



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

Título / Title:

Análisis de la rigidez del primer radio en bipedestación con un nuevo dispositivo: estudio exploratorio de viabilidad / Analysis of stiffness of the first ray during weightbearing with a new device: a feasibility exploratory study

Autores / Authors:

Victor Mateos Selma, Sergio Miralles Ruiz, Javier Pascual Huerta

DOI: [10.20986/revesppod.2020.1555/2019](https://doi.org/10.20986/revesppod.2020.1555/2019)

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

Mateos Selma Victor, Miralles Ruiz Sergio , Pascual Huerta Javier. Análisis de la rigidez del primer radio en bipedestación con un nuevo dispositivo: estudio exploratorio de viabilidad / Analysis of stiffness of the first ray during weightbearing with a new device: a feasibility exploratory study. Rev. Esp. Pod. 2020. doi: 10.20986/revesppod.2020.1555/2019.



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



ORIGINAL

Artículo bilingüe español/inglés

Rev Esp Podol. xxxx;xx(x):x-x
DOI: 10.20986/revesppod.2020.1555/2019

Análisis de la rigidez del primer radio en bipedestación con un nuevo dispositivo: estudio exploratorio de viabilidad

Analysis of stiffness of the first ray during weightbearing with a new device: a feasibility exploratory study

Sergio Miralles Ruíz¹, Víctor Mateos Selma¹ y Javier Pascual Huerta²

¹Clinica Podológica Sergio Miralles, Castellón, España. ²Clinica del Pie Elcano, Bilbao, España

Palabras clave:

Primer radio, rigidez, primer metatarsiano, estática, bipedestación, flexión dorsal, medición, caracterización, viabilidad, módulo de elasticidad.

Keywords:

First ray, stiffness, first metatarsal, static, weightbearing, dorsiflexion, measurement, characterization, feasibility, elastic modulus.

Resumen

Introducción: La medición de la movilidad del primer radio ha generado controversia debido a su valoración subjetiva durante la exploración del pie. Esta ha sido históricamente realizada de forma manual y cuantifica la movilidad del primer radio en flexión dorsal, siendo esta medición un tanto subjetiva.

Pacientes y métodos: El presente estudio cuantifica la rigidez o resistencia a la dorsiflexión del primer radio con un nuevo dispositivo que mide el desplazamiento vertical de dicha estructura (de 0 a 10 mm), además de la fuerza en newtons, en bipedestación en sujetos sanos.

Resultados: Se estudiaron un total de 39 pies de 22 pacientes asintomáticos. Se creó una gráfica de rigidez en flexión dorsal para el primer radio, juntando todos los datos de la muestra. La gráfica ofrecía un comportamiento lineal muy similar a lo esperable teóricamente hasta 5.3 mm de desplazamiento vertical (44 newtons de fuerza). A partir de esta distancia el comportamiento fue más errático y no lineal, posiblemente debido a acomodaciones del pie de los pacientes durante el test.

Conclusiones: Aunque a día de hoy no existe un aparato capaz de medir la resistencia a la dorsiflexión del primer radio en bipedestación, el presente estudio trata de realizar un análisis exploratorio con un nuevo dispositivo para cuantificar dicha medición en sujetos no patológicos, aportando datos que pueden resultar interesantes para futuras investigaciones.

Abstract

Introduction: The mobility of the first ray has generated controversy due to its subjective assessment during exploration of the foot. Historically, this assessment has been done manually for quantification of first ray dorsal excursion being these measurements somewhat subjective.

Patients and methods: The present study quantifies the stiffness or first ray dorsiflexion with a new device that measures the vertical displacement of the metatarsal head from 0 to 10 millimeters, in addition to the vertical force, measured in newtons.

Results: Thirty-nine feet of 22 asymptomatic were tested in the device. By pooling all data, a stiffness graph was created showing the behaviour of first ray stiffness. The graph showed a lineal behaviour which fitted with theoretical predictions from 0 to 5.3 mm of vertical displacement (44 newtons). From that point, the graph showed an erratic and nonlinear behaviour, probably because of foot adaptations of the patients during the test.

Conclusions: Although today there is no single device able of measuring the dorsiflexion resistance of the first ray during standing, the present study tries to perform an exploratory and feasibility analysis with a new device in non-pathological subjects. The study gives interesting data on first ray dorsiflexion stiffness behaviour that could be used in future studies.

Recibido: 11-12-2019

Aceptado: 21-03-2020



0210-1238 © Los autores. 2020.
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:

Víctor Mateos Selma
victormateoselma@gmail.com

INTRODUCCIÓN

La movilidad del primer radio ha sido clásicamente valorada mediante la prueba clínica descrita por Root y cols.¹ (Figura 1), siendo una de las pruebas más utilizadas en la actualidad en la exploración del pie. Uno de los problemas asociados a este test clínico radica en la incapacidad de medir de forma fiable el desplazamiento del metatarsiano en flexión dorsal junto con la fuerza realizada para movilizarlo, que puede ser muy diferente de unos pacientes a otros y de unos exploradores a otros. Diversos estudios²⁻⁴ han valorado la movilidad del primer radio, aunque esta siempre se ha realizado en condiciones de descarga, de forma manual o con dispositivos que miden el desplazamiento dorsal del primer radio. Todas estas exploraciones han demostrado ser poco fiables, subjetivas y además no cuantifican el grado o cantidad de fuerza al que se somete el primer radio durante la exploración.

El término estándar que se utiliza habitualmente en la literatura biomecánica para definir la resistencia de carácter mecánico de una estructura corporal a un movimiento es el de rigidez⁵. Este concepto tiene en cuenta dos factores: desplazamiento realizado y fuerza aplicada. Aplicado al primer radio este concepto de rigidez podría ser definido como el cociente entre cantidad de movimiento en flexión dorsal del primer radio y la fuerza realizada en flexión dorsal bajo la cabeza del primer metatarsiano. La combinación de las magnitudes de movimiento provocado junto con la de fuerza realizada permite una descripción más precisa de las características mecá-



Figura 1. Maniobra de Root para la valoración del movimiento del primer radio.

nicas del primer radio que si únicamente nos basamos en el movimiento sin tener en cuenta la cantidad de fuerza exacta⁶.

Tanto el incremento como la disminución de la rigidez o resistencia a la dorsiflexión del primer radio del pie puede acarrear alteraciones que se han relacionado con el desarrollo de múltiples patologías como hallux abductus valgus (HAV), hallux limitus funcional (HLF), hallux rigidus (HR), metatarsalgia de transferencia en los radios menores, aumento de la pronación subtalar, fracturas de estrés en segundo y tercer metatarsianos, sesamoiditis, aumento de la supinación subtalar, etc.⁷⁻⁹. Sin embargo, a día de hoy no existe ningún dispositivo que valore la rigidez del primer radio de forma fiable y objetiva y esta valoración se realiza clínicamente de forma subjetiva junto con la experiencia del explorador. Este aspecto es especialmente importante, ya que en base a estas exploraciones se toman decisiones en lo que se refiere tanto a tratamientos quirúrgicos como a tratamientos conservadores del pie. Por todos estos motivos, el presente estudio trata de cuantificar el comportamiento mecánico del primer radio mediante un nuevo dispositivo que mide la resistencia a la dorsiflexión del primer radio en condiciones de carga.

PACIENTES Y MÉTODOS

Este estudio se clasifica como observacional, descriptivo y transversal. El estudio fue aprobado por el comité ético de la Universidad de Valencia, con código H1513760827611, como parte de una investigación de mayores dimensiones de cuya muestra forman parte los pacientes del presente estudio.

