

revistapodologia .com

Nº 121 - abril 2025



Revista Digital de Podología
Gratuita - En español

revistapodologia.com

Revistapodologia.com n° 121
abril 2025

Director

Alberto Grillo

revista@revistapodologia.com

ÍNDICE

Pag.

- 4 - Potenciación del peroneo largo en sujetos con primer radio dorsalflexionado flexible. Resultados preliminares de un ensayo clínico aleatorizado.
Priscila Távora Vidalón y María José Manfredi Márquez. España.
- 15 - Diseño y aplicación de dispositivo para proyección radiográfica de la mortaja tibio-astragalina.
Garcini-Munguia FA., Garcia-Garcia R., Navarro-Martinez E., Zapien-Aguila S., Rojas-Avilés JL. México.

Revistapodologia.com

Tel: +598 99 232929 (WhatsApp) - Montevideo - Uruguay.

www.revistapodologia.com - revista@revistapodologia.com

La Editorial no asume ninguna responsabilidad por el contenido de los avisos publicitarios que integran la presente edición, no solamente por el texto o expresiones de los mismos, sino también por los resultados que se obtengan en el uso de los productos o servicios publicitados. Las ideas y/u opiniones vertidas en las colaboraciones firmadas no reflejan necesariamente la opinión de la dirección, que son exclusiva responsabilidad de los autores y que se extiende a cualquier imagen (fotos, gráficos, esquemas, tablas, radiografías, etc.) que de cualquier tipo ilustre las mismas, aún cuando se indique la fuente de origen. Se prohíbe la reproducción total o parcial del material contenido en esta revista, salvo mediante autorización escrita de la Editorial. Todos los derechos reservados.

IMPRESIÓN DE PLANTILLAS 3D

Herbitas
Laboratorios

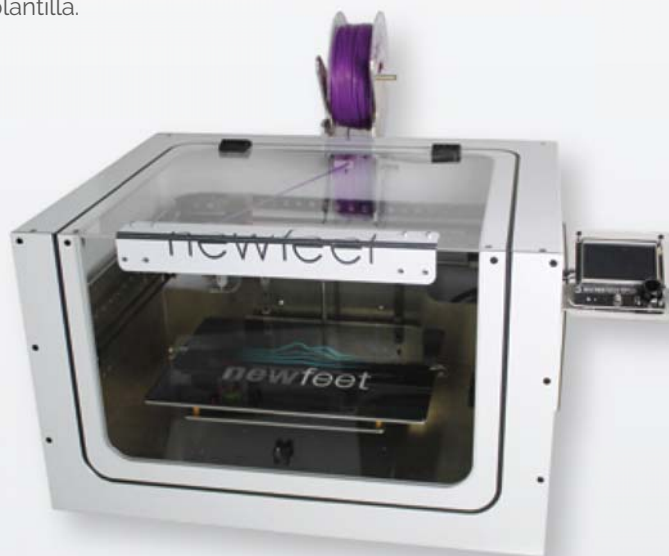
STEP TO THE FUTURE

LLEGA LA REVOLUCIÓN EN LA CREACIÓN DE PLANTILLAS PERSONALIZADAS

- ✓ Asigna la dureza (Shore) necesaria a cada parte de la plantilla.
- ✓ Replica una plantilla nueva con total exactitud.
- ✓ Realiza las variaciones en cada una de las partes de las plantillas en función de las necesidades.

NOVEDADES SOFTWARE

Balance Invertido de Blake.
Posibilidad de añadir e logo de la clínica.
Piezas para posturología.



Ref. 21.113.31

INCLUYE

Impresora
Escaner
Ordenador
Software
1 Rollo de material



**NUEVO
ESCANER BLUETOOTH**

Escanea tanto el pie
como las espumas fenólicas

EJEMPLO



herbitas.com



Periodista Badía, 13 B
46134 · Foios - Valencia (Spain)
Tlf: +34 96 362 79 00
herbitas@herbitas.com

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

Priscila Távara Vidalón (1) y María José Manfredi Márquez (2)

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

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

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

Ganador Premio Virginia Novel 2023

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 Távara Vidalón priscilatavara16@gmail.com

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.

Palabras clave

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

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

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 pe-

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.

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

Introducción

El primer radio es una unidad funcional formada por el primer metatarsiano y el hueso cuneiforme medial(1), y tiene un componente importante en la estabilidad y la integridad estructural del pie(2). 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 pie(3).

En la fase propulsiva de la marcha, el primer radio debe plantarflexionarse para que la primera cabeza metatarsiana presione firmemente sobre el suelo(4). 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 dinámica(9), 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

radio(12). Esta situación de inestabilidad se define como hiper movilidad del primer radio(4), 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 metatarsal (1.^a AMTF) pudiendo originar el hallux limitus o hallux rigidus(1).

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 fuerza(15), mediante ejercicios con bandas elásticas(15-18). 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 CONSORT(19).

