



Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología

www.elsevier.es/rot



INVESTIGACIÓN

Efecto de la osteotomía medializante de calcáneo sobre tejidos blandos de soporte del arco plantar: un estudio computacional

R. Larrainzar-Garijo^{a,b,*}, C. Cifuentes de la Portilla^{c,d}, B. Gutiérrez-Narvarte^a, E. Díez-Nicolás^a y J. Bayod^c

^a Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital Universitario Infanta Leonor, Madrid, España

^b Departamento de Cirugía, Facultad Medicina, Universidad Complutense de Madrid, Madrid, España

^c Grupo de Mecánica aplicada y Bioingeniería (AMB), Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), Universidad de Zaragoza, Zaragoza, España

^d Facultad de Ciencias médicas - Escuela de Medicina, Universidad Espíritu Santo, Samborondón, Ecuador

Recibido el 8 de febrero de 2018; aceptado el 16 de abril de 2018

PALABRAS CLAVE

Pie plano;
Modelamiento;
Osteotomía
de calcáneo;
Análisis por
elementos finitos

Resumen La osteotomía medializante de calcáneo forma parte del elenco de opciones de tratamiento en el pie plano adquirido en adultos. La corrección estructural que se consigue es ampliamente conocida. Sin embargo, el efecto de este procedimiento sobre los tejidos blandos que soportan el arco plantar ha sido poco estudiado, pues experimentalmente no es posible cuantificar las variaciones de tensión y deformación generadas. Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue evaluar el efecto que tiene la osteotomía medializante de calcáneo sobre el tejido blando que soporta el arco plantar, usando un modelo computacional de pie humano diseñado con un enfoque clínico. El modelo por elementos finitos propuesto fue reconstruido a partir de imágenes de tomografías computarizadas de un paciente sano. Se incluyeron todos los huesos del pie, la fascia plantar, cartílagos, ligamentos plantares y el ligamento calcáneo-navicular, respetando su distribución anatómica y propiedades biomecánicas. Las simulaciones fueron realizadas emulando la fase de apoyo monopodal de la marcha humana de un adulto. El efecto sobre cada tejido fue evaluado siguiendo criterios clínicos y biomecánicos. Los resultados muestran que la osteotomía de calcáneo reduce la tensión generada normalmente sobre los tejidos evaluados, siendo el efecto sobre el ligamento calcáneo-navicular y la fascia plantar los más notables. Los resultados de deformación obtenidos son consistentes con ensayos experimentales y el conocimiento clínico. La versatilidad de este modelo permite la valoración objetiva de diferentes condiciones y apoya la toma de decisión para el tratamiento del pie plano adquirido en adultos en estadios medio y avanzado.

© 2018 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: rlarrainzar@gmail.com (R. Larrainzar-Garijo).

<https://doi.org/10.1016/j.recot.2018.04.003>

1888-4415/© 2018 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

KEYWORDS

Flatfoot;
Modelling;
Calcaneal osteotomy;
Finite element
analysis

Effect of the calcaneal medializing osteotomy on soft tissues supporting the plantar arch: A computational study

Abstract Medializing calcaneal osteotomy forms part of the treatment options for adult acquired flat foot. The structural correction that is achieved is widely known. However, the effect of this procedure on the soft tissues that support the plantar arch has been little studied, since it is not possible to quantify experimentally the tension and deformation variations generated. Therefore, the objective of this study was to evaluate the effect of medializing calcaneal osteotomy on the soft tissue that supports the plantar arch, using a computational model of the human foot designed with a clinical approach. The proposed finite element model was reconstructed from computerized tomography images of a healthy patient. All the bones of the foot, the plantar fascia, cartilages, plantar ligaments and the calcaneus-navicular ligament were included, respecting their anatomical distribution and biomechanical properties. Simulations were performed emulating the monopodal support phase of the human walk of an adult. The effect on each tissue was evaluated according to clinical and biomechanical criteria. The results show that calcaneal osteotomy reduces the tension normally generated on the evaluated tissues, with the effect on the calcaneus-navicular ligament and the plantar fascia being the most notable. The deformation results obtained are consistent with experimental tests and clinical knowledge. The versatility of this model allows the objective assessment of different conditions and supports decision making for the treatment of adult acquired flat foot in middle and advanced stages.

© 2018 SECOT. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

Introducción

El pie plano adquirido en adultos ha sido objeto de investigación clínica en los últimos años motivado por la prevalencia en ascenso de la patología y la gran variabilidad de alternativas de tratamiento actualmente disponibles. Dependiendo del estadio evolutivo de la lesión las opciones de tratamiento comprenden desde ortesis, para las etapas iniciales, hasta la realización de artrodesis del medio y retropié para las fases más avanzadas de la patología¹⁻³. Una de las técnicas más comunes utilizadas para corregir la pronación característica del pie plano es la osteotomía medializante de calcáneo. En algunos casos, esta corrección de la estructura ósea no es suficiente y el estrés tisular permanece en mayor o menor intensidad para determinados tejidos¹. La experiencia clínica del cirujano determinará la necesidad de asociar otras técnicas descritas sobre partes blandas o a otros niveles óseos.

Este componente altamente subjetivo que enmarca este procedimiento es causado, en parte, por el desconocimiento aún latente de variables biomecánicas que no se han evaluado adecuadamente desde el punto de vista experimental. La alta complejidad biomecánica del pie, tanto en estática como en dinámica, la dificultad de segmentar y tratar el tejido de forma adecuada durante las pruebas y las limitaciones propias de los instrumentos de medición utilizados, son las principales causas que motivan esta problemática^{4,5}.