Población de estudio

Para la realización de este trabajo se estudiaron pacientes que acudieron a la Clínica Podológica Sergio Miralles (Castellón de la Plana, España) desde el 21 de junio de 2018 hasta el 27 de junio de 2018. Los sujetos eran pacientes de la clínica con diversos motivos de consulta a los que se les realizó una anamnesis y una exploración en busca de algún criterio de exclusión que no permitiera al individuo participar en dicho estudio.

Los criterios de exclusión fueron: pacientes menores de 20 años, para asegurar que se haya completado la maduración ósea, historia de cirugía previa en el pie, presencia de condiciones neurológicas que disminuyan la sensibilidad en el pie (diabetes mellitus, neuropatías periféricas, etc.) o que afecten a la estabilidad del sujeto (enfermedad de Parkinson, etc.), presencia de deformidad en pie plano o pie cavo diagnosticado mediante exploración clínica, presencia de patología del primer radio o primera articulación metatarsofalángica (HAV o HL/HR), hiperlaxitud ligamentosa y mujeres embarazadas o que crean que pueden estarlo. Todos los par-

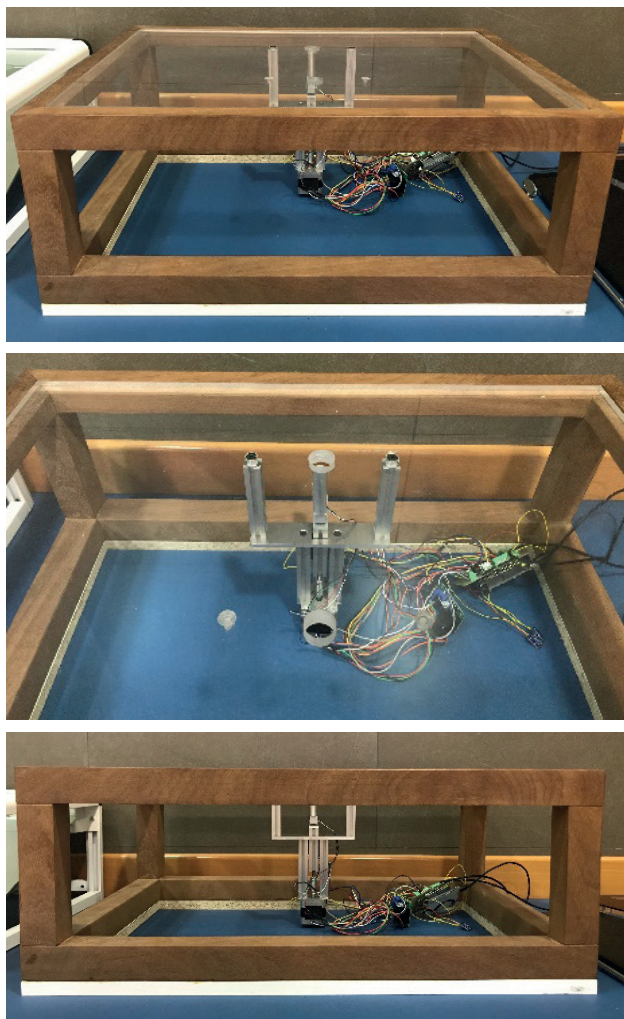


Figura 2. Aparato de medición.

participantes firmaron un consentimiento informado para participar en el estudio previo a una explicación de la naturaleza del estudio y de la prueba que se le iba a realizar.

Instrumentación

El nuevo dispositivo consiste en una plataforma elevada, similar a un podoscopio, donde se apoyan ambos pies, uno de ellos con un orificio bajo la cabeza del primer metatarsiano (Figura 2). Por debajo del orificio se halla un dispositivo con un motor anclado a un vástago central que sube verticalmente empujando la cabeza del primer metatarsiano. El vástago central sube desde -10 mm (10 mm bajo la superficie de apoyo) hasta 14 mm (14 mm por encima de la superficie de apoyo). Cada 0.25 mm se detiene 3 segundos y mide 20 veces la fuerza que recibe, dando la media de esas 20 mediciones. De esta manera se obtiene la gráfica del coeficiente de rigidez, en la que en el eje de ordenadas (eje Y) tenemos

la fuerza realizada por el vástago y en el eje de abscisas (eje X) el desplazamiento vertical del mismo.

El dispositivo está formado por un motor paso a paso, con el propósito de generar la fuerza de empuje vertical del vástago central que tiene un dispositivo de medida en su punta. Los componentes son: una célula de carga resistiva situada en el vástago central, un microcontrolador como elemento de gestión del dispositivo de medida, un microcontrolador como elemento de gestión del motor paso a paso, un microcontrolador como elemento de coordinación de todos los elementos del sistema y como puente entre el dispositivo y el software de control. Este aparato de medida fue construido y testado por un ingeniero mecánico y un informático que participaron en el proyecto.

Protocolo de estudio

En primer lugar, se realizó una breve anamnesis y una exploración/inspección del pie que permitió conocer si el propio paciente se podía incluir en el estudio teniendo en cuenta los criterios de exclusión. Se anotaron la edad, el peso, la altura y el número de pie de todos los pacientes como datos antropométricos de la muestra, todos ellos referidos por el propio paciente. Con una posición en sedestación o decúbito supino del paciente se realizó una marca exactamente en el lugar donde se pretendía que el vástago incidiera ejerciendo su empuje vertical, coincidiendo con la cabeza del primer metatarsiano en su cara plantar de ambos pies.

A continuación, el sujeto se colocó con ayuda del investigador encima del nuevo dispositivo en bipedestación, con la cabeza del primer metatarsiano sobre el vástago, utilizándose si fuera necesario alguna herramienta (como pudiera ser un pequeño espejo) para comprobar que el vástago coincidía con la marca colocada anteriormente bajo la cabeza del primer metatarsiano. Con las manos el paciente tocaba la pared, sin aumentar la inclinación respecto del punto de apoyo de los pies, para disminuir las oscilaciones propias de la postura bípeda, y se le solicitó que no modificara la posición del pie.

A continuación, a través de un software específico diseñado para el dispositivo, el explorador daba al botón de comienzo de la exploración en la que el vástago central comenzaba a elevarse como se ha comentado anteriormente desde -10 mm (10 mm bajo la superficie de apoyo) hasta 14 mm (14 mm por encima de la superficie de apoyo), deteniéndose durante 3 segundos cada 0.25 mm de desplazamiento vertical del vástago, obteniendo durante esa pausa 20 mediciones de la fuerza que recibe, proporcionando la media de esas 20 mediciones, si bien es cierto que todos los pacientes no soportaron la subida hasta los 14 mm por encima del nivel del suelo, por lo que se tuvieron en cuenta los datos hasta los 10 mm por encima del nivel del suelo. Esta elevación se realizó en todos los sujetos de la muestra y se midieron los resultados obtenidos con dicha elevación, independientemente del rango de flexión dorsal del primer radio que tuviera el paciente o de las



Figura 3. Dispositivo en funcionamiento.

compensaciones que realizó cada paciente. Se solicitó al paciente que procurara no modificar la posición del pie durante la prueba (Figura 3; Vídeo 1).

Análisis estadístico

El análisis estadístico que se realizó en este estudio se llevó a cabo mediante el programa Microsoft Office, concretamente con la aplicación Excel con su versión del 2013 en la que se obtenía la gráfica final del coeficiente de rigidez. Los valores se presentaron en forma de gráfica en la que en el eje de ordenadas (eje Y) representa la fuerza realizada por el vástago

medido en newtons y en el eje de abscisas (eje X) el desplazamiento del vástago medido en milímetros.

