

# ANÁLISIS DE SIMULACIÓN POR ELEMENTOS FINITOS DEL PIE DE LA FÓRMULA METATARSAL DE MAESTRO

Dres. R. Larraínzar Garijo<sup>(1)</sup>, J.M. García Aznar<sup>(2)</sup>, E. Díez Nicolás<sup>(1)</sup>, R. García Bógalo<sup>(1)</sup>, A. Rosas<sup>(2)</sup>, L.F. Llanos Alcázar<sup>(1)</sup>, M. Doblare<sup>(2)</sup>

<sup>(1)</sup>Servicio de Traumatología I. Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid

<sup>(2)</sup>Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón

COMUNICACIÓN ORAL PREMIADA (PREMIO COMPARTIDO) EN EL 28 CONGRESO NACIONAL DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE MEDICINA Y CIRUGÍA DEL PIE Y TOBILLO. CÓRDOBA, 10-12 DE MAYO DE 2006

Presentamos un modelo de simulación de carga mediante análisis por elementos finitos de un pie humano en el instante del segundo momento de apoyo o *rocket*, con una mayor complejidad que los realizados hasta la fecha, al distinguir hueso cortical y esponjoso. El modelo desarrollado permite estudiar el comportamiento de las fuerzas y su distribución a través de los distintos metatarsianos. Hemos realizado cinco simulaciones analizando la fórmula metatarsal propuesta por Maestro y se deduce que, al menos en este segundo momento de apoyo del pie, el valor del ángulo intermetatarsal entre primer y segundo radio pudiera tener más influencia que la longitud relativa intermetatarsal o su inclinación, en la patogenia de la metatarsalgia mecánica. Las limitaciones que la ciencia computacional tiene obliga a estos investigadores a validar experimentalmente los hallazgos presentados antes de su aplicabilidad clínica.

**PALABRAS CLAVE:** Pie, alteraciones del pie, articulaciones del pie, metatarsalgia, simulación de ordenador, análisis por elementos finitos.

**FINITE ELEMENT SIMULATION ANALYSIS OF THE FOOT OF MAESTRO'S METATARSAL FORMULA:** We present a load simulation model through finite element analysis of a human foot at the second support moment (or "rocker"), with a greater complexity as those developed to date as it differentiates cortical and cancellous bone. The developed model allows the study of forces and their distribution across the various metatarsal bones. We have carried out five simulations analysing the metatarsal formula proposed by Maestro and conclude that, at least in this second support moment, the value of the intermetatarsal angle between the first and second radii might have a greater influence than the relative intermetatarsal length or the slope in the pathogenesis of mechanical metatarsalgia. The limitations of computational science force the investigators to experimentally validate the findings presented before they are considered clinically applicable.

**KEY WORDS:** Foot, foot disease, foot joints, metatarsalgia, computer simulation, finite element analysis.

## INTRODUCCIÓN

Si hay una palabra que se puede asociar a cualquier acto quirúrgico, ésa es *variabilidad*. Existe variabilidad anatómica durante las vías de abordaje; también la hay en las indicaciones, técnicas y, cómo no, en los resultados. Una mala indicación y una mala ejecución condicionan un mal resultado; una buena indicación y una buena ejecución condicionan un

buen resultado..., casi siempre. Una de las explicaciones a esta situación paradójica (buena indicación, buena ejecución y mal resultado) puede encontrarse en que el cirujano planifica y toma decisiones sobre imágenes radiográficas bidimensionales, mientras que la estructura sobre la que se va a intervenir es tridimensional. Existen, por lo tanto, variables que se le escapan al cirujano en la planificación, y el objeto del presente estudio es dar un paso en la mejor comprensión de algunas de dichas variables.

La simulación por elementos finitos es una herramienta computacional de uso cotidiano en ingeniería, que permite predecir la respuesta de múltiples problemas físicos ante diferentes condiciones externas mediante su simulación en el ordenador, a través del planteamiento y resolución de un

### Correspondencia:

Ricardo Larraínzar Garijo  
Servicio Traumatología I-B. 6.ª Planta  
Hospital Universitario 12 de Octubre  
Carretera Andalucía km 5,4. 28041 Madrid  
**Fecha de recepción:** 3/11/2006

modelo matemático adecuado. En particular, sus aplicaciones en el campo de la biomecánica médica son cada vez más importantes, aunque han estado esencialmente relegadas al campo teórico o de investigación básica<sup>(1-7)</sup>. Este trabajo pretende utilizar esta herramienta para su uso clínico en cirugía del pie, de forma que su uso intensivo permita conocer mejor la estructura tridimensional del mismo y con ello mejorar la capacidad del cirujano a la hora de la toma de decisiones en la práctica clínica.