Una forma de incrementar la objetividad diagnóstica y la toma de decisión es cuantificar el efecto que genera la osteotomía de calcáneo sobre la estructura del pie y los tejidos blandos que soportan el arco plantar. En las últimas décadas, se han propuesto diversos modelos que describen y evalúan la biomecánica del pie normal y

patológico⁶⁻⁸. Sin embargo, hasta el momento, no existe un modelo consensuado de investigación para el estudio del pie plano en adultos con osteotomía de calcáneo⁹. Se han desarrollado trabajos experimentales en cadáveres, sometiendo cuerpos a cargas progresivas, sobre los cuales se evalúa fundamentalmente la deformación generada sobre la estructura del pie¹⁰⁻¹². Sin embargo, estos modelos experimentales requieren de importantes inversiones económicas en equipos, así como un mayor control sobre las piezas de estudio, con el fin de mantener inalteradas las características biomecánicas del tejido¹³.

Recientemente, avances tecnológicos han mejorado notablemente la capacidad de procesamiento de las computadoras. Esto ha motivado el diseño de modelos numéricos complejos para el estudio de la biomecánica del pie humano¹⁴. Estos modelos se plantean como una alternativa válida, ya que el investigador puede someter el modelo ante cargas sobre estructuras «virtuales» sin la necesidad de disponer de un material físico, con la ventaja de poder alterar los parámetros estructurales que más afectan al complejo pie-tobillo. De esta forma, es posible evaluar la respuesta sobre partes blandas, articulaciones, complejo tendinoso y tejido muscular^{13,15-17}. Por supuesto, su validez se soporta en el adecuado diseño de las estructuras fisiológicas y el modelamiento realista de las propiedades mecánicas del tejido y su fisionomía¹⁸.

Estos modelos, principalmente basados en el modelado por elementos finitos, basan su estudio en variables y parámetros tomados de trabajos experimentales generales, obviando algunos tejidos y características relacionadas directamente con el desarrollo del pie plano adquirido en adultos¹⁹. En la clínica, se han identificado algunos tejidos de acción pasiva, como la fascia plantar^{20,21}, los ligamentos

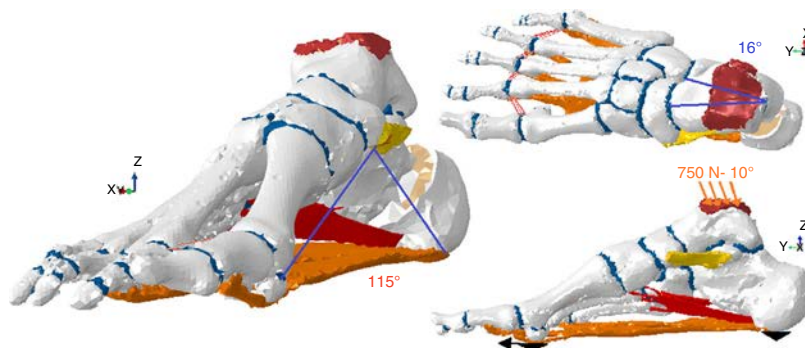


Figura 1 Modelo propuesto para evaluar el efecto de la osteotomía de calcáneo sobre los tejidos pasivos encargados de sostener el arco plantar.

plantares y ligamento calcáneo-navicular o ligamento *Spring*^{21,22}, que tienen una importante participación en el desarrollo en esta patología. Los modelos publicados actualmente simulan estos tejidos sin considerar su geometría ni el comportamiento de tipo hiperelástico que lo caracteriza^{15,17}. Por lo tanto, su planteamiento resulta poco realista, reduciendo así el valor clínico de estas propuestas.

En este artículo se propone un nuevo modelo computacional que permite la evaluación clínica y biomecánica de la osteotomía medializante de calcáneo usada para corregir el pie plano, así como la evaluación objetiva de su efecto sobre cada uno de los tejidos que soportan pasivamente el arco plantar, con resultados comparables con ensayos clínicos experimentales. Este modelo incluye la geometría de los tejidos y características biomecánicas cercanas a las de un pie humano real. En el estudio se evaluó tanto la caída y aplanamiento del arco plantar como la divergencia astrágalo-calcánea. Estos son signos clínicos comúnmente medidos mediante el ángulo interno de Moreau-Costa-Bertani y el ángulo de Kite. Las simulaciones se realizaron en ausencia del tejido evaluado y en presencia única del mismo sobre un modelo normal y con osteotomía de calcáneo, con el fin de evaluar objetivamente el efecto de este procedimiento quirúrgico sobre cada tejido.

Material y método

Modelo de elementos finitos control

Este estudio toma como base el modelo propuesto por Morales-Orcajo, et al.^{23,24}, desarrollado por el grupo de investigación Applied Mechanics and Bioengineering de la Universidad de Zaragoza (España). Este modelo parte de la reconstrucción de un pie humano de un paciente con metatarsalgia neuropática mediante un escáner clínico convencional modelo SIEMENS SOMATON. La resolución del estudio fue de 0,44mm en el plano transversal y 1,0mm en dirección longitudinal. La segmentación y reconstrucción del tejido se realizó usando el software MIMICS V. 10 de Materialize. Este modelo mantiene la morfología de los cartílagos y la fascia plantar, así como la diferenciación del hueso cortical y trabecular, lo cual generalmente es obviado por otros autores a pesar de la importancia de considerar esta diferenciación en el modelado de la mecánica ósea^{24,25}.