Posteriormente se utilizaron los datos de todos los sujetos para calcular una gráfica media de todos los participantes del estudio junto con un intervalo de confianza al 95 %. Se calculó la media y la desviación estándar de los datos antropométricos de la muestra, así como los intervalos de confianza de la gráfica de rigidez con el programa SPSS versión 21 (IBM; Arkmork, EE. UU.).

A su vez, a partir de la gráfica, se calculó el coeficiente de rigidez del primer radio, que es igual a la pendiente de la línea recta de dicha gráfica. Para calcular este coeficiente de rigidez se establecieron de forma visual las zonas de la gráfica que presentaban un comportamiento lineal y sobre esas zonas se calculó el coeficiente como el cociente de la fuerza ejercida por el vástago (en newtons) dividido por la deformación del mismo (en milímetros). La medida utilizada del coeficiente de rigidez fue expresada en newtons/milímetro (N/mm).

RESULTADOS

Se estudiaron un total de 39 pies de 22 pacientes que aceptaron colaborar en el estudio y que cumplieron los criterios de inclusión. La Tabla I muestra los datos antropométricos de los sujetos del presente estudio.

La Figura 4 muestra la gráfica de la rigidez del primer radio medida en los 39 pies del estudio. Esta gráfica muestra la relación existente entre fuerza en newtons y el desplazamiento medido por el aparato en milímetros en los 39 pies de los 22 pacientes. La línea central muestra la media de rigidez de todos los sujetos de estudio y las dos líneas superior e inferior muestran el intervalo de confianza al 95 %.

Visualmente se establecen 2 partes diferenciadas del comportamiento mecánico del primer radio con el aparato testado. La primera parte muestra un comportamiento que podía ser considerado lineal de la rigidez del primer radio y que va de 0 mm a hasta algo más de 5 mm de desplazamiento vertical. La segunda parte va desde 5.4 mm a 10 mm de desplazamiento vertical. Esta segunda parte muestra un comportamiento mucho más errático y que difícilmente puede catalogarse como de lineal.

En la primera parte de la gráfica (de 0 a 5.25 mm de desplazamiento vertical) se pueden observar igualmente 2 segmentos diferenciados. Inicialmente, el comportamiento es de rigidez aumentada de manera progresiva hasta los primeros 2 mm (20 newtons de fuerza), continuando posteriormente

Tabla I. Datos antropométricos de los pacientes.

Sexo	Edad (años)	Altura (cm)	Peso (kg)	Talla pie	N.º pies Dcho./Izq.	% Pacientes estudio unilat./bilat.
Hombres 40 % (n = 9)	44.22 ± 16.48	167.81 ± 7.95	68.63 ± 14.10	40.59 ± 2.92	20 PD/19 PI	22.7 % unilateral (n = 5) 77.3 % bilateral (n = 17)
Mujeres 60 % (n = 13)						

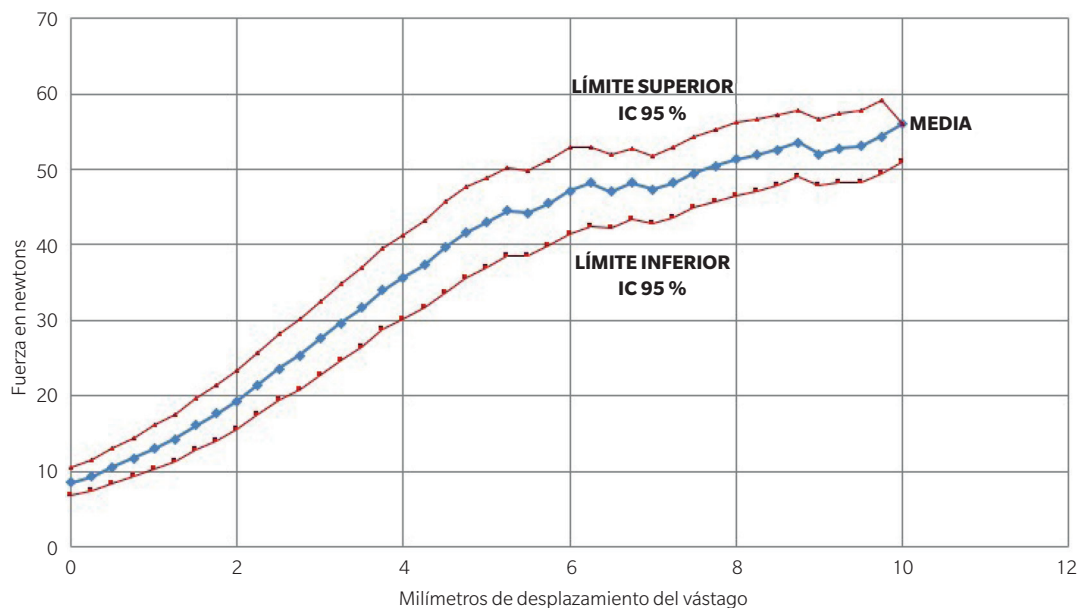


Figura 4. Gráfica de la rigidez del primer radio.

con un incremento de forma lineal hasta 5.25 mm de desplazamiento vertical (44 newtons de fuerza). El coeficiente de rigidez calculado para el primer segmento (de 0 a 2 mm) fue de 5.45 N/mm y el coeficiente de rigidez calculado para el segundo segmento (de 2 a 5.25 mm) fue de 7.87 N/mm.

En la segunda parte, entre los 5.25 mm y los 7 mm de desplazamiento vertical del vástago, se aprecia que los datos que no siguen un patrón lineal como el anterior mostrando una pendiente más suave, es decir, a mayor desplazamiento del vástago la fuerza no aumenta de forma lineal, con alguna variante en negativo, lo cual indica una pérdida de rigidez del primer radio a partir de los 5.3-5.5 mm de desplazamiento. A su vez, entre los 7 mm y los 8.7 mm, se vuelve a estimar una conducta proporcional por un periodo más corto con una pendiente menos pronunciada, pero de comportamiento más lineal que la anterior. En la última parte, entre los 8.7 mm y los 10 mm, se contemplan ciertos valores negativos seguidos de una pendiente análoga respecto de la tercera parte de la gráfica. Debido a la pérdida de comportamiento lineal general en esta segunda parte, no se pudo calcular el módulo de elasticidad en este segmento de la gráfica.

DISCUSIÓN

A día de hoy no existe un aparato capaz de medir la resistencia a la dorsiflexión del primer radio ("rigidez") en bipedestación. El presente estudio trató de realizar un análisis exploratorio con un nuevo dispositivo para caracterizar la rigidez del primer radio en una muestra de sujetos no patológicos. El estudio se realizó de forma muy generalizada, puesto que la

edad de los participantes era muy diversa, tanto que el rango de estos estaba entre los 20 y los 71 años. También es cierto que las características antropométricas y las actividades que realizan son muy dispares. Estos aspectos podrían influir directa o indirectamente sobre la resistencia a la dorsiflexión del primer radio, pero no se han tenido en cuenta a la hora de llevar a cabo la investigación.

Las descripciones teóricas^{10,11} y los estudios cadavéricos previamente realizados¹² sobre el comportamiento del primer radio predicen un incremento gradual de forma no lineal al comienzo del test (primer 15-20 %) cuando las estructuras blandas comienzan a tensarse, de tal forma que el primer radio aumenta su rigidez de forma exponencial. Posteriormente a esta primera fase inicial la predicción es de un comportamiento de crecimiento de la rigidez lineal durante la etapa media de la gráfica (comportamiento elástico) hasta que, en la etapa final, el primer radio aumenta exponencialmente su rigidez debido a un aumento de tensión de las partes blandas que mantienen la estabilidad del primer radio, produciendo un aumento de la fuerza muy grande con pocos milímetros de desplazamiento vertical. Esto ocurre en la fase final en la que las estructuras blandas plantares que estabilizan el primer radio se encuentran en máxima tensión.