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 flexible(20). 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 medida(20) para hallar el rango de movimiento en milímetros de la máxima dorsalflexión, siguiendo el procedimiento ya descrito en otros trabajos de investigación(20-22). 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:

a) 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 totalidad(1).

b) 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

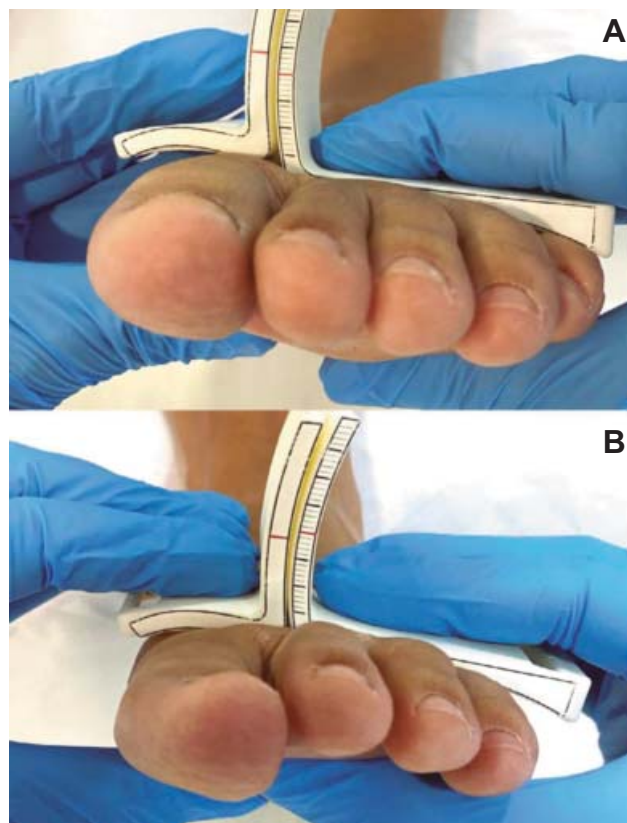


Figura 1. Medición del movimiento del primer radio.

establecen en el rango de 0 a +5.

c) 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 eversion 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.

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 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 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.

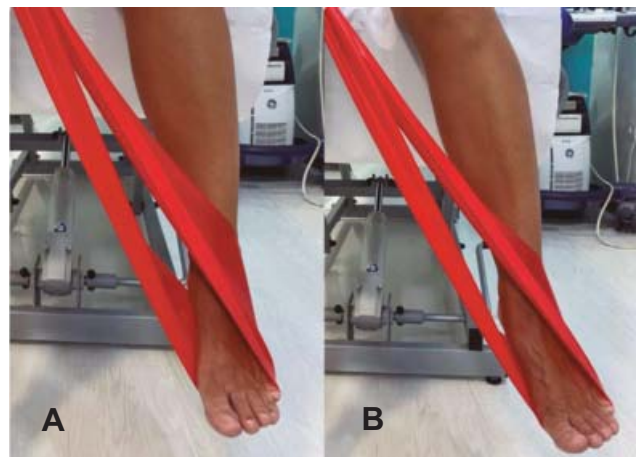


Figura 2. Ejercicio de potencianción de PL.

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 intergrupos, 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 signifi 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 hom-

bres 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 previo(28) 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 reproductibilidad del procedimiento de medición fue buena(29) (CCI = 0.885 en la dorsalflexión; CCI = 0.884 en la plantarflexión).

La dorsalflexión y plantarflexión del primer radio, el movimiento total de extensión metatarsal-falángica, 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 metatarsal-falángica en

la que el valor aumentó de 47.81° a 53.44° ($p = 0.001$).

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

Tabla I. Desplazamiento del primer radio en el plano sagital (mm), movimiento de extensión de la 1.^a AMTF ($^\circ$), 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 metatarsal-falángica. 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	0061	-
Tiempo de carga fase de apoyo	79.24 ± 5.51	76.30 ± 5.57	0036	053
Presión máxima fase de apoyo	22.07 ± 13.18	31.32 ± 17.09	0070	-
Tiempo de presión máxima	77.96 ± 4.64	79.76 ± 3.99	0008	041
Grupo control	Pre	Post	Valor p	d Cohen
Presión en fase de apoyo	11.12 ± 4.88	7.76 ± 2.32	0010	087
Tiempo de carga fase de apoyo	77.36 ± 4.87	75.81 ± 4.51	0181	-
Presión máxima fase de apoyo	30.00 ± 15.32	21.01 ± 6.31	0011	076
Tiempo presión máxima	77.87 ± 4.56	77.77 ± 4.06	0895	-

variables obtenidas al principio y fin 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 mo-

vimiento 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°(3,4).

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 700 N (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 obtuvi-

mos 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 empiece 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 metatarsalángica, 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 retropié 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 influenciado por el tipo de material del calzado.

Consideramos como principal limitación de este estudio el pequeño tamaño muestral en comparación con estudios similares(20). 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

1. Munuera PV. El primer radio. Biomecánica y

Ortopodología. 2.^a ed. Santander: Exa Editores SL; 2012.

2. 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.

3. 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.

4. Root M, Orien W, Weed J. Normal and abnormal function of the foot, vol 2. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp; 1977.

5. Rueda M. Introducción a la biomecánica del pie (VI). *Apunts Med Esport.* 2005; 146:37-41. DOI: 10.1016/S1886-6581(05)76097-7.

6. Rico R. Biomecánica del Primer Radio. Deformidad en flexión plantar. Caso clínico. *Rev Int Cienc Podol.* 2008;3(1):53-66.

7. Bierman RA, Christensen JC, Johnson CH. Biomechanics of the first ray. Part

III. Consequences of lapidus 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.

8. 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/S10672516(99)80002-7.

9. Roca-Dols A, Losa-Iglesias ME, Sánchez-Gómez R, López-López D, Becerro-de-Bengoa-Vallero 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.

10. 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.

11. 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.

12. Duchenne G. *Physiologie des Mouvements.* Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 1867.

13. 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.

14. 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.

15. 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.

