variables of the percentage of loading time of the first metatarsal head during the stance phase of gait ($p = 0.036$), in which a decrease from 79.24 to 76.30 % was observed; and in the variable percentage of the time interval in which this maximum pressure occurs during the support phase ($p = 0.008$), in which an increase from 77.96 to 79.76 % was observed. In the variables of the average value of pressure under the head of the first metatarsal during the stance phase of gait and the maximum pressure value of the whole stance phase, we did not obtain significant differences ($p = 0.061$ and 0.070 respectively), but we did observe an increase in pressure under the head of the first metatarsal after carrying out the PL exercise program (pressure in the stance phase: from 7.64 to 11.55 N/cm² and maximum pressure: from 22.07 to 31.32 N/cm²). As for the control group, significant differ-

Table I. First ray mobility in sagittal plane (mm), dorsiflexion of the first metatarsophalangeal (MTP) joint ($^\circ$), FPI and peroneus longus strength (N) in both groups.

Study group	Pre	Post	p value	d Cohen
Dorsiflexion of first ray	7.13 \pm 0.95	7.13 \pm 1.02	1.00	-
Plantarflexion of first ray	3.81 \pm 0.83	4.50 \pm 0.96	0.016	0.76
Dorsiflexion of MTP joint	50.63 \pm 12.89	53.13 \pm 12.23	0.333	-
FPI	4.88 \pm 2.68	4.38 \pm 3.26	0.309	-
Maximum PL strength	75.61 \pm 14.87	71.28 \pm 11.54	0.650	-
Average PL strength	63.35 \pm 13.25	59.10 \pm 9.19	0.096	-
Control group	Pre	Post	p value	d Cohen
Dorsiflexion of first ray	5.87 \pm 1.02	6.13 \pm 1.20	0.271	-
Plantarflexion of first ray	3.38 \pm 1.08	3.63 \pm 1.14	0.300	-
Dorsiflexion of MTP joint	47.81 \pm 12.64	53.44 \pm 12.34	0.001	0.45
FPI	4.13 \pm 3.42	4.56 \pm 2.87	0.312	-
Maximum PL strength	67.84 \pm 15.24	69.93 \pm 10.25	0.910	-
Average PL strength	55.53 \pm 11.77	57.62 \pm 7.46	0.611	-

MTP: metatarsophalangeal joint. FPI: foot posture index. PL: peroneus longus.

Table II. The average value of pressure under the head of the first metatarsal during the stance phase of gait (N/cm²), loading time of the first metatarsal head during the stance phase of gait (%), the maximum pressure value of the whole stance phase (N/cm²), time interval in which the maximum pressure occurs during the support phase (%).

Study group	Pre	Post	p value	d Cohen
Pressure during the stance phase	7.64 ± 3.70	11.55 ± 7.16	0.061	-
Loading time stance phase	79.24 ± 5.51	76.30 ± 5.57	0.036	0.53
Maximum pressure stance phase	22.07 ± 13.18	31.32 ± 17.09	0.070	-
Time interval maximum pressure	77.96 ± 4.64	79.76 ± 3.99	0.008	0.41
Control group	Pre	Post	p value	d Cohen
Pressure during the stance phase	11.12 ± 4.88	7.76 ± 2.32	0.010	0.87
Loading time stance phase	77.36 ± 4.87	75.81 ± 4.51	0.181	-
Maximum pressure stance phase	30.00 ± 15.32	21.01 ± 6.31	0.011	0.76
Time interval maximum pressure	77.87 ± 4.56	77.77 ± 4.06	0.895	-

ences were obtained both in the average value of pressure under the first metatarsal head during the stance phase ($p = 0.010$) and in its maximum pressure ($p = 0.011$), but in both cases, the variables have decreased their value.