Se incluyeron además los ligamentos *Spring* (LS), ligamento plantar corto (LPC) y ligamento plantar largo (LPL), que son fundamentales para el análisis adecuado del desarrollo del pie plano en adultos. La geometría de cada tejido se diseñó tomando como base imágenes anatómicas de atlas y cadáveres, bajo la asesoría de médicos y especialistas. El mallado del modelo se realizó usando el software ANSYS V.15, generando 57453 elementos tetraédricos. El modelo generado se muestra en la [figura 1](#).

Modelo elementos finitos osteotomía medializante

El mallado del modelo control se modificó replicando una osteotomía de 45° en calcáneo oblicua de proximal a distal y de dorsal a plantar. Se realizó deslizamiento medializante de 1 cm del segmento más proximal de la osteotomía calcánea y se consideró esta posición como fija simulando así el efecto de fijación de osteosíntesis sin necesidad de ser añadido como elemento externo al modelo.

Condiciones de carga

El modelo fue diseñado a partir de imágenes tomográficas de un pie en reposo (sin carga) ([fig. 1](#)). Para deformar esta geometría inicial hasta una posición de carga en el momento del segundo rocker se simuló el modelo con todos los tejidos de acción pasiva que dan soporte a la bóveda plantar usando una carga de 750 N. Esta carga representa el peso completo de una persona adulta de 75kg, apoyada sobre el pie evaluado. La carga fue introducida en sentido vertical descendente, con 10 grados de inclinación como lo sugieren algunos autores^{13,25}, repartida en la zona de contacto tibia-astrágalo (90%) y peroné-astrágalo (10%). Las simulaciones fueron realizadas manteniendo fijos nodos del extremo más plantar del calcáneo y bloqueando el desplazamiento sobre el eje Z (vertical) de los nodos más plantares del primer y quinto metatarsianos, simulando el efecto del suelo sobre el modelo de pie en el momento del segundo rocker de la marcha.

Elementos anatómicos

El modelo mantiene la estructura ósea del modelo base, diferenciando las propiedades del componente cortical y

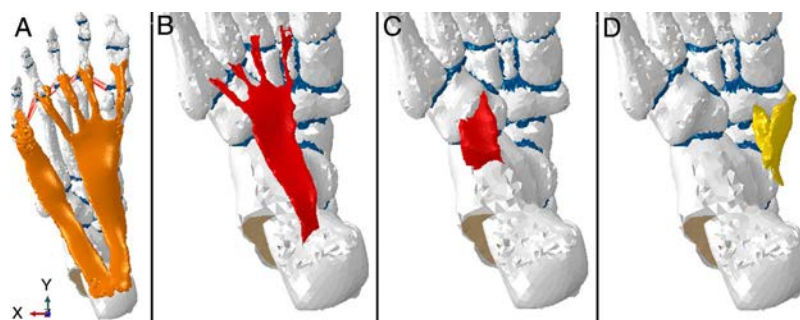


Figura 2 Modelo por elementos finitos de fascia plantar A), ligamento plantar largo B), ligamento plantar corto C) y ligamento *Spring* D), incluidos en el modelo.

Tabla 1 Parámetros biomecánicos de tejido usados en el modelo

Tejido	Módulo de Young (MPa)	Relación de Poisson	Referencia
Hueso cortical	17000	0,3	24
Hueso esponjoso	700	0,3	24
Ligamentos	250	0,28	28
Fascia plantar	250	0,28	29,30
Cartílagos	μ 4.4	α D 2 0,5	26,27

trabecular del hueso²⁴ y se complementa con ligamentos, cartílagos y fascia plantar en las posiciones anatómicas adecuadas (fig. 2).

Los modelos de tejido fueron considerados como elementos elástico-lineales, usando propiedades biomecánicas publicadas previamente (tabla 1). Para modelar el cartílago, se consideró un modelo no lineal e hiperelástico, que representa mejor la mecánica del tejido, caracterizado por un desplazamiento de líquido ante compresión. Este comportamiento dinámico se representó usando el modelo de Ogden, siguiendo las sugerencias publicadas por Mansour y Wu^{26,27}. Los parámetros usados para cada tejido se resumen en la tabla 1.

Variables de estudio

Los cambios estructurales del arco plantar se cuantificaron mediante la determinación del ángulo de Moreau-Costa-Bartani Interno (MCBI) y la divergencia astrágalo-calcáneo a través del ángulo de Kite. Para esta medición se usó la aplicación *Ruler* desarrollado por Ergonautas y la Universidad politécnica de Valencia³¹. Esta evaluación se hizo sobre un modelo de pie control y sobre el modelo de osteotomía medializante de calcáneo. Los dos modelos fueron evaluados bajo las mismas condiciones de carga.

Para determinar la caída y pronación del modelo de pie, así como el efecto de la osteotomía de calcáneo (calcáneo medializado) sobre cada uno de los tejidos evaluados, se calculó la diferencia de los resultados de cada simulación con los resultados del modelo sin osteotomía calcáneo (calcáneo anatómico), estimando la diferencia relativa de cada evaluación. Para cada caso (anatómico y medializado), se tomó como base la diferencia entre la deformación del modelo

completo y la deformación máxima generada al simularse manteniendo solo la estructura ósea.

Con el fin de determinar el efecto biomecánico de la osteotomía de calcáneo sobre cada tejido, las simulaciones se desarrollaron en ausencia y presencia única del modelo de tejido concreto evaluado, considerando como patrón de referencia la simulación del modelo inicial completo. Posteriormente, y de forma secuencial, se simuló los efectos aislados sobre fascia plantar, ligamento plantar corto, ligamento plantar largo y ligamento *Spring* manteniendo en el entorno computacional siempre las mismas condiciones de carga²⁸. El análisis de cada tejido sobre la pronación del pie se hizo con base en la medición del ángulo de Kite.