16. 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: 10.2233/NRE-172338.

17. Spencer Cain M, Ban RJ, Chen YP, Geil MD, Goerger BM, Linens SW. Fourweek 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.

18. 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):4105. DOI: 10.1136/bjism.37.5.410.

19. 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.

20. Munuera-Martínez PV, Távara-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. Távara-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/revesppod.2021.1621/2021.

22. Távara-Vidalón P, Lafuente-Sotillos G, Manfredi-Márquez MJ, MunueraMartínez PV. Movilidad normal del primer radio en los planos sagital y frontal. *Rev Esp Podol.* 2021;32(1):27-35. DOI: 10.20986/revesppod.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/S00487120(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.* 2nd ed. Abingdon, Inglaterra: Routledge; 1988. p. 567.
28. Tavera-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):80816. 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/s13047016-0162-5heels on drop jumps. *Eur J Sport Sci.* 2022;22(6):808-16.

Revista Digital y Gratuita

revistapodologia
.com

>>> 2005 >>> 2025 = 20 años >>>

Web

www.revistapodologia.com

>>> 1995 >>> 2025 = 30 años online >>>

COMPRE AGORA COM
O SEU PODÓLOGO



SOLUÇÃO SAUDÁVEL EM TRATAMENTO PODOLÓGICO.

Antifúngico e antisséptico.
Combate onicomicoses.
Combate a frieira, hidrata,
recupera e fortalece as unhas.

(47) 3037-3068
inadermocosmeticos.com.br f @
Rua Hermann Hering, 573 - Bom Retiro
Blumenau/SC

ina
dermocosméticos

Diseño y aplicación de dispositivo para proyección radiográfica de la mortaja tibio-astragalina.

Garcini-Munguía FA (1), García-García R (2), Navarro-Martínez E (3), Zapien-Aguila S (3), Rojas-Avilés JL (4).

Hospital General Dr. Aurelio Valdivieso, SS, Oaxaca, México.

- 1- Instituto Queretano de Alta Especialidad en Ortopedia (IQAEO). Hospital Ángeles de Querétaro. Querétaro. México.
- 2- Jefe de Servicio de Traumatología y Ortopedia del Hospital General Dr. Aurelio Valdivieso de Oaxaca. Oaxaca. México.
- 3- Médico adscrito del Servicio de Traumatología y Ortopedia del Hospital General Dr. Aurelio Valdivieso de Oaxaca. Oaxaca. México.
- 4- Universidad Anáhuac Querétaro. Querétaro. México.

Correspondencia:

Dr. Franco Alberto Garcini-Munguía

Instituto Queretano de Alta Especialidad en Ortopedia (IQAEO)

Calle Bernardino del Razo 21, Ensueño, C.P. 76178, Santiago de Querétaro, Qro. Hospital Ángeles Querétaro.

E-mail: drfrancogarcini@gmail.com

Recibido: 04-12-2023. Aceptado: 29-01-2024.

Citar como: Garcini-Munguía FA, García-García R, Navarro-Martínez E, Zapien-Aguila S, Rojas-Avilés JL. Diseño y aplicación de dispositivo para proyección radiográfica de la mortaja tibio-astragalina. Acta Ortop Mex. 2024; 38(2): 82-87. <https://dx.doi.org/10.35366/115076>.

www.medigraphic.com/actaortopedica

Resumen

Introducción

Las lesiones ligamentarias de la sindesmosis tibioperonea distal que ocasionan apertura de la misma son muy frecuentes en traumatología; sin embargo, su diagnóstico es un reto para el cirujano ortopeda. La radiografía de la mortaja tibioastragalina es el método más utilizado para el diagnóstico de este tipo de lesiones, pero es poco confiable ya que la posición del tobillo durante el estudio suele variar dependiendo del operador.

Objetivo

Demostrar que con el uso del dispositivo diseñado se logra una imagen radiográfica correcta y constante de la sindesmosis tibioperonea distal en la proyección de la mortaja.

Material y métodos

Estudio prospectivo, longitudinal y observacional. Diseñamos un dispositivo de polipropileno que mantiene el tobillo a 90 grados de dorsiflexión y rotación interna de 15 grados. Aplicamos el dispositivo para tomar radiografías de la mortaja en tobillos sanos y les realizamos las mediciones correspondientes para valorar la sindesmosis.

Resultados

Valoramos un total de 46 radiografías de tobillos sanos, con un predominio de tobillos izquierdos. Las mediciones conseguidas fueron las siguientes: espacio tibioperoneo (ETP) de 3 a 6 mm, la superposición tibioperonea (STP) de 1 a 3 mm, espacio astrágalotibial medial (EATM) de 2 a 3 mm y una relación de Merle D'Aubigne de 2:1 en todos los tobillos. Al comparar las mediciones obtenidas con

las establecidas por Harper y Keller, no se encontró una diferencia estadísticamente significativa ($\chi^2 < 5$). Conclusión: con el uso del dispositivo diseñado, obtuvimos una correcta y constante imagen radiográfica de la mortaja y la sindesmosis tibioperonea distal.

Palabras clave: tobillo, sindesmosis tibioperonea distal, proyección de la mortaja.

Abstract

Introduction: ligamentous injuries of the distal tibiofibular syndesmosis resulting in its opening are common occurrences in traumatology; however, their diagnosis poses a challenge for orthopedic surgeons. The tibioastragaloid mortise radiograph view is the most commonly used method for diagnosing this type of injury, but its reliability is compromised due to variations in ankle positioning during the study, which often depend on the operator.