Finally, we compared the variables obtained before and after the follow-up period between groups. The comparison of the dorsiflexion of the first ray and maximum pressure value of the whole stance phase already showed significant differences before starting the strengthening program ($p = 0.002$ and $p = 0.026$ respectively). After 4 weeks of exercises, significant differences were also found in dorsiflexion of the first ray ($p = 0.022$); in plantarflexion of the first ray, in which the value of the study group was 4.50 mm compared to 3.63 mm of the control group ($p = 0.027$); and in the maximum pressure value of the whole stance phase in which the value of the study group was 31.32 N/cm² compared to 21.01 N/cm² of the control group ($p = 0.031$).

Discussion

The main objective of this investigation was to determine whether PL training using an elastic band exercise program for 4 weeks can improve first ray function in subjects with a flexible dorsiflexed first ray. To do this, we carried out a pre and post comparison of different variables measured in a non-weight bearing position and during gait with the use of a pressure platform.

The results indicate that the plantarflexion of the first ray improved, and as a result, the load-bearing function of the first ray in the stance phase. We think that this increase in plantarflexion of the first ray, as well as the increase in pressure of the head of the first metatarsal during gait, may be due to the fact that these exercises performed with elastic bands helped to enhance the PL and that it exerts a plantarflexor effect of the first ray that can contribute to

increase this movement and, consequently, to increase the pressure under the first metatarsal head in the stance phase of gait^{30,31}.

Regarding the methodology selected for this study, we opted for exercises with elastic bands. Although there are no studies that demonstrate effectiveness in the peroneus longus muscle, some authors obtained good results when used to strengthen other muscles and to improve ankle stability^{15,16,18,26,32}.

In regard to other types of exercises to increase PL activity, Bavdek et al.³³ evaluated the muscular activity of the PL and PC using electromyography, during gait on different surfaces. Their results showed greater activation of the peroneal muscles when walking on a 30° inclined ramp compared to a flat surface. These authors suggest that walking on an inclined surface may be a useful type of exercise to strengthen the peroneal muscles. Although they obtained good results in isometric muscle contractions, walking on an inclined surface can cause injuries if the inversion angle exceeds 35° degrees³⁴. Additionally, one of the limitations of this study was that after performing several steps, muscle habituation occurred that led to a decrease in its activity over time, making this activity less effective in strengthening muscles. For this reason, we believe that opting to strengthen the PL with elastic bands can be more effective when it comes to strengthening this muscle.

Regarding the results obtained, the plantarflexion of the first ray increased and also its load function during the stance phase of gait, showed improvement. Regarding this, Dullaert et al.¹⁰ carried out a study with 8 cadaver legs in which CT images were taken in a neutral position without load (75 N), with load (700 N) and with 15 kg weights hanging from the PL tendon, simulating its contraction. One of the measurements they calculated was the Meary angle, whose normal value is less than 10° degrees. Their results indicated that this angle increased with loading from 75 to 700 N (from 6.84° degrees to 9.16° degrees; $p > 0.01$). This could be transferred to our study in that

just by standing up, the first metatarsal decreases its verticality and therefore its plantarflexion. This may be a possible explanation for the fact that we only obtained significant differences in the unloading measurements with an increase in plantarflexion of the first ray, despite the fact that the loading measurements were also increased when the PL was enhanced. Furthermore, in this study the results were obtained that when applying a 15kg load to the PL tendon there was also an increase in the Meary angle from 9.16° to 10.45°; $p = 0.52$). Although the increase was small, what was expected was that the PL traction would decrease this angle. We think that, unlike our study, performing an *in vitro* study may be a disadvantage compared to performing it *in vivo*, since muscles can be trained and their power increased following a training plan, as demonstrated by other studies that use elastic bands to strengthen the muscles of the upper and lower limbs^{15,16,18,26,35-39}.