Resultados

De la deformación de los modelos en carga

Las mediciones en condiciones de carga del modelo de calcáneo anatómico y medializado mostraron una deformación acorde a los rangos que se consideran normales en la clínica para el ángulo de MCBI (entre 115 y 125 grados) y el ángulo de divergencia de Kite (entre 15 y 20 grados).

La sustracción de la totalidad de los elementos pasivos de soporte estructural del pie conllevó la obtención de los valores máximos de deformación ante carga de los dos modelos (fig. 4). Para ambos casos (figs. 3 y 4), se representó la deformación generada sobre el eje vertical (Z), con el fin de observar las diferencias en la caída y rotación del retropié hacia el interior (pie en pronación) o el exterior (pie en supinación).

De la simulación selectiva de cada tejido

Los valores del ángulo de MCBI y de Kite obtenidos de cada simulación selectiva, se resumen en la tabla 2.

Las tablas 3 y 4 cuantifican el efecto de cada tejido sobre la caída y aplanamiento del arco plantar a través de la diferencia numérica tomando como referencia la simulación del modelo anatómico en carga y los valores máximos de deformación obtenidos previamente.

La tensión que soporta la fascia plantar se muestra en la figura 5 y la soportada por el ligamento *Spring* en la figura 6. Cada caso fue evaluado usando las tensiones máximas principales y mínimas principales. Estos valores propios de la

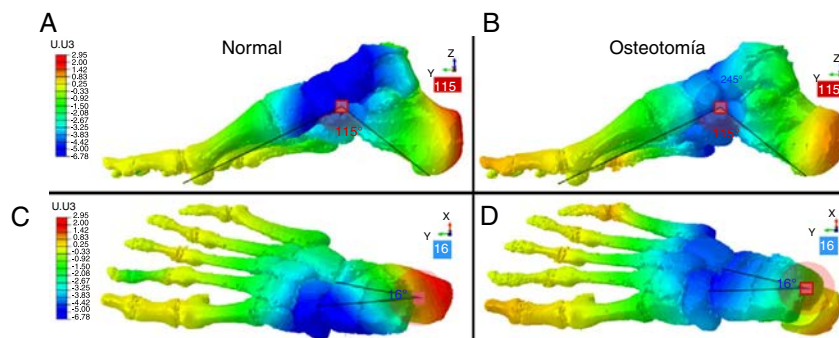


Figura 3 Máxima deformación obtenida al simular el modelo con una carga de 750N manteniendo todos los tejidos blandos evaluados. A y B: valores ángulo Costa Bartani; C y D: valores del ángulo de Kite.

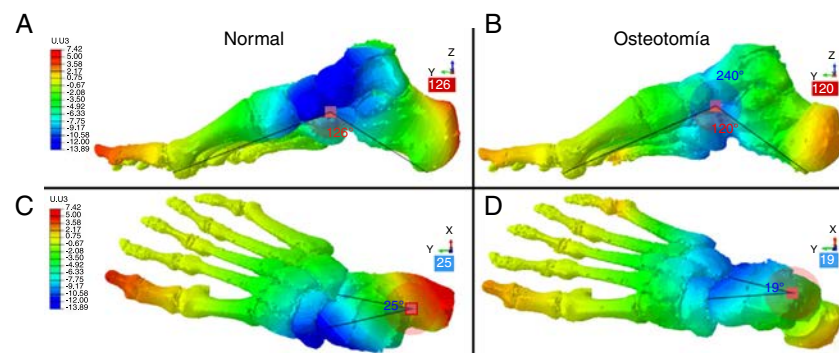


Figura 4 Máxima deformación obtenida al simular el modelo solo manteniendo estructura ósea y cartílagos. La arquitectura y geometría del pie se colapsa en carga en ausencia de estructuras ligamentosas. La osteotomía medializante limita este efecto y hace la bóveda más estable. A y B: valores ángulo Costa Bartani; C y D: valores del ángulo de Kite.