Teniendo en cuenta la Figura 4, los datos obtenidos en el presente estudio concuerdan con la descripción en la primera y la segunda fase. En la primera fase encontrada en nuestro estudio existe un incremento gradual de la rigidez que corresponde con el desplazamiento lineal del vástago de 0 a 2 mm (coeficiente de rigidez de 5.45 N/mm) y que equivale a un intervalo de fuerza de 9 a 20 newtons sobre la primera cabeza metatarsal. Posteriormente existe un aumento lineal

de la rigidez del primer radio que se extiende hasta aproximadamente la mitad de la gráfica (5.25 mm de desplazamiento vertical del vástago que equivale a 44 newtons) y que permite calcular el coeficiente de rigidez del primer radio durante dicha fase, siendo de 7.87 N/mm. A partir de aquí el comportamiento de la rigidez medido en los sujetos es más errático y no sigue un comportamiento lineal produciendo, de hecho, una disminución de la rigidez cuando los modelos teóricos predicen un aumento de rigidez a partir de este momento. Este hallazgo puede ser debido a un error en la colocación del pie del paciente en el punto donde el vástago del dispositivo ejerce la elevación vertical o la modificación de la posición del pie que el propio paciente realiza de forma sutil (ej. en forma de supinación del pie o contracción muscular) con objeto de evitar un aumento de las fuerzas del vástago sobre la primera cabeza metatarsal que puede comenzar a sufrir un estímulo doloroso en dicha zona. Es la opinión de los autores del presente trabajo que el cambio sutil en la posición del pie (de forma semiconsciente o inconsciente ante un estímulo que comienza a ser doloroso bajo la primera cabeza metatarsal) es el principal motivo de los hallazgos encontrados en la fase final de la gráfica de la rigidez del primer radio encontrada en el presente estudio. A pesar de que el estudio se explicó a los pacientes que no modificarán la posición de su pie durante el test y el observador vigiló que no se produjeran cambios en la posición del pie por parte del paciente, pequeñas contracciones en la musculatura del pie (ej: tibial posterior, flexor propio del Hallux...) u oscilaciones en la posición bípoda podrían ser responsables de dicho comportamiento.

La rigidez es una medida de la resistencia a las deformidades que sufre un material elástico. Dicho de otro modo, el término "rigidez" describe la fuerza necesaria para realizar una determinada deformación en una estructura. En términos generales, la definición de rigidez como¹³ "Rigidez" = 'Carga' dividido por 'Deformación' incluye el concepto de "Deformación" creada por la cantidad de "Carga" soportada. Existe un número enorme de posibles configuraciones del concepto de "Carga" que actúa sobre una estructura (fuerza, momento, estrés, grupos arbitrarios de fuerzas, etc.) unido al concepto de deformación de dicha estructura que puede ser cuantificado (desplazamiento, deformación, ángulo, radio, curvatura, etc.). Por lo tanto, el término "Rigidez" de una estructura requiere siempre una descripción exacta de la configuración de carga y del tipo exacto de deformidad medida. En el presente estudio, el coeficiente de rigidez calculado hace referencia a la fuerza en newtons medida por el vástago sobre la primera cabeza metatarsal dividido por el desplazamiento en milímetros del vástago. Este aspecto es especialmente importante a la hora de comparar los resultados del presente estudio con los realizados en otros estudios. Sobre la gráfica de rigidez como la realizada en el presente estudio, el coeficiente de rigidez calculado es igual a la pendiente de la línea recta en la primera mitad de la gráfica.

El coeficiente de rigidez calculado en el presente estudio es el análogo al módulo de elasticidad o módulo de Young

calculado para los materiales elásticos. El módulo de elasticidad se define como el radio de tensión/deformación y se considera como una característica fundamental de ese material. El valor de este módulo elástico generalmente se mide en gigapascuales, o GPa, y representa la rigidez del material. Se pueden observar las características mecánicas y estructurales del cuerpo humano en diversos materiales orgánicos. Así, el módulo elástico para un tendón es 0.4 GPa, para la piel 0.5 GPa y para hueso cortical es de 17 GPa¹⁴. La principal diferencia con el coeficiente de rigidez calculado en el presente estudio consiste en que el concepto de "Carga" calculado en el módulo de Young hace referencia a "Tensión" o "Estrés" del material expresado como la fuerza soportada por unidad de superficie del material, valor que no pudo ser calculado en el presente estudio, por lo que los valores obtenidos en el presente estudio no son comparables con los del módulo de Young estudiados en otros materiales orgánicos. A su vez, es importante entender que el coeficiente de rigidez calculado en el presente estudio hace referencia a la rigidez de un conjunto funcional de segmentos óseos unidos por articulaciones (primer radio) y no de un único material aislado (hueso, ligamento, etc.). Entendemos que el valor obtenido en el presente estudio es una primera aproximación al coeficiente de rigidez del primer radio que debería seguir siendo investigado en posteriores estudios con poblaciones mejor definidas y menos heterogéneas.

El presente estudio presenta ciertas limitaciones que deben de ser tenidas en cuenta a la hora de interpretar los datos. La primera limitación ya comentada es la heterogeneidad de la muestra en cuanto a edades, sexo y datos antropométricos, lo cual puede influir en los resultados obtenidos. Esta heterogeneidad también es aplicable a la posición del pie de los pacientes de la muestra (en pronación o supinación), que al ser un estudio exploratorio de viabilidad no se tuvo en cuenta en los criterios de exclusión y que podría influir en los valores obtenidos de medición de la rigidez del primer radio. Por otro lado, las dimensiones anatómicas de este segmento no son las mismas en todos los pacientes, pero el vástago sí que es el mismo para todos, por esta razón puede existir algún caso en el que el vástago no ejerciera la elevación vertical donde debiera. Igualmente, es cierto que el empuje vertical no es puramente sobre el segmento óseo del primer radio, ya que más plantar a este se encuentra tejido blando como la grasa plantar, aspecto variable entre los pacientes, y el aparato glenosamoideo. Este es un aspecto importante que debería ser contemplado en posteriores estudios.

En conclusión, el presente estudio aporta datos sobre un nuevo dispositivo para medir la rigidez del primer radio en condiciones de carga estática. Los datos obtenidos muestran concordancia con las predicciones teóricas hasta una carga de 44 newtons (5.25 mm de desplazamiento vertical). A partir de estos valores, los datos muestran un comportamiento más errático que podrían no ser fiables y que podría venir explicado por acomodaciones en la posición del pie del paciente ante la presencia de carga excesiva recibida en el

primer metatarsiano. Aunque los datos son prometedores, la relevancia de este estudio está en saber que este nuevo dispositivo ofrece datos que parecen ser fiables de resistencia a la dorsiflexión del primer radio en bipedestación hasta 5.25 mm de desplazamiento vertical del vástago y no más allá de ello. Son necesarios más estudios posteriores para determinar valores de normalidad, valores de rigidez en diferentes grupos con alteraciones en el pie (pie plano, pie cavo, HAV, metatarsalgia mecánica, etc.) y determinar el efecto de la rigidez del primer radio de diferentes actuaciones terapéuticas como tratamientos quirúrgicos, tratamientos con férulas o plantillas y tratamientos de rehabilitación.