On the other hand, we obtained significant differences in the variables of the percentage of loading time of the first metatarsal head during the stance phase of gait ($p = 0.036$), in which a decrease was observed; and in the variable percentage of the time interval in which this maximum pressure occurs during the stance phase ($p = 0.008$), in which an increase was observed. We believe that this may be because performing the exercises and strengthening the PL helps improve the functionality of the first ray. This is why a decrease in the loading period of the metatarsal during the stance phase has been observed (from 79.24 to 76.30 %) since, if the first ray is dorsiflexed, it is possible that this time is longer because at the same time pronating the foot shifts ground reaction forces toward the medial forefoot for longer periods of time.

The time interval in which this maximum pressure occurs, increased. We think this is because with the strengthening of the muscle and its improvement in the loading of the first ray, it is possible that it began to load less time in the support phase because it began to load later and more efficiently. Hence, the moment in which the maximum load occurred was closer to takeoff after the monitoring period (from 77.96 % to 79.76 %).

Regarding the comparative analysis at the beginning and at the end of the follow-up, in the control group only statistically significant differences were obtained in the metatarsophalangeal dorsiflexion, in which, although an increase from 47.81 to 53.44° was observed, we think that this difference of 5.6° is low, because this measurement is obtained with the two-branch goniometer and the values are marked each 10 degrees and therefore does not present clinical significance.

Regarding the variables measured with the pressure platform, the control group obtained significant differences both in the average value of the pressure of the first metatarsal head during the stance phase ($p = 0.010$) and in its maximum pressure ($p = 0.011$). But, in both cases the variables have decreased in value. We think that the possible explanation for this inconsistency in the results may be due to the small sample size used in this pilot study, since these subjects did not undergo any type of treatment that could influence this change.

Finally, we compared all the variables at the end of the 4 weeks between both groups. The results show that there were significant differences in the dorsiflexion of the first ray ($p = 0.022$), in which the value of the study group was 7.13 mm compared to 6.13 mm of the control group; in plantarflexion of the first ray ($p = 0.027$), in

which the value of the study group was 4.50 mm compared to 3.63 mm of the control group; and in the maximum pressure value of the whole stance phase ($p = 0.031$), in which the value of the study group was 31.32 N/cm² compared to 21.01 N/cm² of the control group. Regarding dorsiflexion, although the results were statistically significant, we do not consider them relevant, since at the beginning of the study significant differences were also found ($p = 0.002$). These results should be interpreted with caution, since we consider that an increase in the sample size would homogenize the groups, in terms of this variable.

On the other hand, regarding plantarflexion and maximum pressure of the first metatarsal, the study group obtained a higher value compared to the values of the control group after 4 weeks of training, presenting significant differences. We think that this may be because this exercise program may have contributed to the improvement in the functionality of the first ray both in its assessment of discharge and dynamics.

Previous studies evaluated the influence of conservative elements on PL activity. Ludwig et al.⁴⁰ studied the increase in PL activity with the use of a lateral pressure element placed in a personalized orthopedic insole. Thirty-four healthy subjects participated and walked down a catwalk using the same model of footwear. In addition, two types of orthopedic insoles were used, one standard and the other sensorimotor (standard insole to which a 35 shore A piece of EVA was added to the lateral edge of the rearfoot in order to stimulate the area). Contact with the ground was recorded through two pressure sensors under the sole of the shoe. Their results indicated that an increase in PL activity occurred during the propulsive phase and the mid-support phase when sensorimotor insoles were used. Furthermore, they considered that the pressure point changes the afferent information and leads to greater activation of the PL in the time interval in which the pressure point exerts pressure on the peroneal tendon.

Roca-Dols et al.⁹ assessed the activity of the PL and peroneus brevis in healthy subjects, walking in 6 different situations, with the participants barefoot and with the participants wearing 5 different types of footwear. Their results indicated that, during the propulsive phase of walking, the PL reduced its activity in cases in which the subjects were wearing shoes with an air chamber compared to walking barefoot. The authors consider that the cushioning mechanism of the shoe could reduce PL activity in this phase. However, during the contact phase, footwear with an air chamber increased the activity of the PL, and this may be due to the cushioning mechanism of the sole, which provides lateral stability. In short, they consider that the result of muscular activity could be influenced by the type of material of the footwear.