## MATERIAL Y MÉTODO

### Método de elementos finitos

El método de elementos finitos no es otra cosa que un método matemático para la resolución aproximada de modelos matemáticos descritos por sistemas de ecuaciones en derivadas parciales. Puede, pues, interpretarse como una metodología computacional, que se aleja de la experimentación clásica para convertirse en una poderosa arma de predicción.

El primer paso de su aplicación consiste en definir la geometría que se pretende analizar para, a continuación, subdividirla (discretizarla) en un conjunto de trozos más pequeños (elementos finitos) con geometrías simples (tetraedros o hexaedros irregulares habitualmente). A los vértices de estos elementos se suelen asociar las incógnitas básicas del problema estructural a resolver (por ejemplo, los movimientos). Cuanto más fina es la discretización, más precisos serán los resultados obtenidos, aunque ello requiere un mayor coste computacional. El siguiente paso obliga a definir el comportamiento del material que compone la estructura, así como incorporar las cargas exteriores, apoyos y zonas de contacto.

Pero todavía puede complicarse más el problema si se pretende analizar no una estructura específica aislada, sino varias de ellas interconectadas mediante restricciones o elementos adicionales de conexión, como ocurre en las articulaciones. En esencia, la capacidad de análisis del método computacional viene limitada tan sólo por la precisión de las hipótesis de trabajo en las que se basa el modelo de cálculo, por la bondad de los parámetros que a él se incorporan (parámetros del material, cargas...) y por la potencia informática para resolver los cálculos matemáticos inherentes.

### Desarrollo del modelo 3D

Se realizó una resonancia magnética y una tomografía a una paciente de 38 años aquejada de neuritis interdigital. En ambos estudios, los cortes se realizaron cada 2 mm, y con el pie en descarga y en posición neutra. El estudio mediante TAC permitía definir la estructura ósea de los distintos huesos

que componen el pie y su densidad en la porción cortical y esponjosa. La resonancia permitía establecer las estructuras ligamentosas y su punto de anclaje exacto en cada una de las estructuras óseas. Para conseguir la geometría individual de cada hueso, se empleó un programa informático propio desarrollado por el GIGA (Grupo de Informática Gráfica Avanzada) de la Universidad de Zaragoza, y para la elaboración de la malla de elementos finitos se trabajó con los programas I-DEAS y HARPOON. La definición del pie en 3D se realizó sobre un total de 28 huesos: tibia distal, peroné distal, astrágalo, calcáneo, escafoides, cuboides, cuñas<sup>(3)</sup>, metatarsianos<sup>(5)</sup> y falanges<sup>(14)</sup>.

Para los cálculos propiamente dichos, se utilizó el programa de elementos finitos de propósito general ABAQUS v 6.4 (Hibbit, Karlsson & Sorensen Inc. Pawtucket, RI. EE UU). La superficie articular entre cada hueso del pie se simuló unida a través de una lámina de material cartílago, al objeto de simplificar la complejidad del modelo. Se definieron un total de 72 ligamentos como bandas de tensión entre los puntos de inserción ósea, según la resonancia que limitaba este movimiento, y sólo quedaron excluidos, lógicamente, los ligamentos colaterales interfalángicos. La fascia plantar se definió también como una banda de tensión que limitaba el movimiento<sup>(8)</sup>.

El modelo 3D del pie estaba compuesto por 137.718 nudos, 735.062 elementos correspondientes a tejido óseo y 483 correspondientes a ligamentos (Figura 1). Cada tejido presentaba un comportamiento elástico diferente: módulo elástico de 17.000 MPa y coeficiente de Poisson 0,3 para el hueso cortical; 7.300 MPa y un coeficiente de Poisson 0,3 para el hueso esponjoso; 1 MPa para el módulo elástico y 0,4 para el coeficiente de Poisson en el caso del cartílago. Los ligamentos fueron simulados mediante elementos unidimensionales, distinguiendo entre los más rígidos (ligamentos superficiales, fascia, deep LPL), con un módulo elástico de 3500 MPa, coeficiente de Poisson 0,3 y área de la sección de 7,267 mm<sup>2</sup> (REF); mientras que para el resto de ligamentos se utilizó un módulo de Young de 260 MPa, coeficiente de Poisson de 0,3 y una sección de 0,0415 mm<sup>2</sup>.