Objective: to demonstrate that the designed device achieves a correct and consistent radiographic image of the distal tibiofibular syndesmosis in the mortise view.

Material and methods: we present a prospective, longitudinal, observational study. We designed a polypropylene device that maintains the ankle at 90 degrees of dorsiflexion and 15 degrees of internal rotation. The device was used to take mortise view radiographs of healthy ankles, and corresponding measurements were taken to assess the syndesmosis.

Results: we evaluated a total of 46 radiographs of healthy ankles, with a predominance of left ankles. The obtained measurements were as follows: anterior tibiofibular distance (ATFD) ranged from 3 to 6 mm, posterior tibiofibular distance (PTFD) ranged from 1 to 3 mm, tibiofibular clear space (TFCS) ranged from 2 to 3 mm, and a Merle D'Aubigne ratio of 2:1 was observed in all ankles. When comparing the measurements obtained with those established by Harper and Keller, no statistically significant difference was found ($\chi^2 < 5$). Conclusion: with the use of the designed device, we achieved a correct and consistent radiographic image of the mortise and the distal tibiofibular syndesmosis.

Keywords: ankle, distal tibiofibular syndesmosis, mortise view.

Abreviaturas

ANOVA = análisis de varianza (ANalysis Of Variance). AP = anteroposterior.

EATM = espacio astrágalo-tibial medial. ETP = espacio tibioperoneo.

STP = superposición tibioperonea.

Introducción

Las lesiones de tobillo son una de las causas más frecuentes de atención en el servicio de traumatología y ortopedia, llegando a ocupar el tercer lugar dentro de las lesiones traumáticas del aparato locomotor a nivel mundial. Dentro de éstas, las lesiones ligamentarias de la sindesmosis tibioperonea distal, que causan apertura de la misma, representan aproximadamente 5-10% de todas las lesiones ligamentarias del tobillo, puede presentarse hasta en 23% de todas las fracturas de tobillo.(1) Su magnitud puede ser de diferentes grados, dependiendo de su mecanismo de producción y su asociación o no a fractura.

Por definición, una sindesmosis es una unión fibrosa de dos huesos adyacentes y esto no difiere en la sindesmosis tibioperonea distal, la cual es la unión de la tibia y el peroné en la región distal de los mismos y está formada por estos dos huesos y cuatro ligamentos: tibioperoneo distal anterior, tibioperoneo distal posterior, transverso y membrana interósea. Estos ligamentos juegan un papel fundamental en la biomecánica y estabilidad de la articulación del tobillo y es por esto que se le da tanta importancia en el tratamiento.(2,3,4)

Hasta 90% de la resistencia del desplazamiento lateral del peroné está dado por los ligamentos de la sindesmosis tibioperonea. Es por esto que una lesión de cualquiera de los tres ligamentos, o de todos, da una inestabilidad importante en la articulación del tobillo, así como debilidad y movimientos anormales interarticulares.(2,4)

Existen diferentes mecanismos de producción de las lesiones de la sindesmosis tibioperonea. Se han descrito varios; sin embargo, el más común e importante continúa siendo la rotación forzada externa, acompañada de dorsiflexión y carga axial.(4,5)

Para el diagnóstico de esta patología se requiere un alto índice de sospecha, ya que en ocasiones esta lesión pasa inadvertida y es confundida frecuentemente con el esguince lateral del tobillo y se convierte entonces en una causa de dolor crónico de esta articulación, conduciendo a una inestabilidad crónica y posterior artrosis.(1,2,5)

El examen de imagen suele ser algo controversial, siempre apoyándose en proyecciones radiográficas de tobillo anteroposterior (AP) y lateral; sin embargo, para una adecuada visualización de la sindesmosis tibioperonea distal es necesaria una proyección de la mortaja, la cual es una proyección AP del tobillo, con una rotación interna de entre 15 y 20 grados.(6,7) Al ser la proyección de la mortaja un estudio radiográfico que requiere una posición exacta del tobillo, se vuelve un estudio operador dependiente, presentando así en muchas ocasiones un mal diagnóstico o falsos negativos.

Actualmente, el estándar de oro en estudios de imagen para el diagnóstico de lesiones ligamentarias de tobillo, incluyendo la sindesmosis tibioperonea distal, es la resonancia magnética.(3) Sin embargo, en nuestra población, por cuestiones económicas, es de difícil acceso realizar dicho estudio a todos los pacientes.

Es por esto que nos dimos a la tarea de buscar una manera exacta de realizar una proyección de la mortaja, diseñando y aplicando un dispositivo que permita mantener el tobillo en posición estática de 15 grados de rotación interna al momento del estudio radiográfico, logrando una imagen exacta y constante de la sindesmosis tibioperonea distal y con esto obtener diagnósticos precisos y evitar falsos negativos que lleven al paciente a presentar dolor crónico.

Material y métodos

Se llevó a cabo un estudio longitudinal, prospectivo y observacional en el Hospital General Dr. Aurelio Valdivieso, en el Servicio de Traumatología y Ortopedia, donde se incluyeron todos los pacientes con tobillos sanos (sin lesiones ligamentarias previas) con edades comprendidas entre 18 y 50 años y sin antecedentes de lesiones ligamentarias de tobillo. Se excluyeron los casos de pacientes con esguinces previos de tobillo, sin importar el grado de la lesión, antecedentes de fracturas de tobillo, índice de masa corporal (IMC) > 35 kg/m², embarazadas y sujetos con evidencia radiográfica de lesiones de tobillo previas.