DECLARACIÓN DE CONFLICTO DE INTERESES

Los autores reportan ningún conflicto de interés en relación al presente estudio.

FINANCIACIÓN

Ninguna.

BIBLIOGRAFÍA

1. Root ML, Orien WP, Weed JH. Normal and Abnormal Function of the Foot. Vol. 2. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp; 1977.
2. Glasoe WM, Grebing BR, Beck S, Coughlin MJ, Saltzman CL. A Comparison of Device Measures of Dorsal First Ray Mobility. *Foot Ankle Int.* 2005;26(11):957-61. DOI: 10.1177/107110070502601111.
3. Klaue K, Hansen MD, Masquelet AC. Clinical, Quantitative Assessment of First Tarsometatarsal Mobility in the Sagittal Plane and Its Relation to Hallux Valgus Deformity. *Foot Ankle Int.* 1994;15(1):9-13. DOI: 10.1177/107110079401500103.
4. Glasoe WM, Yack HJ, Saltzman CL. Measuring First Ray Mobility With a New Device. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(1):122-4. DOI: 10.1016/S0003-9993(99)90320-9.
5. McGraw-Hill Dictionary of Scientific & Technical Terms, 6E. S.v. "stiffness coefficient." Retrieved September 21 2019 from <https://encyclopedia2.thefreedictionary.com/stiffness+coefficient>
6. Kirby KA, Roukis TS. Precise naming aids dorsiflexion stiffness diagnosis. *Biomechanics.* 2005;July:55-63.
7. Phillips RD, Law EA, Ward ED. Functional Motion of the Medial Column Joints of the Foot during Propulsion. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1996;86(10):474-86. DOI: 10.7547/87507315-86-10-474.
8. Munuera PV, Polo J, Rebollo J. Length of First Metatarsal and Hallux in Hallux Valgus in Initial Stage. *Int Orthop.* 2008;32(4):489-95. DOI: 10.1007/s00264-007-0350-9.
9. Grady JF, Axe TM, Zager EJ, Sheldon LA. A Retrospective Analysis of 772 Patients with Hallux Limitus. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2002;92(2):102-8. DOI: 10.7547/87507315-92-2-102.
10. Kirby KA, Roukis TS. Precise naming aids dorsiflexion stiffness diagnosis. *Biomechanics.* 2005;12(7):55-62.
11. Kirby A. Biomecánica del Pie y la Extremidad Inferior II. Arizona: Precision Intracast, Inc.; 2002.
12. Fauth AR, Hamel AJ, Sharkey NA. In vitro measurements of first and second tarsometatarsal joint stiffness. *J Appl Biomech.* 2004;20(1):14-4.
13. Baumgart F. Stiffness – an unknown world of mechanical science? *Injury, Int J Care Injured.* 2000;31S:SB14-24. DOI: 10.1016/S0020-1383(00)80040-6.
14. Özkaya N, Golsdheyder D, Nordin M. Fundamentals of Biomechanics. 4th ed. New York: Springer; 2017.



ORIGINAL

Bilingual article English/Spanish

Rev Esp Podol. xxxx;xx(x):x-x
DOI: 10.20986/revesppod.2020.1555/2019

Analysis of stiffness of the first ray during weightbearing with a new device: a feasibility exploratory study

Análisis de la rigidez del primer radio en bipedestación con un nuevo dispositivo: estudio exploratorio de viabilidad

Sergio Miralles Ruíz¹, Víctor Mateos Selma¹ y Javier Pascual Huerta²

¹Sergio Miralles Podiatry Clinic, Castellón, Spain. ²Elcano Foot Clinic, Bilbao, Spain

Keywords:

First ray, stiffness, first metatarsal, static, weightbearing, dorsiflexion, measurement, characterization, feasibility, elastic modulus.

Palabras clave:

Primer radio, rigidez, primer metatarsiano, estática, bipedestación, flexión dorsal, medición, caracterización, viabilidad, módulo de elasticidad.

Abstract

Introduction: The mobility of the first ray has generated controversy due to its subjective assessment during exploration of the foot. Historically, this assessment has been done manually for quantification of first ray dorsal excursion being these measurements somewhat subjective.

Patients and methods: The present study quantifies the stiffness or first ray dorsiflexion with a new device that measures the vertical displacement of the metatarsal head from 0 to 10 millimeters, in addition to the vertical force, measured in newtons.

Results: Thirty-nine feet of 22 asymptomatic were tested in the device. By pooling all data, a stiffness graph was created showing the behaviour of first ray stiffness. The graph showed a lineal behaviour which fitted with theoretical predictions from 0 to 5.3 mm of vertical displacement (44 newtons). From that point, the graph showed an erratic and nonlinear behaviour, probably because of foot adaptations of the patients during the test.

Conclusions: Although today there is no single device able of measuring the dorsiflexion resistance of the first ray during standing, the present study tries to perform an exploratory and feasibility analysis with a new device in non-pathological subjects. The study gives interesting data on first ray dorsiflexion stiffness behaviour that could be used in future studies.

Resumen

Introducción: La medición de la movilidad del primer radio ha generado controversia debido a su valoración subjetiva durante la exploración del pie. Esta ha sido históricamente realizada de forma manual y cuantifica la movilidad del primer radio en flexión dorsal, siendo esta medición un tanto subjetiva.

Pacientes y métodos: El presente estudio cuantifica la rigidez o resistencia a la dorsiflexión del primer radio con un nuevo dispositivo que mide el desplazamiento vertical de dicha estructura (de 0 a 10 mm), además de la fuerza en newtons, en bipedestación en 39 pies de 22 pacientes asintomáticos en sujetos sanos.

Resultados: Se estudiaron un total de 39 pies de 22 pacientes asintomáticos. Se creó una gráfica de rigidez en flexión dorsal para el primer radio, juntando todos los datos de la muestra. La gráfica ofrecía un comportamiento lineal muy similar a lo esperable teóricamente hasta 5.3 mm de desplazamiento vertical (44 newtons de fuerza). A partir de esta distancia el comportamiento fue más errático y no lineal, posiblemente debido a acomodaciones del pie de los pacientes durante el test.

Conclusiones: Aunque a día de hoy no existe un aparato capaz de medir la resistencia a la dorsiflexión del primer radio en bipedestación, el presente estudio trata de realizar un análisis exploratorio con un nuevo dispositivo para cuantificar dicha medición en sujetos no patológicos, aportando datos que pueden resultar interesantes para futuras investigaciones.

Received: 11-12-2019

Accepted: 21-03-2020



0210-1238 © The Authors. 2020.
Editorial: INSPIRA NETWORK GROUP S.L.
This is an Open Access paper under a Creative Commons Attribution 4.0 International License
(www.creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Correspondence:

Víctor Mateos Selma
victormateoselma@gmail.com

INTRODUCTION

The mobility of the first ray has been historically determined with the Root et al's clinical test¹ (Figure 1), being one of the tests most used at the moment in foot biomechanical assessment. One of the problems associated with this clinical test lies in the inability to reliably measure the metatarsal displacement in dorsiflexion together with the force carried out to mobilize it, which can be very different from one patient to another and from one clinician to another. Several studies²⁻⁴ have assessed the mobility of the first ray, although this has always been done under unloading conditions, manually or with devices that measure the dorsal displacement of the first ray. All of these explorations have been shown the assessment of first ray mobility to be unreliable, subjective, and furthermore do not quantify the degree or amount of force the first ray is subjected during the exploration.