Como condiciones de contorno, se impidieron los desplazamientos de los nudos inferiores del calcáneo, y también el desplazamiento vertical correspondiente a los nudos inferiores de los huesos metatarsales y sesamoideos.

Se consideró una carga de 350 Newton aplicada en una dirección de 20° con la vertical correspondiente en el segundo "rocker" de la marcha<sup>(9)</sup>. A esta carga se le oponían 175 N del tendón de Aquiles y tendón tibial posterior, según el estudio de Simkim<sup>(10-12)</sup>. El centro de aplicación de estas fuerzas se determinó en un punto situado a 90 mm del extremo posterior del pie y a 30 mm de la cara medial del talón<sup>(13)</sup>.

Para la validación no experimental del modelo creado, los resultados obtenidos se compararon con el propuesto



**Figura 1.** Modelo 3D reconstruido que incluye hueso, articulación y ligamentos.

**Figure 1.** Reconstructed 3D model including bone, joint and ligaments.

por Cheung<sup>[13]</sup> y con el comportamiento esperado según los conocimientos biomecánicos actuales<sup>(14-20)</sup>.

## RESULTADOS

El modelo 3D creado permite realizar cálculos computacionales sobre la distribución de las fuerzas entre estructuras y la manera de deformarse durante el segundo “rocker”<sup>(9)</sup> de la marcha simulado.

### Caso I. Pie asintomático

Como era de esperar, ya que el pie era asintomático para metatarsalgia mecánica, el modelo creado presentaba un apoyo normal con distribución de las cargas uniformes entre los metatarsianos y una transmisión de carga fundamentalmente a través del primer radio, a pesar de una fórmula metatarsal index minus y alejada de la ideal de Maestro<sup>(21)</sup> (M1-M2: -5,8; M2/M3: +2,18; M3/M4: +6,79; M4/M5: +7,87) (**Figura 2**). El ángulo intermetatarsal de esta paciente era de 8°.

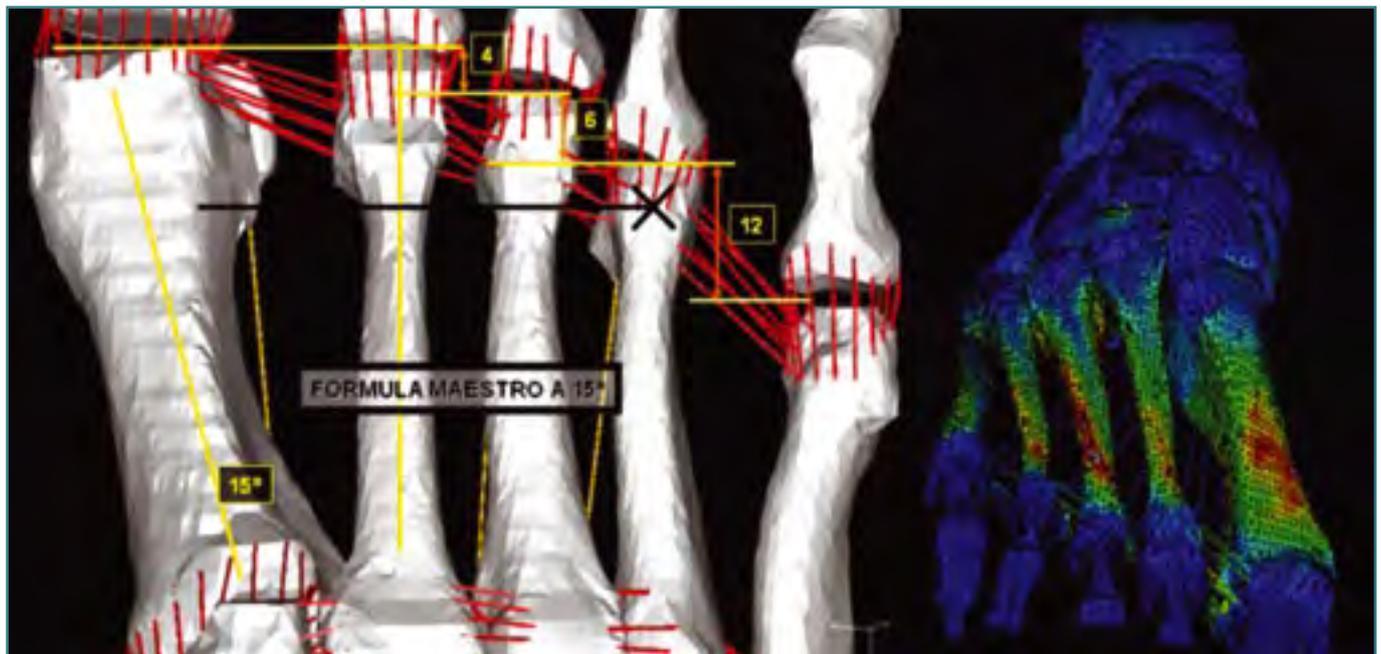
### Caso II. Fórmula Maestro (AIM = 15°)

