



ORIGINAL

Artículo bilingüe español / inglés

Rev Esp Podol. 2024;35(1):22-29

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.

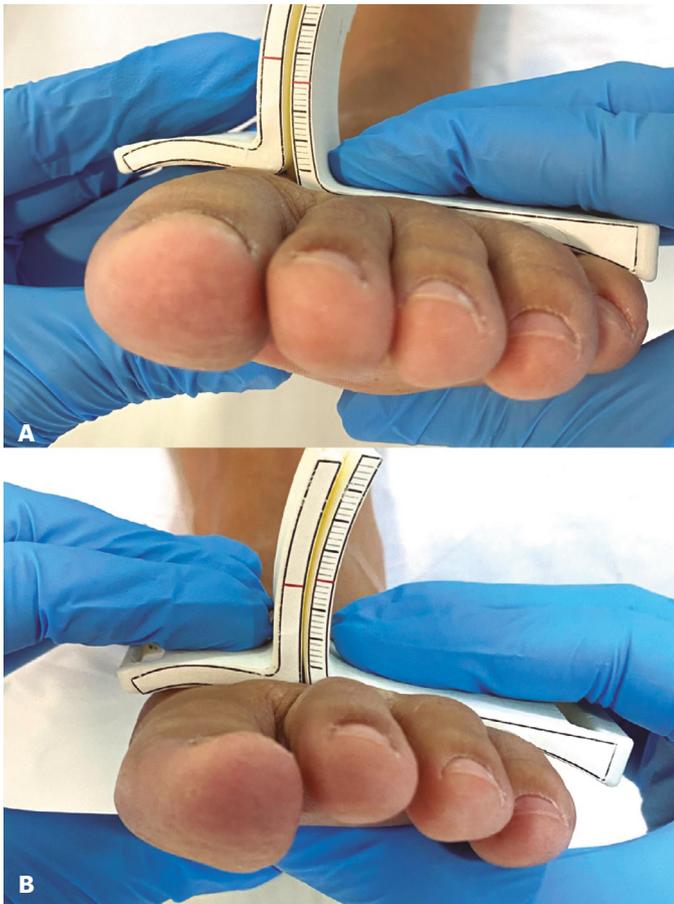


Figura 1. Medición del movimiento del primer radio.

- 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

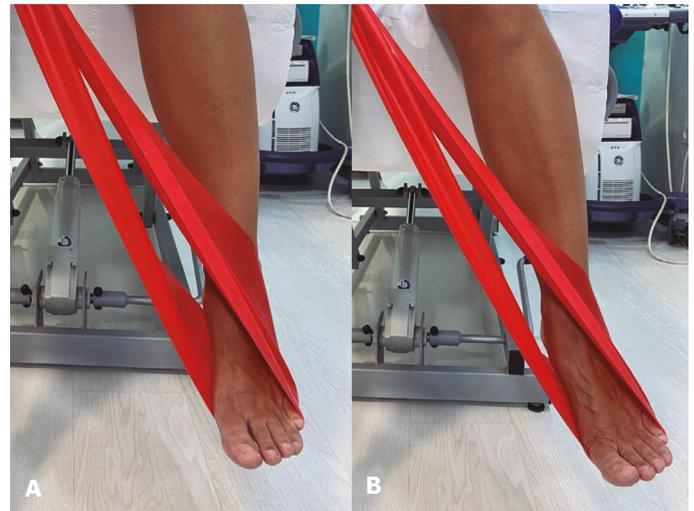


Figura 2. Ejercicio de potenciación de PL.

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 llevaran 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 dorsalflexión 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 intraclase (modelo mixto de dos factores) y los resultados sugirieron que la reproducibilidad del procedimiento de medición fue buena²⁹ (CCI = 0.885 en la dorsalflexión; CCI = 0.884 en la plantarflexión).

La dorsalflexión 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
Dorsalflexión 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
Dorsalflexión 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 dorsiflexión 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 dorsiflexión 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 dorsiflexionado 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 dorsalflexionado, 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 dorsalflexión 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 dorsalflexión, 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.
- Glase 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. 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.
22. 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.
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.ª ed. Abingdon, Inglaterra: Routledge; 1988. p. 567.
28. 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, Zdošek 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 theraband: 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 theraband 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.