Tabla 2 Valores angulares de cada simulación selectiva

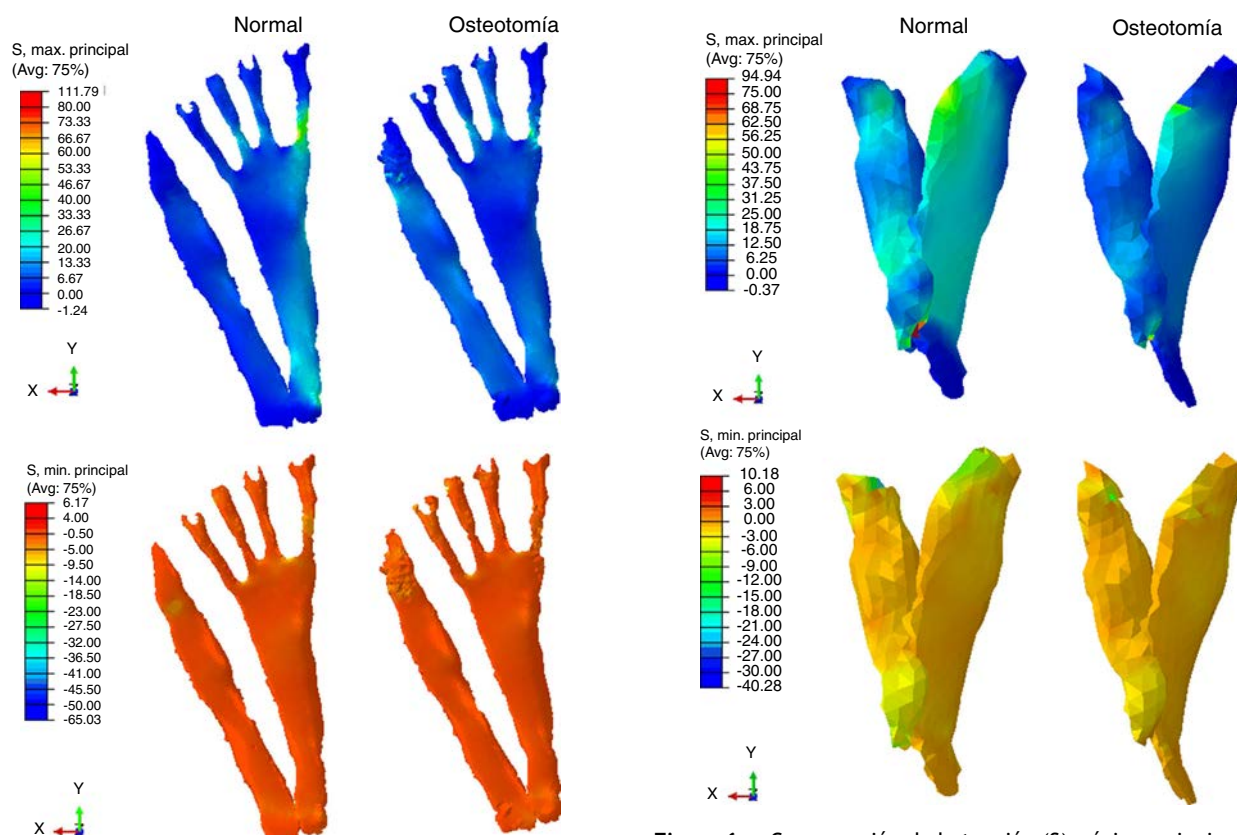
Prueba	Normal		Osteotomía	
	MCBI	Divergencia (Kite)	MCBI	Divergencia (Kite)
Normal	115	16	115	16
Solo estructura ósea	126	25	120	19
Eliminando la FP	121	18	117	18
Eliminando LPC	116	19	115	16
Eliminando LPL	116	19	116	18
Eliminando LS	117	24	117	19
Manteniendo solo la FP	119	20	117	19
Manteniendo solo el LPC	125	22	120	19
Manteniendo solo el LPL	124	24	120	18
Manteniendo solo el LS	122	17	117	16

Tabla 3 Resultados de las simulaciones en ausencia de cada tejido

Tejido evaluado	Normal		Osteotomía	
	MCBI (grados)	Kite (grados)	MCBI (grados)	Kite (grados)
Fascia plantar	6 (54,5%)	2 (22,22%)	2 (40%)	2 (66,7%)
L. plantar corto	1 (9,1%)	3 (33,3%)	0 (0%)	0 (0%)
L. plantar largo	1 (9,1%)	3 (33,3%)	1 (20%)	2 (66,7%)
L. Spring	2 (18,2%)	8 (88,9%)	2 (40%)	3 (100%)

Tabla 4 Resultados de las simulaciones del modelo en presencia única del tejido evaluado

Tejido evaluado	Normal		Osteotomía	
	MCBI (grados)	Kite (grados)	MCBI (grados)	Kite (grados)
Fascia plantar	4 (36,4%)	4 (44,4%)	2 (40%)	3 (100%)
L. plantar corto	10 (90,9%)	6 (66,7%)	5 (100%)	3 (100%)
L. plantar largo	9 (81,8%)	8 (88,9%)	5 (100%)	2 (66,7%)
L. Spring	7 (63,6%)	1 (11,1%)	2 (40%)	0 (0%)

**Figura 5** Comparación de la tensión (S) principal máxima percibida sobre la fascia plantar.

ingeniería de materiales están estrechamente relacionados con las tensiones de tracción (S. máx. principal) y de compresión (tensión mínima principal), que soportan sobre los tejidos durante la carga. La escala de medición se normalizó tomando un valor medio entre ambos resultados con el fin de observar adecuadamente las diferencias en cada uno de los casos evaluados.

Discusión

El principal hallazgo de nuestro trabajo es que los resultados muestran que hay una variación notable en la tensión percibida por la fascia plantar y el ligamento calcáneo-navicular en un pie con osteotomía medializante de calcáneo. Adicionalmente, se observa que este procedimiento por sí solo reduce y estabiliza la pronación del pie.

Figura 6 Comparación de la tensión (S) mínima principal percibida el complejo del ligamento Spring.

En este artículo se presenta el desarrollo de un modelo por elementos finitos de un pie humano con clara orientación clínica, capaz de reproducir la deformación ante carga de un pie con osteotomía medializante de calcáneo, así como simular diferentes condiciones sobre los tejidos blandos que soportan de forma pasiva el arco plantar y que tradicionalmente se relacionan con el desarrollo del pie plano adquirido en adultos. La versatilidad del modelo propuesto permitió evaluar el efecto de retirar el LPC, LPL, LS y FP, así como valorar objetivamente el efecto de la osteotomía sobre cada uno de los tejidos y sobre la estructura anatómica del pie. La evaluación se realizó siguiendo un enfoque clínico, basado en la observación de la deformación del arco plantar y la pronación astrágalo-calcánea, principales signos del pie plano adquirido en adultos.