Una vez definida y validada la simulación 3D por elementos finitos, procedimos a la manipulación informática de la geometría inicial, adoptando la fórmula metatarsal propuesta por Maestro para someterla a una nueva simulación (**Figura 3**). Para ello, reproducimos en el ordenador la publicada como referencia (M1-M2: 0; M2/M3: +4; M3/M4: +6; M4/M5: +12) con un valor del AIM de 15°.



**Figura 2.** Distribución de las cargas uniformes entre los metatarsianos y una transmisión de carga fundamentalmente a través del primer radio a pesar de una fórmula metatarsal index minus.

**Figure 2.** Distribution of the uniform loads among the metatarsals and load transmission fundamentally through the first radius despite an index minus metatarsal formula.



**Figura 3.** Manipulación informática de la geometría inicial adoptando la fórmula metatarsal propuesta por Maestro para someterla a una nueva simulación.

**Figure 3.** Informatic manipulation of the initial geometry using the Maestro metatarsal formula for a new simulation.

Al realizar esta nueva simulación de pisada se obtuvo que la distribución de cargas sigue siendo uniforme, pero en este caso difería la transmisión de carga a través del primer radio, que se veía considerablemente reducida. La predicción computacional indicaba que, a pesar de tener una fórmula metatarsal adecuada según Maestro<sup>(21)</sup>, la transmisión de cargas al primer radio se reducía respecto de la primera simulación, que, aunque no tenía una longitud relativa uniforme, sí tenía menor valor del ángulo intermetatarsal (AIM = 8°).

### Caso III. Fórmula Maestro (AIM = 8°)

Al objeto de determinar el valor que el ángulo intermetatarsal pudiera tener, se realizó una nueva geometría, manteniendo la longitud relativa de los metatarsianos de la segunda simulación, pero aplicando un ángulo intermetatarsal de 8°; es decir, se mantenía la fórmula de Maestro, pero con el mismo ángulo que nuestro primer paciente asintomático (AIM = 8°).

En este caso, la distribución de cargas seguía siendo homogénea, pero con un incremento considerable de transmisión a través del primer radio. La predicción computacional sugería que el valor del ángulo metatarsal pudiera ser más importante que la longitud relativa de los metatarsianos o su distribución en la fórmula de Maestro como causa de metatarsalgia.