Se diseñó un dispositivo a base de polipropileno, por ser un material totalmente radiolúcido, para mantener el tobillo en posición estática durante el estudio radiográfico de la mortaja. El dispositivo consta de una base plana y sobre ella una férula rígida suropodálica con el tobillo a 90 grados, fijada exactamente a 15 grados de rotación interna. Se creó un dispositivo para el tobillo izquierdo y otro para el tobillo derecho, ambos de talla universal, lo que aseguró una adaptación adecuada al tobillo del adulto (mayor de 16 años) y fue útil tanto para hombres como para mujeres (**Figura 1**).



Figura 1: Muestra una radiografía comparativa del mismo paciente donde se encuentra EATM sin el dispositivo 6 mm (A) y con el dispositivo 2 mm (B).

Todos los pacientes fueron informados claramente sobre su participación en este estudio de investigación clínica y aceptaron mediante consentimiento informado. Este estudio fue aprobado por el comité de bioética en investigación del Hospital General Dr. Aurelio Valdivieso.

Se tomaron radiografías de todos los pacientes en proyección de la mortaja, utilizando un dispositivo

previamente diseñado. Las proyecciones radiográficas se realizaron con una distancia de 110 cm tubo-película y fueron tomadas por el mismo técnico radiólogo, quien no estuvo involucrado en el estudio (Figura 2).



Figura 2: Muestra en tres imágenes el dispositivo diseñado (para tobillo izquierdo), manteniendo el tobillo en la posición deseada, 90 grados de dorsiflexión y 15 grados de rotación interna.

Todas las radiografías se imprimieron a tamaño real y posteriormente se midieron para confirmar el diagnóstico de tobillo sano sin lesión de la sindesmosis tibioperonea, basándose en los valores normales del espacio tibioperoneo, la superposición tibioperonea y el espacio tibioastragalino medial, así como las líneas de Merle D'Aubigné.

Se realizaron tres mediciones radiográficas, las cuales fueron: el espacio tibioperoneo (ETP), que es la distancia entre el borde medial del peroné y el borde lateral del tubérculo posterior de la tibia; la superposición tibioperonea (STP), que es la distancia entre el borde medial del peroné y el borde lateral del tubérculo anterior de la tibia; y el espacio astrágalo-tibial medial (EATM), que es la distancia entre el borde medial del astrágalo y el borde lateral del maléolo medial (Figura 3).

Las mediciones se registraron en nuestras hojas de recolección de datos y posteriormente se almacenaron en una base de datos. Los resultados obtenidos se compararon con los valores normales previamente descritos por Harper y Keller.



Figura 3: Proyección radiográfica anteroposterior de tobillo izquierdo que muestra las mediciones radiográficas utilizadas para lesión de la sindesmosis tibioperonea, incluyendo superposición tibioperonea (A), espacio tibioperoneo (B) y espacio tibio-astragalino medial (C).

Análisis estadístico

Las mediciones obtenidas en nuestros usuarios fueron comparadas con las ya descritas por Harper y Keller, quienes concluyeron que las medidas normales de un tobillo sano eran un ETP menor a 6 mm, una STP mayor a 1 mm y, por último, un ETAM de 2 a 4 mm.

En la comparación cruzada no se obtuvo una diferencia significativa ($\chi^2 < 5$).

Se realizó un análisis estadístico del índice de varianza para mediciones obtenidas con un dispositivo de proyección de la mortaja. Se realizaron 32 eventos pareados y se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones iniciales. Se empleó ANOVA para demostrar estas diferencias donde se encontró un valor de P de 0.0001, seguido de un análisis de correlación de Pearson, que mostró una correlación baja pero significativa entre las mediciones. Se realizó una regresión lineal que confirmó la dispersión de los datos y se concluyó que el dispositivo ayuda a reducir la movilidad de las mediciones radiográficas.

Resultados

Se evaluaron 25 pacientes (50 tobillos esperados), de los cuales solo dos pacientes (cuatro tobillos) fueron excluidos del estudio por presentar imágenes sugestivas de lesiones ligamentarias previas de tobillo (aumento del ETP y alteración de la relación de Merle D'Aubigne), a pesar de haberlo negado previamente. Se realizó la evaluación de un total de 46 radiografías de tobillos sanos, correspondientes a 23 pacientes, durante un periodo de 12 meses. De los 25 pacientes, 14 (60.8%) fueron masculinos y 11 (39.2%) fueron femeninos. La edad media de los pacientes incluidos fue 28 años (rango 18 a 47 años). De las 46 radiografías obtenidas, 22 tobillos fueron derechos (47.8%) y 24 tobillos fueron izquierdos (52.2%). Todas las radiografías fueron medidas por el mismo médico ortopedista y se encontró que todos los tobillos presentaron una relación de Merle D'Aubigne de 2:1, lo que se considera normal.

La medición del ETP se realizó a 10 mm de la superficie articular y se encontró que todos los tobillos tenían un espacio igual o menor a 6 mm: seis tobillos presentaron 6 mm (13%), 11 mostraron 5 mm (24%), 23 tuvieron 4 mm (50%) y seis presentaron 3 mm (13%) (**Tabla 1**).

En cuanto a las mediciones obtenidas de la STP, todas se midieron a 10 mm de la superficie articular. Se encontró que todas fueron mayores a 1 mm: nueve tobillos presentaron 1 mm (19.5%), 31 registraron 2 mm (67.4%) y solo seis tobillos tuvieron 3 mm (13%) (**Tabla 1**).