El desarrollo del pie plano afecta la bóveda plantar. Esta brinda soporte y amortiguación a la marcha humana, a la vez que dota al pie de un potente elemento de palanca que mejora la eficiencia de la marcha³². Desde el

punto de vista estructural, se puede entender la bóveda plantar como una cercha arquitectónica. Estas estructuras permiten a los arquitectos que los tejidos soporten peso sin precisar grandes elementos de soporte. En nuestro modelo, las estructuras que mantienen la bóveda son la fascia plantar y el ligamento calcáneo-navicular, y en menor medida, los ligamentos plantares largo y corto. Los enfoques seguidos en este estudio ya han sido publicados por varios autores basados en modelos experimentales pero sobre pies sanos. El modelo propuesto es capaz de reproducir este tipo de estudios y, por lo tanto, puede ser usado como referencia para el análisis de diversas condiciones que pueden resultar bastante complejas de analizar mediante ensayos experimentales. Adicionalmente, el desarrollo de este tipo de modelos permite la evolución de la investigación hacia aspectos clínicos más relevantes: evaluación de alternativas quirúrgicas complementarias, diseños específicos de implantes, herramientas predictivas de riesgo individualizadas, entre otras.

Los modelos de pie normal y de osteotomía medializante de calcáneo, toman como referencia la estructura geométrica principal y las condiciones de contorno y carga del modelo propuesto por Morales-Orcajo et al.¹³, del grupo Applied Mechanics and Bioengineering de la Universidad de Zaragoza, España. Sin embargo, de este modelo solo se mantuvo la estructura ósea base y la fascia plantar. Esta nueva propuesta, adiciona la geometría de tejidos necesarios para realizar una evaluación completa de alteraciones de la estructura anatómica plantar, así como las condiciones adecuadas para el tejido del cartilago. Adicionalmente, modifica la estructura del calcáneo, emulando una osteotomía simple medializante. Este modelo surge de un trabajo colaborativo que cuenta con la guía permanente de clínicos que realizan la validación mecánica de los tejidos analizados^{24,28}.

Consideramos que la deformidad observada en carga en el momento del segundo *rocker* de la marcha es válido y adecuado. Los resultados de la deformación del modelo de pie completo tanto normal como de osteotomía de calcáneo coinciden con los valores clínicos normales, evaluados en términos del ángulo de MCBI y el ángulo de Kite³³ aportando la validez clínica necesaria y la correlación con la realidad de la predicción computacional.

Algunos autores han propuesto modelos computacionales para evaluar el desarrollo de pie plano y el efecto de cada tejido sobre el mantenimiento del arco plantar. Gefen³⁴ y más tarde Cheung^{8,35} desarrollaron modelos que permiten evaluar las consecuencias biomecánicas de la ausencia completa y parcial de la fascia plantar. Sin embargo, simplifican considerablemente las características biomecánicas de los tejidos, así como su geometría, asumiendo, entre otras, la fascia plantar como un elemento puramente deformable. El mismo enfoque fue seguido por Smith¹⁷ proponiendo un modelo computacional que permite la evaluación de la osteotomía de Evans. Sin embargo, mantiene la simplificación de la anatomía y características biomecánicas de los tejidos.

El modelo y enfoque propuestos permiten evaluar el efecto relativo de la osteotomía medializante de calcáneo sobre cada uno de los tejidos blandos que tradicionalmente se relacionan con el desarrollo del pie plano adquirido en

adultos, respetando la geometría y características biomecánicas adecuadas para cada caso. Los resultados muestran que hay una reducción en la tensión percibida por la fascia plantar y el ligamento calcáneo-navicular en un pie con osteotomía medializante de calcáneo (figs. 5 y 6). Este efecto se observa fundamentalmente en las tensiones de tracción o estiramiento que se generan sobre el tejido. Adicionalmente, se observa que este procedimiento por sí solo reduce y estabiliza la pronación del pie, lo cual podría explicar la reducción de tensión percibida por estos tejidos. Adicionalmente, el modelo mostró que son precisamente estos tejidos los que más aportan en el mantenimiento del arco plantar. Los resultados de las simulaciones muestran que cuando se retira la fascia plantar se obtiene un aumento del 40% en el ángulo de MCBI, mientras que cuando se retira el ligamento calcáneo-navicular o *Spring*, hubo un aumento de 3 grados sobre la divergencia astrágalo-calcánea (ángulo de Kite). Estos resultados son coincidentes con lo obtenido por Huang⁷, quien realizó una evaluación del aporte de cada tejido de forma experimental sobre pies cadavéricos. La similitud entre este estudio sobre cadáver con los resultados obtenidos por nuestras simulaciones muestran la validez de la predicción matemática del modelo. Por otro lado, se observó un papel secundario en el mantenimiento de arco plantar de los ligamentos plantares corto y largo. Al simular el modelo manteniendo solamente estos tejidos, se obtuvieron resultados cercanos a los valores generados al mantener solamente la estructura ósea y los cartílagos.

Algunos autores han propuesto modelos computacionales que buscan evaluar la mecánica del pie. Wu²⁷ propuso un modelo 2D que evalúa el arco longitudinal del pie. Este modelo considera una estructura anatómica detallada, así como un modelo no lineal para el cartilago. Este trabajo realizó el primer acercamiento en la evaluación por elementos finitos de la contribución de los ligamentos plantares en el mantenimiento del arco plantar. Más tarde Tao et al.²⁸ desarrollaron un modelo por elementos finitos detallado, con el cual se evaluó la participación de la FP, LS, LPC y LPL en el mantenimiento del arco plantar. En contraste con nuestra propuesta, este autor no considera el comportamiento hiperelástico de los cartílagos, la diferenciación del hueso cortical y trabecular ni la geometría adecuada para el modelamiento de los tejidos evaluados. La evaluación de Tao se realiza solo ante la ausencia del tejido y complementa la valoración con un estudio sobre las diferencias de presión sobre los metatarsianos. A pesar de las mencionadas diferencias de método entre las dos propuestas, los resultados de los trabajos coinciden al identificar la fascia plantar como el tejido que más aporta en el mantenimiento del arco plantar, mientras que los ligamentos plantares juegan un rol secundario.