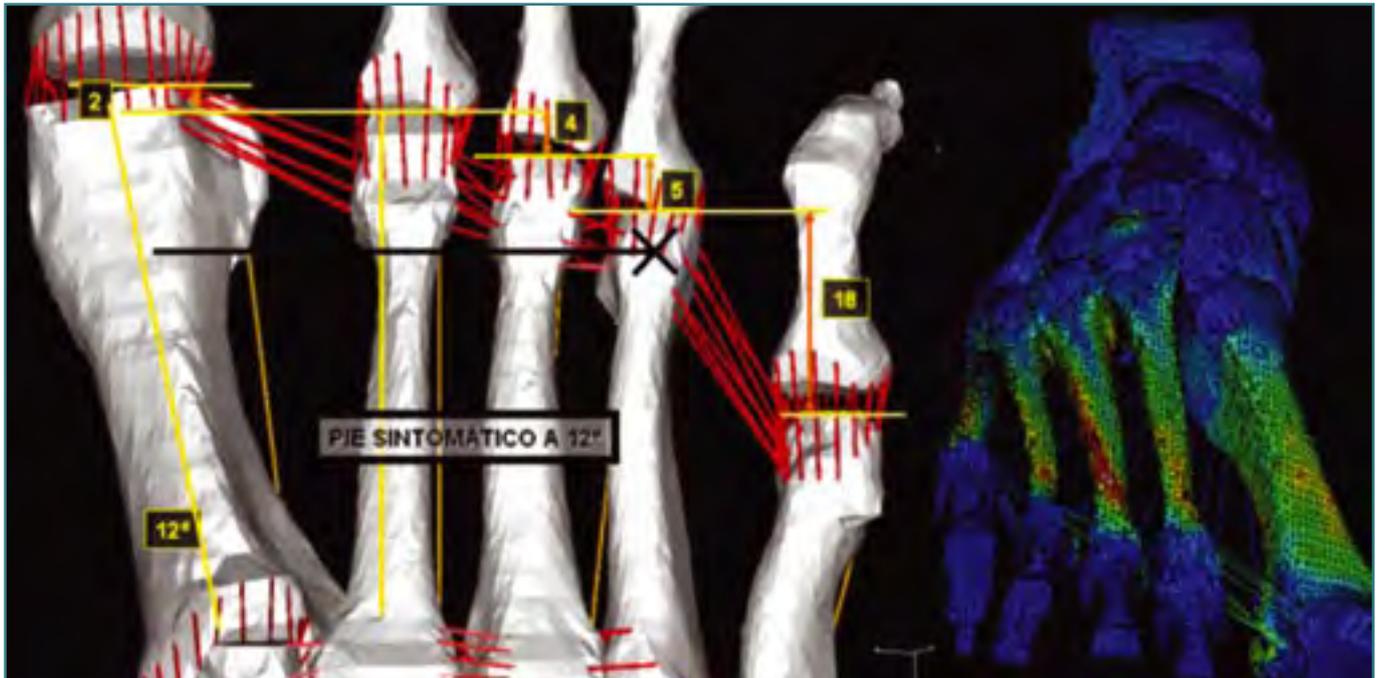
### Caso IV. Pie sintomático (AIM = 12°)

Se procedió a modificar la geometría inicial, pero en esta ocasión se adaptó a la de un paciente sintomático aquejado de metatarsalgia mecánica (M1-M2: -2; M2/M3: +4; M3/M4: +5; M4/M5: +18) que presentaba un ángulo intermetatarsal de 12°. Como era previsible, la simulación mostraba una ausencia total de carga a través del primer radio con transferencia a los radios menores (**Figura 4**). Esta predicción computacional era superponible con la situación clínica del paciente.