We consider the small sample size as the main limitation of this study compared to similar studies²⁰. This could be one of the reasons why a decrease in plantar pressures was obtained in the control group. As mentioned above, increasing the sample size could homogenize the groups and obtain better results. Other limitations found was the fact that feet were counted instead of people. In case that a participant has not respected the researchers' instructions to perform the exercises, the impact will have been in 2 cases (2 feet) instead of one. It would be interesting to include only one foot per person in future studies.

In conclusion, in this study it was observed that the subjects who performed an exercise program with elastic bands to strength-

en the PL muscle after four weeks of training presented an increase in plantarflexion of the first ray (from 3.81 to 4.50 mm; $p = 0.016$); an increase in the pressure of the first metatarsal head during the stance phase of gait (from 7.64 to 11.55 N/cm²) and its maximum pressure in dynamics (from 22.07 to 31.32 N/cm²); an increase in the percentage of the time interval in which this maximum pressure occurs during the stance phase (from 77.96 to 79.76); and a decrease in the percentage of loading time during the stance phase (from 79.24 to 76.30 %).

Ethics declaration

This research complies with current regulations on bioethics and respects the principles of the Declaration of Helsinki (World Medical Assembly), the Council of Europe Convention on Human Rights, and the UNESCO Declaration on Human Rights. and was approved by the Clinical Research Ethics Committee of the University of Seville (ID: 0498-N23). All participants gave signed consent before being included in the study. Authorization was also obtained from the Podiatry Clinical Area of the University of Seville. This clinical trial has a registration number in ClinicalTrials.gov (NCT05647616).

Conflict of interest

The authors declare no conflicts of interest regarding this paper.

Funding

None.

Authors contribution

Conception and design: PTV, MJMM.

Data collection: PTV.

Results analysis: PTV.

Creation and redaction of initial draft: PTV, MJMM.

Final Review: PTV, MJMM.