El EATM se midió en todas las radiografías, encontrando una constante entre 2 y 3 mm en todos los tobillos: 11 tobillos presentaron un EATM de 2 mm (24%) y los 35 restantes tuvieron 3 mm (76%) (**Tabla 1**).

Tabla 1: Resultado de mediciones radiográficas realizadas. N = 46.

	Total	
	Valor	%
ETP		
6 mm	6	13
5 mm	11	24
4 mm	23	50
3 mm	6	13
Media	4.3 mm	
STP		
1 mm	9	19.5
2 mm	31	67.4
3 mm	6	13.1
Media	1.9 mm	
EATM		
2 mm	11	24
3 mm	35	76
Media	2.7 mm	

Las mediciones obtenidas en nuestros usuarios fueron comparadas con las ya descritas por Harper & Keller, quienes concluyeron que las medidas normales de un tobillo sano eran un ETP menor a 6 mm, una STP mayor a 1 mm y, por último, un EATM de 2 a 4 mm. En la comparación cruzada no se obtuvo una diferencia significativa ($\chi^2 < 5$).

Se decidió realizar el análisis estadístico del índice de varianza para las mediciones obtenidas con el uso del dispositivo para la proyección de la mortaja. Se tienen un total de 32 eventos pareados después de hacer el análisis estructurado de primera intención (**Tabla 2**).

Tabla 2: Pertinencia estadística de los ángulos medidos con mortaja, encontrando que existe correlación con la corrección de posición y el ángulo con mortaja aplicada.

Valor de p	00001
Valor sumario	1,734
¿Fue estadísticamente significativo?	Si
Media y varianza	t = 0.2389 a df = 31
Eventos pariados	32
Tamaño de las diferencias	-0031
Intervalo de confianza de 95%	8.849
Efectividad del pareo	
Correlación y diferencia de «R»	6.237
Valor de p	00084
Valor sumario de F	1,734
¿El pareo fue estadísticamente significativo?	Si

Al tener múltiples eventos, se decidió realizar primero un análisis de ANOVA, donde se encontró un valor de p de 0.0001, lo que demuestra que existen diferencias estadísticamente significativas de carácter inicial entre todas las mediciones obtenidas, con una media de varianza entre todas las poblaciones de las mediciones de $T = 0.2389$ con dF de eventos de 31. Encontrando tamaño de las diferencias entre las mediciones de 11.93 ± 0.07966 en el primer evento y con valor de la correlativa entre las mediciones de 11.13 ± 0.08067 , obteniendo el tamaño final de las diferencias -0.031 ± 3 , mostrando de manera final que las diferencias son acoplables para realizar análisis de correlación entre los valores. Con esto se muestra que los valores iniciales de las mediciones son diferentes dentro de la misma población, pero es necesario para poder realizar el siguiente análisis que es el estadísticamente relevante para nuestra investigación.

Realizado el análisis estadístico anterior con el objetivo de análisis de ANOVA, se decidió realizar análisis de la correlación de Pearson. Se realizó el análisis encontrando que la correlación entre las medidas obtenidas, con valor anterior referido de 0.0001.

Se realizó el análisis de Pearson donde se encontró una correlación entre los valores de 0.084, lo que muestra que no existe diferencia estadísticamente significativa entre las poblaciones y las medidas analizadas, obteniendo la gráfica mostrada en la **Figura 4**.

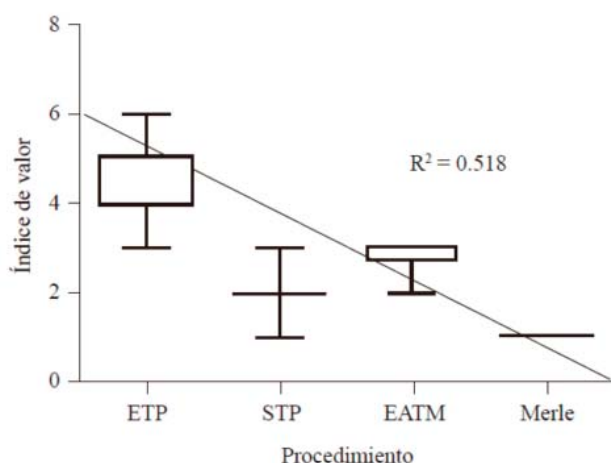


Figura 4
Correlación ANOVA-Pearson de 0.0001, siendo estadísticamente significativo. ETP = espacio tibioperoneo. STP = superposición tibioperonea. EATM = espacio astrágalo-tibial medial.

Para poder demostrar la correlación una vez aplicado el análisis de Pearson, se revisa la regresión lineal donde se obtiene un valor de R2 de 0.518, lo que muestra que sí existe dispersión, siendo el rango máximo de confianza para la revisión de Pearson de 95% y con índice de error de 5%. El valor sumario de F fue de 1.734, lo que muestra que existe correlativa entre las mediciones obtenidas (**Figura 5**).