### Caso V. Pie sintomático (AIM = 8°)

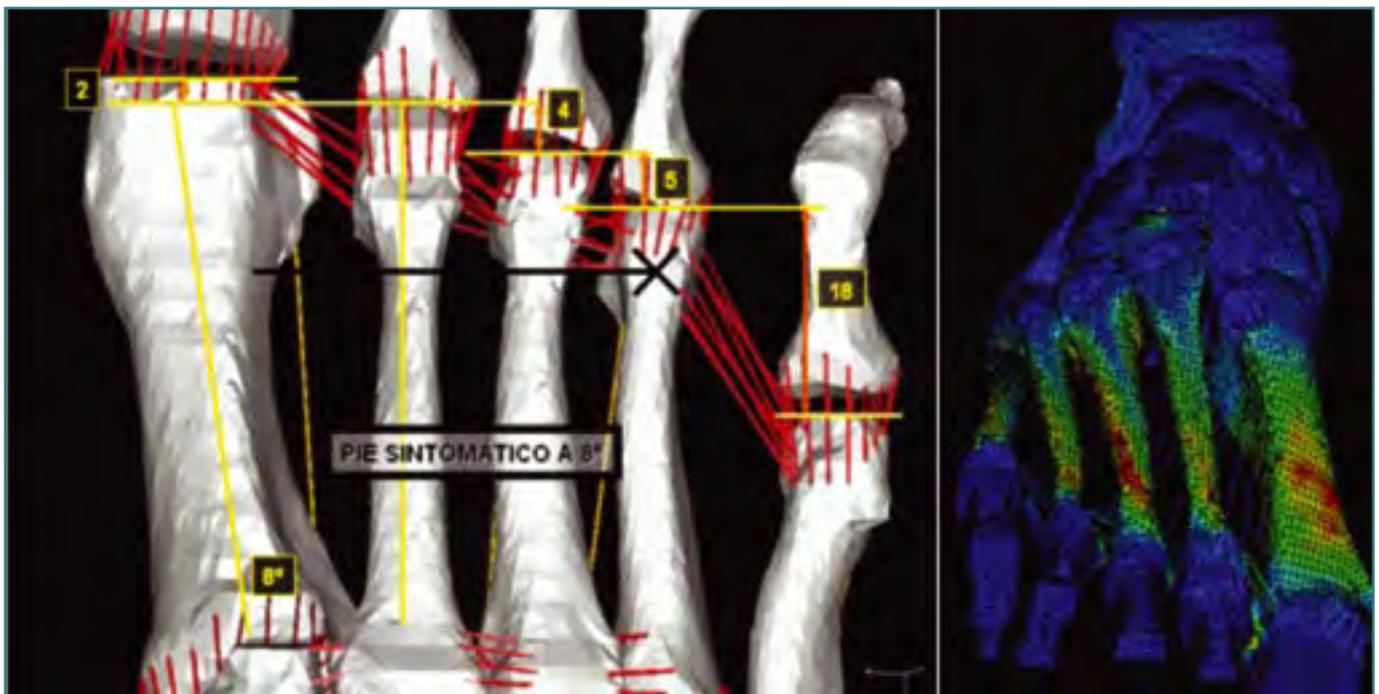
Para esta última simulación únicamente se redujo el valor del ángulo intermetatarsal del paciente sintomático a 8°, respetando la longitud de los radios de la cuarta simulación (M1-M2: -2; M2/M3: +4; M3/M4: +5; M4/M5: +18). Del mismo modo que ya ocurriera en la tercera simulación, el hecho de reducir el valor del AIM aumentaba considerablemente la distribución de carga a través del primer metatarsiano, relajando la fuerza de estrés de los radios menores (**Figura 5**).

Nuevamente, la predicción computacional otorgaba más valor al ángulo intermetatarsal que a la longitud relativa de los radios en la patogenia de una hipotética metatarsalgia.



**Figura 4.** Ausencia total de carga a través del primer radio con transferencia a los radios menores en paciente con metatarsalgia mecánica.

**Figure 4.** Complete absence of load through the first radius with transference to the lesser radii in a patient with mechanical metatarsalgia.



**Figura 5.** Aumento considerable de la distribución de carga a través del primer metatarsiano al reducir el valor del AIM.

**Figure 5.** Considerable increase of the load distribution through the first metatarsal as the intermetatarsal angle value is diminished.

En la **Tabla I** se recoge un resumen de los resultados de las cinco simulaciones.

## DISCUSIÓN

Aceptando que la validez real de los resultados que aquí presentados depende de la validez del método computacional, creemos haber definido una herramienta eficaz de investigación. La experimentación computacional tiene un potencial y validez limitados por la rigurosidad y precisión de las hipótesis y parámetros analizados<sup>(7)</sup>. El proceso de malla, reconstrucción geométrica, definición de superficies articulares y fuerzas resultantes que se ha realizado cumple con creces estos requisitos.

No obstante, el modelo que se presenta no está validado experimentalmente, y será un requisito que esta línea de investigación que se abre deberá cumplir para ser una herramienta científicamente válida. Admitiendo esta limitación, creemos que los resultados de nuestra predicción computacional son superponibles a los de otros autores y al conocimiento biomecánico actual<sup>(1-7,13,14,17-19,22-24)</sup>.

Este modelo parte de un pie sano desde el punto de vista mecánico, ya que estaba aquejado de neuritis interdigital. Se considera, pues, que la anatomía que hemos reconstruido 3D puede considerarse compatible con la normalidad, ya que así lo indica la ausencia de hiperqueratosis plantares, y por ello puede considerarse un pie sano al objeto del estudio.

Los parámetros de simulación y cálculos matemáticos que hemos realizado corresponden al proceso habitual de obtención del mallado 3D y su posterior simulación por elementos finitos, y no creemos que sea interés de esta publicación su discusión, al centrarse más en parámetros matemáticos que clínicos.