References

- Munuera PV. El primer radio. *Biomecánica y Ortopodología*. 2.^a ed. Santander: Exa Editores SL; 2012.
- Wong DW chi, Zhang M, Yu J, Leung AKL. Biomechanics of first ray hypermobility: an investigation on joint force during walking using finite element analysis. *Med Eng Phys*. 2014;36(11):1388-93. DOI: 10.1016/j.medengphys.2014.03.004.
- Glasoe W, Yack HJ, Saltzman CL. Anatomy and biomechanics of the first ray. *Phys Ther*. 1999;79(9):854-9. DOI: 10.1093/ptj/79.9.854.
- Root M, Orien W, Weed J. Normal and abnormal function of the foot, vol 2. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp; 1977.
- Rueda M. Introducción a la biomecánica del pie (VI). *Apunts Med Esport*. 2005; 146:37-41. DOI: 10.1016/S1886-6581(05)76097-7.
- Rico R. Biomecánica del Primer Radio. Deformidad en flexión plantar. Caso clínico. *Rev Int Cienc Podol*. 2008;3(1):53-66.
- Bierman RA, Christensen JC, Johnson CH. Biomechanics of the first ray. Part III. Consequences of ligidus arthrodesis on peroneus longus function: A three-dimensional kinematic analysis in a cadaver model. *J Foot Ankle Surg*. 2001;40(3):125-31. DOI: 10.1016/S1067-2516(01)80077-6.
- Johnson CH, Christensen JC. Biomechanics of the first ray Part I. The effects of peroneus longus function: A three-dimensional kinematic study on a cadaver model. *J Foot Ankle Surg*. 1999;38(5):313-21. DOI: 10.1016/S1067-2516(99)80002-7.
- Roca-Dols A, Losa-Iglesias ME, Sánchez-Gómez R, López-López D, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Calvo-Lobo C. Electromyography comparison of the effects of various footwear in the activity patterns of the peroneus longus and brevis muscles. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;82:126-32. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2018.03.003.
- Dullaert K, Hagen J, Klos K, Gueorguiev B, Lenz M, Richards RG, et al. The influence of the Peroneus Longus muscle on the foot under axial loading: A CT evaluated dynamic cadaveric model study. *Clin Biomech*. 2016;34:7-11. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2016.03.001.
- Choi Y, Lee J. Effect of peroneus longus muscle release on abductor hallucis muscle activity and medial longitudinal arch before toe-tap exercise in participants with flexible pes planus. *Healthcare*. 2021;10(44):1-9. DOI: 10.3390/healthcare10010044.
- Duchenne G. *Physiologie des Mouvements*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 1867.
- Sánchez Gómez R, De Benito González S, Gómez Martín B, Álvarez-Calderón Iglesias O, Rico Teixeira R. Maniobra de fiabilidad para el Músculo Peroneo Lateral Largo: Hiper movilidad del Primer Radio. *Rev Int Cienc Podol*. 2009;3(1):35-44.
- Cornwall MW, Fishco WD, McPoil TG, Lane CR, O'Donnell D, Hunt L. Reliability and validity of clinically assessing first-ray mobility of the foot. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2004;94(5):470-6. DOI: 10.7547/0940470.
- Wang H, Yu H, Kim YH, Kan W. Comparison of the effect of resistance and balance training on isokinetic eversion strength, dynamic balance, hop test, and ankle score in ankle sprain. *Life*. 2021;11(4):1-13. DOI: 10.3390/life11040307.
- Song SH, Park JH, Song GD, Lee SG, Jo YH, Jin MK, et al. Usability of the Thera-Band® to improve foot drop in stroke survivors. *NeuroRehabilitation*. 2018;42(4):505-10. DOI: 10.3233/NRE-172338.
- Spencer Cain M, Ban RJ, Chen YP, Geil MD, Goerger BM, Linens SW. Four-week ankle-rehabilitation programs in adolescent athletes with chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2020;55(8):801-10. DOI: 10.4085/1062-6050-41-19.
- Kaminski TW, Buckley BD, Powers ME, Hubbard TJ. Effect of strength and proprioception training on eversion to inversion strength ratios in subjects with unilateral functional ankle instability. *Br J Sports Med*. 2003;37(5):410-5. DOI: 10.1136/bjsm.37.5.410.
- Begg C, Cho M, Eastwood S, Horton R, Olkin I. Improving the quality of reporting of randomized controlled trials. The CONSORT statement. *JAMA*. 1996;276(8):637-9. DOI: 10.1001/jama.1996.03540080059030.
- Munuera-Martínez PV, Távora-Vidalón P, Monge-Vera MA, Sáez-Díaz A, Lafuente-Sotillos G. The validity and reliability of a new simple instrument for the measurement of first ray mobility. *Sensors*. 2020;20(8):1-16. DOI: 10.3390/s20082207.
- Távora-Vidalón P, Lafuente-Sotillos G, Munuera-Martínez PV. Movimiento del primer dedo en sujetos con hallux limitus vs. sujetos con pies normales. *Rev Esp Podol*. 2021;32(2):116-22. DOI: 10.20986/revspod.2021.1621/2021.
- Távora-Vidalón P, Lafuente-Sotillos G, Manfredi-Márquez MJ, Munuera-Martínez PV. Movilidad normal del primer radio en los planos sagital y frontal. *Rev Esp Podol*. 2021;32(1):27-35. DOI: 10.20986/revspod.2021.1600/2021.
- Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. *Clin Biomech*. 2006;21(1):89-98. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2005.08.002.
- Martínez-Nova A, Sánchez-Rodríguez R, Cuevas-García JC, Sánchez-Barrado E. Estudio baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos. *Rehabilitación*. 2007;41(4):155-60. DOI: 10.1016/S0048-7120(07)75509-3.
- Martínez-Nova A, Cuevas-García JC, Sánchez-Rodríguez R, Pascual-Huerta J, Sánchez-Barrado E. Estudio del patrón de presiones plantares en pies con hallux valgus mediante un sistema de plantillas instrumentadas. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*. 2008;52(2):94-8. DOI: 10.1016/S1888-4415(08)74801-X.
- Cain MS, Ban RJ, Chen YP, Geil MD, Goerger BM, Linens SW. Four-week ankle-rehabilitation programs in adolescent athletes with chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2020;55(8):801-10. DOI: 10.4085/1062-6050-41-19.
- Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2.nd ed. Abingdon, Inglaterra: Routledge; 1988. p. 567.
- Távora-Vidalón P, Monge-Vera M, Lafuente-Sotillos G, Domínguez-Maldonado G, Munuera-Martínez P. Static range of motion of the first metatarsal in