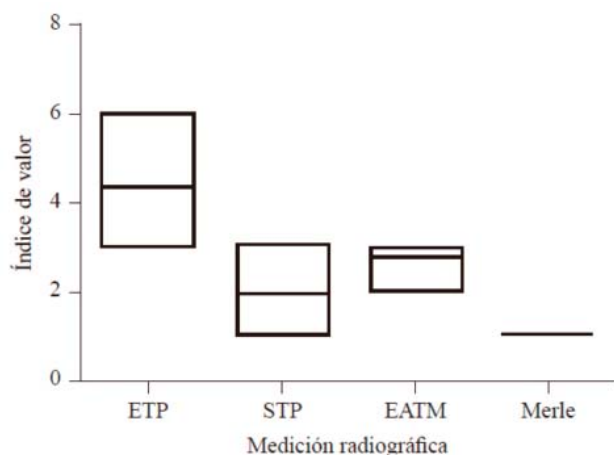


Figura 5
Regresión lineal de los datos para mortaja a partir del ángulo superior tomado para ETP.
ETP = espacio tibioperoneo.
STP = superposición tibioperonea.
EATM = espacio astrágalo-tibial medial.

Finalmente, se realizó un análisis de los datos obtenidos para la metodología de ANOVA-Pearson (**Figura 6**). De lo anterior se concluye que el uso del dispositivo para la proyección de la mortaja funciona para reducir el índice de movilidad de las mediciones radiográficas.

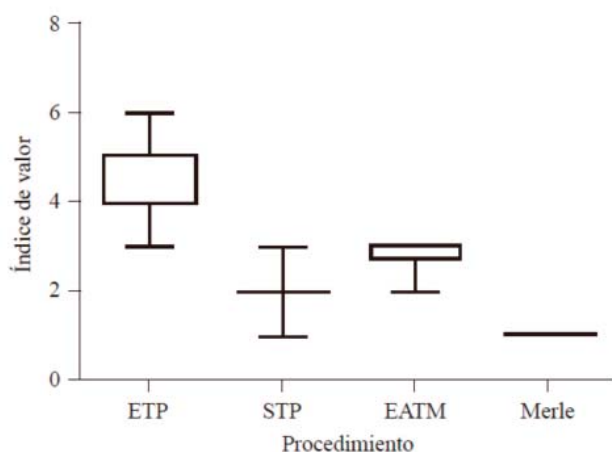


Figura 6
Análisis de índice de varianza con revisión índice de confianza a 95%.
ETP = espacio tibioperoneo.
STP = superposición tibioperonea.
EATM = espacio astrágalo-tibial medial.

Discusión

Las lesiones de tobillo son una de las principales causas de consulta en los servicios de urgencias, calculándose que de 3 a 5% de las visitas a urgencias se deben a lesiones de tobillo.(8) Estas lesiones pueden o no asociarse a una lesión de la sindesmosis tibioperonea distal; de 5 a 10% de los esguinces de tobillo y 23% de todas las fracturas de tobillo suelen presentar lesiones de la sindesmosis.(1) Sin embargo, muchas de estas lesiones no son diagnosticadas, lo que puede resultar en dolor crónico en el tobillo.

En el diagnóstico de las lesiones ligamentarias de la sindesmosis tibioperonea distal, la clínica juega un papel fundamental. Desde la realización de la historia clínica, se debe indagar sobre la presencia de lesiones previas de tobillo, así como fracturas y patologías metabólicas que puedan afectar su función. Un dato importante a recabar es el mecanismo de producción, ya que de esto depende el grado y sitio de la lesión sindesmal. A pesar de ello, los estudios de imagen son necesarios para confirmar el diagnóstico.(1,9)

Dentro de la clínica existen diferentes datos clínicos, como lo son el dolor a la palpación del ligamento tibioperoneo anterior durante una dorsiflexión pasiva o la traslación forzada del astrágalo de medial a lateral mostrando inestabilidad a comparación del contralateral, mejor conocida como maniobra de Cotton. Otra es la rotación externa del tobillo con la rodilla en flexión de 90 grados, lo que causa dolor importante en la región del ligamento tibioperoneo anterior y el posterior. La maniobra de «Squeeze»

también es utilizada y consiste en una compresión de la tibia sobre el peroné a la altura de la sindesmosis, lo cual ocasiona dolor importante en la misma. Por último, la maniobra de translación peronea, en la que se realiza movimiento de anterior a posterior del peroné, lo que causa dolor a nivel de la sindesmosis.(1,4,9) A pesar de contar con estas pruebas clínicas, ninguna de éstas ha logrado tener un valor predictivo importante en el diagnóstico de la lesión de la sindesmosis tibioperonea.

Los principales estudios de imagen para el diagnóstico de las lesiones tibioperoneas son la radiografía simple en proyecciones AP de tobillo y proyección de la mortaja, así como la tomografía y la resonancia magnética simple.(4,7) La proyección de la mortaja es útil para la adecuada apreciación de la sindesmosis tibioperonea distal, ya que el rayo viaja paralelo a la superficie articular tibioperonea distal, así como de la tibioastragalina, con lo que se obtiene la imagen de la mortaja.

La radiografía de la mortaja ha sido descrita como una proyección anteroposterior del tobillo con una rotación interna de la pierna a 15 grados; sin embargo, ha sido estudiada por múltiples autores sin lograr un acuerdo común. En su mayoría, coinciden en una rotación interna de entre 10 y 20 grados.(7,9,10)

En la radiografía anteroposterior y en la proyección de la mortaja, existen mediciones que nos ayudan a realizar el diagnóstico de integridad de la sindesmosis tibioperonea distal. Estas son: el espacio tibioperoneo (ETP), que es la distancia que existe entre el borde medial del peroné y el borde lateral del tubérculo posterior de la tibia, cuyo valor normal es < 6 mm; la superposición tibioperonea (STP), que es la distancia que existe entre el borde medial del peroné y el borde lateral del tubérculo anterior de la tibia, cuyo valor normal es > 6 mm; y el espacio astrágalo-tibial medial (EATM), que es la distancia que existe entre el borde medial del astrágalo y el borde lateral del maléolo medial, para el cual se describe un valor normal de 4 mm.(11,12,13) Los valores previamente mencionados, descritos por Marion Harper, concuerdan con los resultados registrados en este estudio.