No es este el primer modelo que se presenta a la comunidad científica, aunque sí creemos que es el más completo. Cheung publicó su modelo suponiendo la homogeneidad de los huesos que componen el pie. Nada más lejos de la realidad<sup>(4,5,8,13,23)</sup>. Las propiedades biomecánicas de un hueso vienen condicionadas por su resistencia y rigidez<sup>(15,17)</sup>. En este sentido, afirmamos que distinguir el hueso esponjoso del cortical es de capital importancia para la veracidad de la predicción computacional. Cabe comentar que el modelo de Cheung contempla la grasa plantar como parte del análisis de simulación, que no es esencial para el objeto de este estudio; mientras que, por el contrario, creemos que nuestro modelo, sin grasa plantar, supera en utilidad al propuesto por Cheung, al considerar hueso cortical y esponjoso.

Más interesante para el clínico es la discusión sobre el valor que la predicción computacional otorga al ángulo intermetatarsal por encima de la longitud relativa de los metatarsianos. A este efecto, debemos recordar que la simulación se realiza en el momento del segundo "rocker" (impacto de las cabezas metatarsianas), y que esta situación está más relacionada con la angulación metatarsal respecto del suelo que con su longitud. En este sentido, es esperable que el acortamiento "informático" realizado sobre los radios centrales no tenga repercusión en la distribución de cargas. Este concepto está bien explicado por Maceira, con la distinción entre hiperqueratosis estáticas y dinámicas<sup>(9,20)</sup>.

Algunos cirujanos que realizan osteotomías tipo "scarf" sobre el primer radio refieren que el paciente mejora de la clínica de metatarsalgia tras la cirugía<sup>(16,19,25,26)</sup>, y esto genera no poca controversia. El detrimento del valor del ángulo intermetatarsal que se consigue con esta técnica quirúrgica es superponible al efecto informático corrector del AIM realizado en la tercera y quinta simulación, en las que se

Tabla I

Nombre	Descripción	Síntomas en el paciente
Caso I	Geometría obtenida de RNM/TAC de partida	Ningún tipo de dolor mecánico
Caso II Fórmula Maestro	Geometría obtenida a partir del caso 1 modificando las distancias intermetatarsianas tal y como indica la fórmula Maestro, pero con 15 grados entre el primer y segundo metatarsiano (reproducción exacta de la fórmula Maestro)	Supuestamente ningún tipo de dolor
Caso III Fórmula Maestro 8°	Geometría obtenida a partir del caso 1 modificando las distancias intermetatarsianas, tal y como indica la fórmula Maestro, pero con 8 grados entre el primer y segundo metatarsiano	No se tiene información
Caso IV Pie sintomático	Geometría obtenida a partir del caso 1 modificando las distancias intermetatarsianas a las de un pie sintomático con 12° grados entre el primer y segundo metatarsiano	Metatarsalgia mecánica
Caso V Pie sintomático 8°	Geometría obtenida a partir del caso 4 modificando el valor del ángulo intermetatarsal a 8°	Supuestamente alivio de la metatarsalgia

transmitía mejor la carga a través del primer metatarsiano, y podría explicar de un modo experimental computacional esta percepción del clínico<sup>(27)</sup>.

Si admitimos la veracidad de la predicción computacional, el hecho cierto es que, al realizar la simulación del paciente afectado de metatarsalgia, ésta podría, al menos en el marco teórico, aliviarse realizando los gestos quirúrgicos exclusivamente sobre el primer radio, dotándole de más potencia. Cabe entonces preguntarse qué ocurre en este caso durante el tercer “rocker” (despegue de los dedos). En el momento actual no se dispone de ningún modelo que haya simulado esta situación, pero es seguro que en estudios venideros con análisis combinados de ambas se podrá encontrar respuesta a estos interrogantes.

La aplicación clínica<sup>(28)</sup> real de los hallazgos encontrados es aún lejana, y hay que exigirle mejoras al modelo predictivo: añadir elementos importantes como la acción de musculatura intrínseca y (especialmente importante) extrínseca (flexor largo *hallux*); simular secuencialmente el segundo y tercer “rocker”, etc. En definitiva, mejorar la validez y veracidad de la predicción computacional, así como validar experimentalmente el modelo creado.