The standard term commonly used in biomechanical literature to define the mechanical resistance of a body structure to a movement is stiffness⁵. This concept takes into account two factors: displacement and applied force. Related to the first ray, the concept of stiffness could be defined as the quotient between the amount of movement into dorsiflexion of the first ray and the force performed into dorsiflexion under the head of the first metatarsal. The combination of the magnitudes of movement together with the applied force allows a more precise description of the mechanical characteristics of the

first ray than if we only relied on the movement without taking into account the exact amount of force⁶.

Both, the increase and decrease in stiffness or resistance to dorsiflexion of the first ray of the foot, can lead to alterations that have been related to the development of several disorders such as hallux abductus valgus (HAV), functional hallux limitus (HLF), hallux rigidus (HR), lesser rays transfer metatarsalgia, increased subtalar pronation, stress fractures in the second and third metatarsals, sesamoiditis, increased subtalar supination, etc.⁷⁻⁹. However, so far there is no device that evaluates the stiffness of the first ray in a reliable and objective way, and this assessment is performed in the clinical world subjectively determined by the experience of the explorer. This aspect is especially important, since decisions based on both surgical treatments and conservative foot treatments are frequently made based on these observations. For all these reasons, the present study tries to quantify the mechanical behavior of the first ray using a new device that measures the resistance to dorsiflexion of the first ray during weight-bearing.

PATIENTS AND METHODS

This study is classified as a cross-sectional study (observational and descriptive). The study was approved by the ethical committee of the University of Valencia, with H1513760827611 number as part of a larger investigation whose sample includes the patients in this study.

Study population

To carry out this work, patients who attended to Sergio Miralles Podiatric Clinic (Castellón de la Plana, Spain) from 06/21/2018 to 06/27/2018 were studied. Patients with various reasons for consultation underwent an anamnesis and an exploration in search of some exclusion criteria that did not allow them to participate in this study.

Exclusion criteria were: patients under 20 years of age, to ensure that bone maturation had been completed, previous foot surgery history, presence of neurological conditions that decrease sensitivity in the foot (diabetes mellitus, peripheral neuropathies, etc.) or that affect the stability of the subject (Parkinson's disease, etc.), presence of flatfoot or cavus foot deformity diagnosed by clinical exploration, presence of first ray or first metatarsophalangeal joint disorders (HAV or HL/HR), ligamentous hypermobility and women who are pregnant or think they may be. All participants signed an informed consent to participate in the study prior to an explanation of the nature of the study and the test what was going to be done.

Instrumentation

The new device consists of a raised platform similar to a podoscope where both feet are supported, one of them with a



Figure 1. Clinical maneuver to determinate the movement of the first ray.

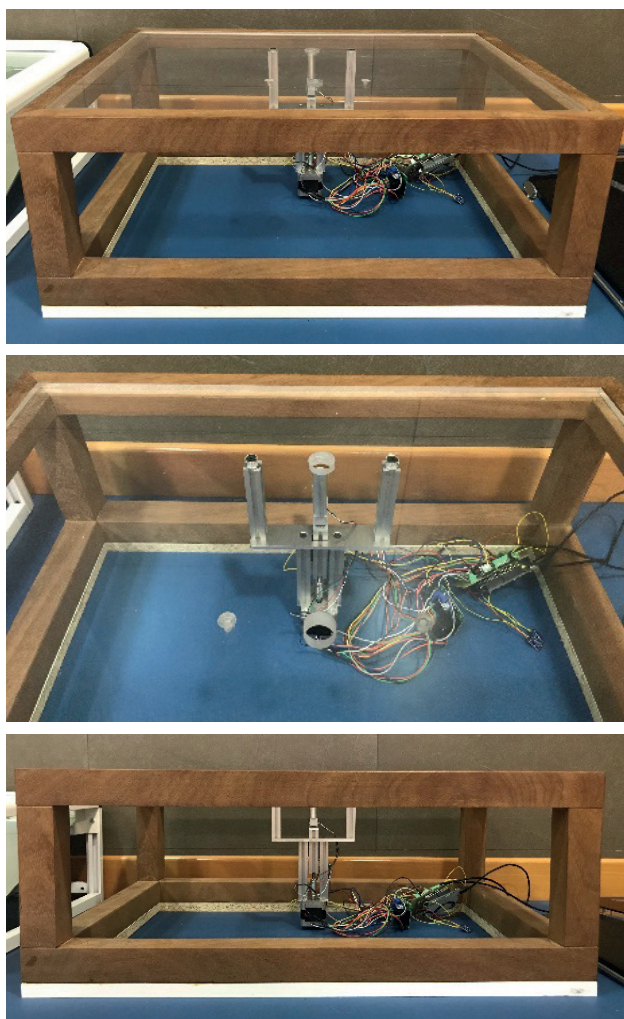


Figure 2. Measuring device.

hole under the head of the first metatarsal (Figure 2). Below the hole there is a device with a motor anchored to a central rod that rises vertically pushing the head of the first metatarsal. The central rod rises from -10mm (10 mm below the bearing surface) to 14 mm (14 mm above the bearing surface). Every 0.25 mm it stops 3 seconds and measures 20 times the force it receives, giving the average of those 20 measurements. In this way, the stiffness coefficient graph is obtained, where on the ordinate axis (Y axis) is displayed the force made by the rod and on the abscissa axis (X axis) its vertical displacement.

The device is made by a stepper motor, with the purpose of generating the vertical thrust force of the central rod that has a measuring device at its tip. The components are: a resistive load cell located in the central rod, a microcontroller as a management element of the measuring device, a microcontroller as a management element of the stepper motor, a microcontroller as a coordinating element of all the elements

of the system and as a bridge between the device and the control software. This measuring device was built and tested by a mechanical engineer and a computer scientist who participated in the project.

Study protocol

Firstly, a brief anamnesis and foot exploration / inspection were carried out, which allowed to know whether the patient could be included in the study taking into account the exclusion criteria. Age, weight, height and foot number of all patients were recorded as anthropometric data of the sample, all of them reported by the patient himself. With a sitting or supine position of the patient, a mark was made exactly in the place where the rod was intended to impact by exerting its vertical thrust, coinciding with the head of the first metatarsal on its plantar surface of both feet.

Afterwards, the patient was placed with the help of the researcher on top of the new device in weightbearing position, with the head of the first metatarsal on the rod, using if necessary a tool - such as a small mirror - to verify that the rod coincides with the mark previously placed under the head of the first metatarsal. With his hands, the patient touched the wall, just for stability, without increasing the inclination with respect to the point of support of their feet, to decrease the typical oscillations of weight-bearing during the test, and he was asked not to modify the position of the foot.

After that, through specific software designed for the device, the explorer started the exploration (pressing the button "start") where the central rod begins to rise as previously explained from -10 mm (10 mm below the support surface) to 14 mm (14 mm above the bearing surface), stopping for 3 seconds every 0.25 mm of vertical displacement of the rod, obtaining during that pause 20 measurements of the force it receives and providing the final average of those 20 measurements. While it is true that all patients did not support the rise to 14mm above the ground level, so data up to 10 mm above the ground level were taken into account. This elevation was performed in all patients in the sample and the results obtained with this elevation were measured regardless of the dorsiflexion range of the first ray the patient had or the compensations done by each patient. Patient was asked to try not to change the position of the foot during the test (Figure 3; Video 1).

Statistical analysis

Statistical analysis was carried out by means of Microsoft Office program and its Excell application (2013 version). Data from each subject was collected in an Excel sheet in which the graphic with the coefficient of stiffness of each subject was obtained. Results were depicted graphically with the y-axis showing the force applied by the rod measured in newtons



Figure 3. Device during measurement with a subject on top.

and with the x-axis showing the linear displacement in millimeters also measured by the rod.