En este sentido resulta destacable que los resultados de nuestro trabajo muestran que ante una lesión o rotura del LS, hay un aumento en 9,1% en la caída del arco plantar. Este hallazgo lo posiciona como el segundo tejido más relevante en el mantenimiento del arco plantar. Sin embargo, donde parece que tiene un efecto más notable es sobre la pronación tarsiana del pie. En la simulación en ausencia del LS, el modelo presentó una variación de 88,9% en el ángulo de Kite, lo que se traduce en un incremento notable de la pronación del pie. Estos resultados, por lo tanto, muestran que

el aporte fundamental de este tejido recae sobre el mantenimiento de la divergencia astrágalo-calcánea, más que sobre el aplanamiento del pie.

Recientemente, algunos autores han considerado modelos computacionales complejos orientados a la planificación quirúrgica para cirugías de pie^{36,37}. Sin embargo, estas propuestas mantienen consideraciones morfológicas y biomecánicas de varios tejidos poco cercanas a la realidad, lo cual afecta notablemente la validez clínica de estas propuestas. Los ensayos experimentales muestran que tanto tendones como ligamentos tienen un comportamiento no lineal (hiperelástico)^{13,30}. Nuestro modelo mantiene la caracterización de los ligamentos plantares y LS como elementos elástico-lineales. Sin embargo, al tratarse de un cálculo estático con pequeños desplazamientos y deformaciones, el error cometido es insignificante. La principal limitación de nuestro modelo para el uso clínico es que su validación se ha realizado comparando nuestros resultados con el conocimiento clínico y con resultados equivalentes en modelos experimentales cadavéricos. Esta limitación es inherente a cualquier modelo experimental numérico, pero en ningún momento invalida los resultados obtenidos. Este tipo de representaciones computacionales de fenómenos biológicos permite mejorar la experimentación y la comprensión en casos en los cuales los modelos experimentales clásicos resultan inviables o económicamente insostenibles.

También debemos recalcar el hecho de que el modelo parte de un pie humano sin afectación mecánica por lo que podemos considerar que los resultados de tensión soportada por las partes blandas y la magnitud del efecto modificador que la osteotomía medializante conlleva solo se puede correlacionar en esta misma circunstancia. Es indudable que ante un pie plano del adulto las tensiones de tracción o estiramiento que se generan sobre los tejidos pudieran ser diferentes y por ello para extrapolar clínicamente al pie plano del adulto los hallazgos mostrados sería necesario proporcionar al modelo numérico los valores de módulo de Young y relación de Poisson en estas condiciones patológicas. Desgraciadamente no existe trabajo publicado del que se puedan obtener estos valores y constituye una sugestiva línea de investigación futura; no obstante creemos que esta observación no modifica cualitativamente el efecto de la osteotomía medializante de calcáneo sobre las estructuras de soporte de la bóveda plantar.

El modelo computacional presentado en este artículo aporta nuevos conocimientos en la representación biomecánica del pie humano orientada a la evaluación y análisis del desarrollo del pie plano en adultos, así como en la representación de procedimientos quirúrgicos cuyo efecto no ha sido del todo evaluado. Este modelo permitió valorar el efecto de la osteotomía medializante de calcáneo sobre la estructura del pie y sobre cada tejido blando encargado de soportar el arco plantar y que tradicionalmente se relacionan con el desarrollo del pie plano en adultos. La inclusión de la geometría de ligamentos y tejidos generalmente obviados por otros autores y el uso de características biomecánicas basadas en ensayos experimentales, muestran esta propuesta entre las más cercanas a la realidad. Los resultados de este artículo permiten concluir que, como se intuye en la clínica, la osteotomía medializante de calcáneo reduce la tensión de los tejidos que soportan el arco

plantar y reduce por sí sola la pronación del pie. Adicionalmente, se confirma el papel principal que juegan tanto la fascia plantar en el mantenimiento del arco plantar como el ligamento calcáneo-navicular en el control de la pronación del retropié.