Sin embargo, la posición del tobillo al momento de la radiografía puede alterar de manera importante estas mediciones radiográficas.(12) Por esto, algunos autores aseguran que la integridad o lesión de la sindesmosis.

En nuestro estudio se reconoce la presencia de ciertas limitaciones, las cuales destacan la necesidad de futuras investigaciones que aborden y refuercen los siguientes aspectos de nuestra investigación. La ausencia de un grupo de control en nuestro diseño de estudio limita nuestra capacidad para establecer comparaciones y realizar una evaluación más completa de la utilidad y efectividad del dispositivo.

Conclusiones

Con la aplicación de nuestro dispositivo logramos evitar los cambios de posición del tobillo durante la proyección radiográfica de la mortaja, dejando de ser un estudio operador dependiente. Al eliminar los sesgos durante el estudio se realizarán mejores y más oportunos diagnósticos de lesiones de la sindesmosis tibioperonea.

Este dispositivo es aplicable a regiones económicas y geográficas como la nuestra, ya que demostró ser un dispositivo económico, eficiente y efectivo para todos los pacientes.

Al encontrar una constante en nuestra población en tobillos sanos y tomando como base las mediciones obtenidas, es posible determinar la severidad de la lesión de la sindesmosis tibioperonea y definir la necesidad de tratamiento quirúrgico.

Referencias

1. Van Heest TJ, Lafferty PM. Injuries to the ankle syndesmosis. *J Bone Joint Surg Am.* 2014; 96(7): 603-13.
2. Doyle MD, Ligas CJ, Vora NS. Acute syndesmosis injuries. *Clin Podiatr Med Surg.* 2023; 40(1): 23-27.
3. Brosky T, Nyland J, Nitz A, Caborn DN. The ankle ligaments: consideration of syndesmotic injury and implications for rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995; 21(4): 197-205.
4. Vopat ML, Vopat BG, Lubberts B, DiGiovanni CW. Current trends in the diagnosis and management of syndesmotic injury. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2017; 10(1): 94-103.
5. Yuen CP, Lui TH. Distal tibiofibular syndesmosis: anatomy, biomechanics, injury and management. *Open Orthop J.* 2017; 11: 670-677.
6. Norkus SA, Floyd RT. The anatomy and mechanisms of syndesmotic ankle sprains. *J Athl Train.*

2001; 36(1): 68-73.

7. Paredes-Vázquez R, Sesma-Villalpando RA, Herrera-Tenorio G, Romero-Ogawa T. Evaluación por tomografía computarizada de diastasis de la sindesmosis en fracturas de tobillo tipo B y C de AO/OTA. Acta Ortop Mex. 2011; 25(1): 32-8.

8. Doherty C, Delahunt E, Caulfield B, Hertel J, Ryan J, Bleakley C. The incidence and prevalence of ankle sprain injury: a systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. Sports Med. 2014; 44(1): 123-40.

9. Nussbaum ED, Hosea TM, Sieler SD, Incremona BR, Kessler DE. Prospective evaluation of syndesmotomic ankle sprains without diastasis. Am J Sports Med. 2001; 29(1): 31-5.

10. Brage ME, Rockett M, Vraney R, Anderson R, Toledano A. Ankle fracture classification: a comparison of reliability of three X-ray views versus two. Foot Ankle Int. 1998; 19(8): 555-62.

11. Harper MC, Keller TS. A radiographic evaluation of the tibiofi syndesmosis. Foot Ankle. 1989; 10(3): 156-60.

12. Sung KH, Kwon SS, Moon SJ, Lee SY. Radiographic evaluation of the normal ankle joint in children and adolescent. J Orthop Sci. 2018; 23(4): 658-664.

13. Beumer A, Swierstra BA. The influence of ankle positioning on the radiography of the distal tibial tubercles. Surg Radiol Anat. 2003; 25(5-6): 446-50.

Revista Digital y Gratuita

revistapodologia
.com

>>> 2005 >>> 2025 = 20 años >>>

Web

www.revistapodologia.com

>>> 1995 >>> 2025 = 30 años online >>>

Não deixe a diabetes afetar sua pele.

Pés, cotovelos e joelhos mais hidratados.

Proporciona hidratação específica aos pés, cotovelos e joelhos dos portadores de diabetes.



ina
dermocosméticos



PRODUTO VEGANO

Contra a pele seca e áspera.



Hidrata as áreas mais difíceis do corpo.

ina
dermocosméticos

NUTRI FEET PARAFINADO:

O spa completo para os seus pés e áreas ressecadas

Descubra o toque suave dos pés e áreas ressecadas com os compostos hidratantes do Nutri Feet Parafinado.



PRODUTO VEGANO



ina
dermocosméticos

Ativos: parafina, óleo de tea tree, hortelã pimenta e manteiga de cupuaçu.



PRODUTO VEGANO

Coadjuvante nos procedimentos podológicos de calos e verrugas na região plantar.

A solução para os seus pés.



ina
dermocosméticos

(47) 3037-3068

inadermocosméticos.com.br f @

Rua Hermann Hering, 573 – Bom Retiro
Blumenau/SC

ina
dermocosméticos