Afterwards, all data from all subjects of the study were pooled together to depict the mean stiffness graph of all subjects of the study. A 95% confidence interval was also calculated. Mean and standard deviation of anthropometric data of study population was estimated with SPSS program; version 21 (IBM; Arkmork, USA).

With the mean stiffness graph of all subjects of the study, a stiffness coefficient was calculated which represents the slope of the curve of the graph. For the estimation of that stiffness coefficient, it was established visually the zones of the graph that showed a linear behavior and zones with a nonlinear be-

havior or the graph were not used for the estimation of the stiffness coefficient. The coefficient was calculated as the quotient of the force (measured in newtons) divided by the displacement of the rod (measured in millimeters). Stiffness coefficient was expressed in newtons / millimeters (N/mm)

RESULTS

A total of 39 feet of 22 patients who agreed to collaborate in the study and who met the inclusion criteria were studied. Table I shows the anthropometric data of the patients of the present study.

Figure 4 shows the pooled stiffness graph of the first ray measured in the 39 feet of the study. This graph shows the relationship between force in newtons and displacement measured by the device in millimeters in 39 feet of 22 patients. The middle line shows the mean stiffness of all the study patients and top and bottom lines shows the 95% confidence interval.

Visually, two different parts of mechanical behavior of the first ray could be established with the device tested. The first part shows a behavior that could be considered linear of the stiffness of the first ray and goes from 0 mm to up to a little more than 5 mm of vertical displacement (5.4 mm). The second part ranges from 5.4 mm to 10 mm vertical offset. This second part shows a much more erratic behavior and that can hardly be classified as linear.

In the first part of the graph (from 0 to 5.25 mm of vertical displacement) 2 different segments can also be observed. Initially, the behavior is of rigidity increased progressively to the first 2 mm (20 newtons of force), subsequently continuing with a linear increase to 5.25 mm of vertical displacement (44 newtons of force). The calculated stiffness coefficient for the first segment (from 0 to 2 mm) was 5.45Nw / mm and the calculated stiffness coefficient for the second segment (from 2 to 5.25 mm) was 7.87Nw / mm.

In the second part, between the 5.25 mm and the 7 mm vertical displacement of the rod, it is appreciated that data does not follow a linear pattern like the first part of the graph, showing a smoother slope, that is, the greater the displacement of the rod, the force does not increase linearly, with some variant in negative which indicates a loss of stiffness of the first ray from the 5.3-5.5 mm displacement. At the same time, between 7 mm and 8.7 mm, proportional behavior is re-estimated for a shorter period with a less pronounced slope, but with a more linear behavior than the previous one. In the last

Table I. Anthropometric data of the study population.

Sex	Age (Years)	High (Cm)	Weigh (Kg)	Foot size	Nº feet R/I	% Of unilateral vs. Bilateral feet studied
Men 40 % (n = 9)	44.22 ± 16.48	167.81 ± 7.95	68.63 ± 14.10	40.59 ± 2.92	20 PD/19 PI	22.7 % unilateral (n = 5)
Women 60 % (n = 13)						77.3 % bilateral (n = 17)

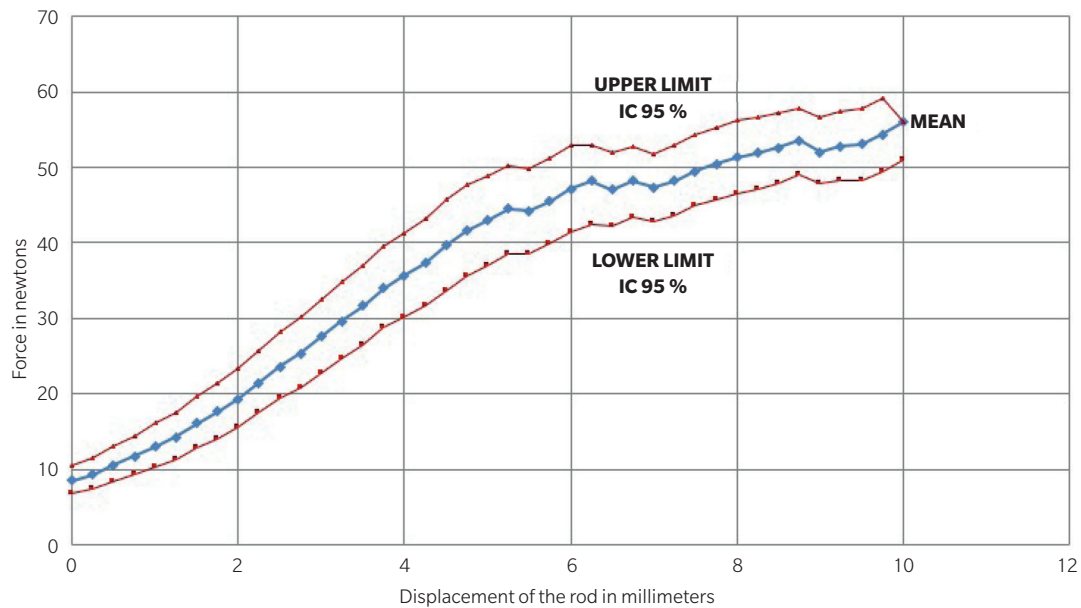


Figure 4. Stiffness graph of the first ray.

part, between 8.7 mm and 10 mm, certain negative values are contemplated followed by an analogous slope with respect to the third part of the graph. Due to the loss of general linear behavior in this second part of the graph, the stiffness coefficient could not be calculated in this segment of the graph.

DISCUSSION

Nowadays, there is no device capable of measuring the resistance to dorsiflexion of the first ray (“stiffness”) during weight-bearing. The present study attempted to perform an exploratory analysis with a new device to characterize the stiffness of the first ray in a sample of non-pathological patients. The study was carried out in a very generalized way since the age of the participants is very diverse, so much that the range was between 20 and 71 years. It is also true that the anthropometric characteristics and the activities they carry out are very different. These aspects could directly or indirectly influence the resistance to dorsiflexion of the first ray, but they were not taken into account when conducting the investigation.

Theoretical descriptions^{10,11} and previous cadaveric studies¹² on the behavior of the first ray predict a non-linear gradual increase at the beginning of the test (first 15-20%) when the soft structures begin to tighten in such a way that the first ray increases its stiffness exponentially. After this first initial stage, the prediction is a growth of linear stiffness behavior during the middle stage of the graph (elastic behavior) until, in the final stage, first ray increases exponentially its stiffness due to an increase in tension of the soft parts that maintain the

stability of the first ray producing a very large increase in force with a few millimeters of vertical displacement. This occurs in the final stage when the soft plantar structures that stabilize the first ray are in maximum tension.