Es innegable que, una vez alcanzados estos objetivos, las posibilidades que se plantean y su aplicación clínica son inagotables: efectos de artrodesis, cálculo de resección ósea necesaria, desplazamientos angulares...; en definitiva, una mejor comprensión de la compleja estructura del pie que permita elegir la técnica quirúrgica más adecuada, planificarla con mayor precisión para obtener mejores resultados quirúrgicos y, por ende, mayor bienestar de nuestros pacientes.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Erdemir A, et al. Local plantar pressure relief in therapeutic footwear: design guidelines from finite element models. *J Biomech* 2005; 38 (9): 1798-806.
2. Chen WP, Tang FT, Ju CW. Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2001; 16 (7): 614-20.
3. Chen WP, Ju CW, Tang FT. Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2003; 18 (6): S17-24.
4. Cheung JT, et al. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing – a material sensitivity study. *J Biomech* 2005; 38 (5): 1045-54.
5. Cheung JT, An KN, Zhang M. Consequences of partial and total plantar fascia release: a finite element study. *Foot Ankle Int* 2006; 27 (2): 125-32.
6. Barani Z, Haghpanahi M, Katoozian H. Three dimensional stress analysis of diabetic insole: a finite element approach. *Technol Health Care* 2005; 13 (3): 185-92.
7. Gefen A, et al. Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications. *J Biomech Eng* 2000; 122 (6): 630-9.
8. Cheung JT, Zhang M, An KN. Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004; 19 (8): 839-46.
9. Maceira EM. Aproximación al estudio de paciente con metatarsalgia. *Revista Española de Pie y Tobillo* 2003. XVII (2): 14-29.
10. Simkin A. The dynamic vertical force distribution during level walking under normal and rheumatic feet. *Rheumatol Rehabil* 1981; 20 (2): 88-97.
11. Simkin A, Stokes IA. Characterisation of the dynamic vertical force distribution under the foot. *Med Biol Eng Comput* 1982; 20 (1): 12-8.
12. Simkin A, Leichter I. Role of the calcaneal inclination in the energy storage capacity of the human foot – a biomechanical model. *Med Biol Eng Comput* 1990; 28 (2): 149-52.
13. Cheung JT. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing a material sensitivity study. *Journal of Biomechanics* 2005 (38): 1045-54.
14. Proubasta I, Gil Mur L, Ja P. Fundamentos de biomecánica y materiales. Madrid: Ediciones Ergón; 1997.
15. Morag E, Cavanagh PR. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *J Biomech* 1999; 32 (4): 359-70.
16. Weijers RE, et al. The relationship of the position of the metatarsal heads and peak plantar pressure. *Foot Ankle Int* 2003; 24 (4): 349-53.
17. Zhu HS, et al. Foot pressure distribution during walking and shuffling. *Arch Phys Med Rehabil* 1991; 72 (6): 390-7.
18. Erdemir A, et al. Dynamic loading of the plantar aponeurosis in walking. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86-A (3): 546-52.
19. Hsi WL, Kang JH, Lai JS. Distribution of plantar pressure on the second metatarsal head during walking. *J Formos Med Assoc* 2004; 103 (7): 540-5.
20. Maceira E. Técnicas quirúrgicas en cirugía del pie. Masson; 2003. pp. 164-6.
21. Maestro M, Augoyard M, Barouk L. Biomecânica et repères radiologiques du sésamoïde latéral de l'hallux pae rappor a la palette mètatasienne. *Mèd Chir Pied* 1995; 11 (3): 145-54.
22. Cavanagh PR, et al. The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J Biomech* 1997; 30 (3): 243-50.
23. Cheung JT, Zhang M. A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86 (2): 353-8.
24. Goske S, et al. Reduction of plantar heel pressures: insole design using finite element analysis. *J Biomech* 2006; 39 (13): 2363-70.

25. Galeote Rodríguez JE. Estudio clínico y radiológico del tratamiento de la metatarsalgia mediante osteotomía de Weil aislada o asociada a otras técnicas quirúrgicas. *Revista Española de Pie y Tobillo* 2005; XIX (1): 59-69.
26. Golano P, et al. Static loading of foot structures for radiographic studies. *Foot Ankle Int* 2006; 27 (7): 559-60.
27. Allen MK, et al. Relationship between static mobility of the first ray and first ray, midfoot, and hindfoot motion during gait. *Foot Ankle Int* 2004; 25 (6): 391-6.
28. Erdemir. Local plantar pressure relief in therapeutic footwear: design guidelines from finite element models. *Journal of Biomechanics* 2005; 38: 1798-806.