- the sagittal and frontal planes. *J Clin Med*. 2018;7(11):456. DOI: 10.3390/jcm7110456.
29. Landis J, Koch G. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977;33(1):159-74. DOI: 10.2307/2529310.
 30. 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(1):35. DOI: 10.1186/1757-1146-2-35.
 31. Thordarson D, Schmotzer H, Chon J, Peters J. Dynamic support of the human longitudinal arch. A biomechanical evaluation. *Clin Orthop Relat Res*. 1995;316:165-72. DOI: 10.1097/00003086-199507000-00022.
 32. McLoda TA, Hansen AJ. Effect of a task failure exercise on the peroneus longus and brevis during perturbed gait. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2005;45:53-8.
 33. Bavdek R, Zdolšek A, Strojnik V, Dolenc A. Peroneal muscle activity during different types of walking. *J Foot Ankle Res*. 2018;11(1):50. DOI: 10.1186/s13047-018-0291-0.
 34. Ha S, Fong D, Chan K. Review of ankle inversion sprain simulators in the biomechanics laboratory. *Asia Pac J Sports Med Arthrosc Rehabil Technol*. 2015;2(4):114-21. DOI: 10.1016/j.asmart.2015.08.002.
 35. Peng HT, Song CY, Chen ZR, Lai CT, Gu CY, Wang LI. Effects of attaching elastic bands to the waist and heels on drop jumps. *Eur J Sport Sci*. 2022;22(6):808-16. DOI: 10.1080/17461391.2021.1915390.
 36. Veneri D. Combining the treatment modalities of body weight support treadmill training and thera-band: A case study of an individual with hemiparetic gait. *Top Stroke Rehabil*. 2011;18(4):402-16. DOI: 10.1310/tsr1804-402.
 37. Yu W, An C, Kang H. Effects of resistance exercise using thera-band on balance of elderly adults: a randomized controlled trial. *J. Phys Ther Sci*. 2013;25:1471-3. DOI: 10.1589/jpts.25.1471.
 38. Patil P, Rao SA. Effects of Thera band elastic resistance-assisted gait training in stroke patients. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2011;47(3):427-33.
 39. Choi SA, Cynn HS, Yi CH, Kwon OY, Yoon TL, Choi WJ, et al. Isometric hip abduction using a Thera-Band alters gluteus maximus muscle activity and the anterior pelvic tilt angle during bridging exercise. *J Od Electromyogr Kinesiol*. 2015;25:310-5. DOI: 10.1016/j.jelekin.2014.09.005.
 40. Ludwig O, Kelm J, Fröhlich M. The influence of insoles with a peroneal pressure point on the electromyographic activity of tibialis anterior and peroneus longus during gait. *J Foot Ankle Res*. 2016;9(1):33. DOI: 10.1186/s13047-016-0162-5heels on drop jumps. *Eur J Sport Sci*. 2022;22(6):808-16.