Taking into account Picture 4, data obtained in the present study agree with the description in the first and second stage. In the first stage, there was a gradual increase in stiffness that corresponds to the linear displacement of the rod from 0 to 2 mm (stiffness coefficient of 5.45 N / mm) and which is equivalent to a force interval of 9 to 20 newtons over the first metatarsal head, followed by a linear increase in stiffness of the first ray that extends to approximately half the graph (5.25 mm vertical rod displacement equal to 44 newtons) and allows the stiffness coefficient of the first ray to be calculated during this stage, being 7.87 N / mm. From here on, the behavior of the stiffness measured in patients is more erratic and does not follow a linear behavior, producing a decrease in stiffness when the theoretical models predict an increase in stiffness from this moment on. This finding may be due to an error in the positioning of the patient’s foot at the point where the rod of the device exerts vertical elevation or the modification of the foot position the subjects performed these in a subtle way (ex. supination of the foot or muscle contraction) in order to avoid an increase in the forces of the rod on the first metatarsal head that may begin to suffer a painful stimulus in that area. The opinion of the authors of the present study is that the subtle change in the position of the foot (semiconscious or unconscious in the face of a stimulus that begins to be painful under the first metatarsal head) is the main reason for the results in the final stage of the first ray stiffness graph found in this study. Despite pa-

tients were explained not to change the position of their foot during the test and the observer controlled that there were no changes in the position of the foot, small contractions in the foot musculature (ex.: posterior tibial, proper flexor of the Hallux ...) or oscillations in weight-bearing position could be responsible of this behavior.

Stiffness is a measure of the resistance to deformities that an elastic material suffers. In other words, the term "stiffness" describes the force necessary to carry out a certain deformation in a structure. Generally speaking, the definition of stiffness as¹³: "Stiffness' = 'Load' divided by 'Deformation'" includes the concept of "Deformation" created by the amount of "Load" supported. There is an enormous number of possible configurations of the concept of "Load" acting on a structure (Force, Moment, Stress, Arbitrary groups of forces, etc.) linked to the concept of deformation of this structure that can be quantified (displacement, deformation, angle, ray, curvature, etc.). Therefore, the term "Stiffness" of a structure always requires an exact description of the load configuration and the exact type of deformity measured. In the present study, the calculated stiffness coefficient refers to the force in newtons measured by the rod on the first metatarsal head divided by the displacement in millimeters of the rod. This aspect is especially important when comparing the results of the present study with those of other studies. On the stiffness graph like the one made in this study, the calculated stiffness coefficient is equal to the slope of the straight line in the first half of the graph.

The stiffness coefficient calculated in this study is analogous to the modulus of elasticity or Young's modulus calculated for elastic materials. The modulus of elasticity is defined as the stress / strain quotient and is considered a fundamental characteristic of that material. The value of this elastic modulus is generally measured in Gigapascals or GPa and represents the stiffness of the material. The mechanical and structural characteristics of the human body can be observed in various organic materials. Thus, the elastic modulus for a tendon is 0.4 GPa, for the skin 0.5 GPa and for cortical bone it is 17 GPa¹⁴. The main difference with the stiffness coefficient calculated in the present study is that the concept of "load" calculated in Young's modulus refers to "tension" or "stress" of the material expressed as the force supported per unit surface area of the material, a value that could not be calculated in the present study, so the values obtained in the present study are not comparable with those of Young's modulus studied in other organic materials. At the same time, it is important to understand that the stiffness coefficient calculated in the present study refers to the stiffness of a functional set of bone segments joined by joints (first ray) and not of a single isolated material (bone, ligament, etc.). We understand that the value obtained in the present study is a first approximation to the stiffness coefficient of the first ray that must continue to be investigated in subsequent studies with a better defined and less heterogeneous sample.

The present study shows certain limitations that must be taken into account when interpreting data. The first limita-

tion already mentioned is the heterogeneity of the sample in terms of age, sex and anthropometric data, which may influence the results obtained. This heterogeneity is also applicable to the position of the foot of the patients in the sample (in pronation or supination) which, being an exploratory feasibility study, was not taken into account in the exclusion criteria and could influence the values obtained from measurement of the stiffness of the first ray. On the other hand, the anatomical dimensions of this segment are not the same in all patients, but the rod is the same for all, for this reason there may be cases where the rod did not exert vertical elevation where it should. Likewise, it is true that the vertical thrust is not purely on the bone segment of the first ray since more plantar to this, there is soft tissue such as plantar fat, variable aspect among patients, and the glenosesamoid apparatus. This is an important aspect that should be considered in subsequent studies.

In conclusion, the present study provides data on a new device to measure the stiffness of the first ray under static load conditions. The data obtained showed agreement with the theoretical predictions up to a load of 44 newtons (5.25 mm vertical displacement). Based on these values, data showed a more erratic behavior that may not be reliable and that could be explained by accommodations in the position of the patient's foot in the presence of excessive load received on the first metatarsal. Although data is promising, the relevance of this study lies in knowing that this new device offers data that appear to be reliable for resistance to dorsiflexion of the first ray during weight-bearing up to 5.25 mm vertical displacement of the rod and not beyond it. Further subsequent studies are necessary to determine normality values, stiffness values in different groups with alterations in the foot (flat foot, cavus foot, HAV, mechanical metatarsalgia, etc.) and to determine the effect of first ray stiffness of different therapeutics such as surgical treatments, splints or insoles treatments and rehabilitation treatments.

CONFLICT OF INTERESTS

Authors do not have any conflict of interests regarding the present study.

FUNDING

None.

REFERENCES

1. Root ML, Orien WP, Weed JH. Normal and Abnormal Function of the Foot. Vol. 2. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp; 1977.
2. Glasoe WM, Grebing BR, Beck S, Coughlin MJ, Saltzman CL. A Comparison of Device Measures of Dorsal First Ray Mobility. *Foot Ankle Int.* 2005;26(11):957-61. DOI: 10.1177/107110070502601111.
3. Klaue K, Hansen MD, Masquelet AC. Clinical, Quantitative Assessment of First Tarsometatarsal Mobility in the Sagittal Plane and Its Relation to Hallux Valgus Deformity. *Foot Ankle Int.* 1994;15(1):9-13. DOI: 10.1177/107110079401500103.

4. Glasoe WM, Yack HJ, Saltzman CL. Measuring First Ray Mobility With a New Device. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(1):122-4. DOI: 10.1016/S0003-9993(99)90320-9.
5. McGraw-Hill Dictionary of Scientific & Technical Terms, 6E. S.v. "stiffness coefficient." Retrieved September 21 2019 from <https://encyclopedia2.thefreedictionary.com/stiffness+coefficient>
6. Kirby KA, Roukis TS. Precise naming aids dorsiflexion stiffness diagnosis. *Biomechanics.* 2005;July:55-63.
7. Phillips RD, Law EA, Ward ED. Functional Motion of the Medial Column Joints of the Foot during Propulsion. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1996;86(10):474-86. DOI: 10.7547/87507315-86-10-474.
8. Munuera PV, Polo J, Rebollo J. Length of First Metatarsal and Hallux in Hallux Valgus in Initial Stage. *Int Orthop.* 2008;32(4):489-95. DOI: 10.1007/s00264-007-0350-9.
9. Grady JF, Axe TM, Zager EJ, Sheldon LA. A Retrospective Analysis of 772 Patients with Hallux Limitus. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2002;92(2):102-8. DOI: 10.7547/87507315-92-2-102.
10. Kirby KA, Roukis TS. Precise naming aids dorsiflexion stiffness diagnosis. *Biomechanics.* 2005;12(7):55-62.
11. Kirby A. *Biomecánica del Pie y la Extremidad Inferior II.* Arizona: Precision Intracast, Inc.; 2002.
12. Fauth AR, Hamel AJ, Sharkey NA. In vitro measurements of first and second tarsometatarsal joint stiffness. *J Appl Biomech.* 2004;20(1):14-4.
13. Baumgart F. Stiffness – an unknown world of mechanical science? *Injury, Int J Care Injured.* 2000;31S:SB14-24. DOI: 10.1016/S0020-1383(00)80040-6.
14. Özkaya N, Golsdheyder D, Nordin M. *Fundamentals of Biomechanics.* 4th ed. New York: Springer; 2017.