Nivel de evidencia

Nivel de evidencia III.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Guha AR, Perera AM. Calcaneal osteotomy in the treatment of adult acquired flatfoot deformity. *Foot and ankle clinics*. 2012;17:247–58.
2. Fowble VA, Sands AK. Treatment of adult acquired pes plano abductovalgus (flatfoot deformity): procedures that preserve complex hindfoot motion. *Oper Tech Orthop*. 2004;14:13–20.
3. Lladó GD, Net RB, Garcia IM. Doble osteotomía de calcáneo. *Revista del Pie y Tobillo*. 2015;29:101–7.
4. Huang C-K, Kitaoka HB, An K-N, Chao EYS. Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot & ankle*. 1993;14:353–7.
5. Rabbito M, Pohl MB, Humble N, Ferber R. Biomechanical and clinical factors related to stage I posterior tibial tendon dysfunction. *J Orthop Sport Phys*. 2011;41:776–84.
6. Bertani A, Cappello A, Benedetti MG, Simoncini L, Catani F. Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data. *Clinical Biomechanics*. 1999;14:484–93.
7. Huang CK, Kitaoka H, An KN, Chao E. Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot & Ankle*. 1993;14:353–7, nº 6.
8. Cheung JTM, Zhang M, Leung AKL, Fan YB. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study. *J Biomech*. 2005;38:1045–54.
9. Vulcano E, Deland JT, Ellis SJ. Approach and treatment of the adult acquired flatfoot deformity. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2013;6:294–303.
10. Deschamps K, Staes F, Roosen P, Nobels F, Desloovere K, Bruyninckx H, et al. Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: a systematic review. *Gait & posture*. 2011;33:338–49.
11. Toullec E. Adult flatfoot. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2015;101:S11–7.
12. Pichler W, Tesch NP, Grechenig W, Tanzer K, Grasslobber M. Anatomical variations of the flexor hallucis longus muscle and the consequences for tendon transfer. A cadaver study. *Surg Radiol Anat*. 2005;27:227–31.
13. Morales Orcajo E, Barbosa de las Casas E, Bayod López J. Computational foot modeling for clinical assessment. Universidad de Zaragoza, Prensas de la Universidad, 2015.
14. Wang Y, Wong DWC, Zhang M. Computational models of the foot and ankle for pathomechanics and clinical applications: a review. *Ann Biomed Eng*. 2016;44:213–21.
15. Wang Z, Imai K, Kido M, Ikoma K, Hirai S. FE model of a flat-foot deformity for improving surgical planning. En: de SIMULIA Community Conference; 2015.
16. Iaquinto JM, Wayne JS. Effects of surgical correction for the treatment of adult acquired flatfoot deformity: a computational investigation. *J Orth Res*. 2011;29:1047–54.

17. Smith BA. Computational modeling to assess surgical procedures for the treatment of adult acquired flatfoot deformity [tesis]. Bachelor of Science, Virginia Commonwealth University 2013.
18. Viceconti M, Olsen S, Nolte L-P, Burton K. Extracting clinically relevant data from finite element simulations. *Clinical Biomechanics*. 2005;20:451-4.
19. Wang Z, Imai K, Kido M, Ikoma K, Hirai S, A finite element model of flatfoot (pes planus) for improving surgical plan de Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) 36th Annual International Conference of the IEEE Chicago; 2014.
20. Haddad SL, Myerson MS, Younger A, Anderson RB, Davis WH, Manoli A, et al. Adult acquired flatfoot deformity. *Foot Ankle Int*. 2011;32:95-101.
21. Herráiz Hidalgo L, Carrascoso Arranz J, Recio Rodríguez M, Jiménez de la Pena M, Cano Alonso R, Álvarez Moreno E, et al. Disfunción del tendón tibial posterior: ¿qué otras estructuras están implicadas en el desarrollo del pie plano adquirido del adulto? *Radiología*. 2014;56:247-56.
22. Steginsky B, Vora A. What to Do with the Spring Ligament. *Foot Ankle Clin*. 2017.
23. Morales-Orcajo E, Bayod J, de Las Casas E, Barbosa BH. Computational foot modeling: scope and applications. *Archives of Computational Methods in Engineering*. 2016;23:389-416.
24. García-Aznar J, Bayod J, Rosas A, Larrainzar R, García-Bógalo R, Doblaré M, et al. Load transfer mechanism for different metatarsal geometries: a finite element study. *J Biomech Eng*. 2009;131, n.º 2, p. 021011.
25. Bayod J, Becerro-de-Bengoa R, Losa-Iglesias M, Doblaré M. Mechanical stress redistribution in the calcaneus after autologous bone harvesting. *J Biomech*. 2012;45:1219-26, n.º 2012.
26. Mansour J.M. Biomechanics of cartilage, Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins. 2013; pp. 66-79.
27. Wu L. Nonlinear finite element analysis for musculoskeletal biomechanics of medial and lateral plantar longitudinal arch of virtual chinese human after plantar ligamentous structure failures. *Clinical Biomechanics*. 2007;22:221-9.
28. Tao K, Ji WT, Wang DM, Wang CT, Wang X. Relative contributions of plantar fascia and ligaments on the arch static stability: a finite element study. *Biomed Tech (Berl)*. 2010;55:265-71. doi:10.1515/BMT.2010.041. Epub 2010 Sep 15.
29. Wright DG, Rennels DC. A study of the elastic properties of plantar fascia. *JBJS*. 1964;46:482-92.
30. Sakalauskaitė R, Satkunskienė D. The foot arch and viscoelastic properties of plantar fascia and Achilles tendon. *J Vibroeng*. 2012;4:1751-9.
31. Ruler. Ergonautas y Universidad Politécnica de Valencia. Valencia, 2017.
32. Camarena CÁ, Villegas WP. Desarrollo y biomecánica del arco plantar. *Mediographic*. 2010.
33. Deland JT. Adult-acquired Flatfoot Deformity. *J Am Acad Orthop Surg*. 2008;16:399-406.
34. Gefen A. Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release. *J Biomech*. 2002;35:629-37, n.º 5.
35. Cheung JT-M, Zhang M. A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86:353-8, n.º 2.
36. Smith BA, Adelaar RS, Wayne JS. Patient specific computational models to optimize surgical correction for flatfoot deformity. *J Orthop Res*. 2017;35:1523-31.
37. Wang Z, Imai K, Kido M, Ikoma K, Hirai S. Study of Surgical Simulation of Flatfoot Using a Finite Element Model. En: Chen YW, Torro C, Tanaka S, Howlett R, Jain L, editores. *Innovation in Medicine and Healthcare 2015. Smart Innovation, Systems and Technologies*, vol. 45. Cham: Springer; 2016.