

Análisis Biomecánico del Pie Durante la Bipedestación A través del Método de Elementos Finitos (CNIB).

P. M. Luis Ángel¹, L. A. Raúl¹, R. C. Ramón¹, H. N. Carolina¹

¹Departamento de Ingeniería Mecánica, Instituto Tecnológico de Celaya, Tecnológico Nacional de México

Resumen— Para el estudio biomecánico del pie humano, el análisis por el método de elementos finitos es una herramienta útil. Sin embargo para este tipo de análisis normalmente se utilizan modelos anatómicos demasiado simplificados, ocasionando que los resultados obtenidos por los distintos autores de estos trabajos difieran considerablemente.

Con el propósito de reducir esta incertidumbre, se realizó un modelo de elementos finitos con geometrías obtenidas por medio de una reconstrucción de escaneos 3D. Geometrías que corresponden a los huesos corticales, trabeculares, músculos, fascia plantar y cartílagos, asignando a estos dos últimos tejidos, condiciones de no linealidad a sus respectivos modelos constitutivos.

Posteriormente se desarrolló una simulación, representando los efectos de la bipedestación sobre el pie. Los resultados se compararon con los de una investigación donde se desarrolló una simulación con el mismo estado de cargas, en la cual se utilizó un modelo anatómico simplificado [1]. Se encontró que los niveles de esfuerzos obtenidos en el presente trabajo son más bajos, pues representan aproximadamente el 25% de los esfuerzos obtenidos en [1]. En base a esto se concluye que el grado de fidelidad de un modelo anatómico es muy relevante para los valores de esfuerzos que se obtienen en una simulación biomecánica.

Palabras clave—Bipedestación, Estudio Biomecánico, Modelo de Elementos Finitos, Simulación.

I. INTRODUCCIÓN

En este trabajo se describe la metodología para obtener un modelo de elementos finitos correspondiente al pie humano, así como el método para realizar una simulación biomecánica de esta extremidad del cuerpo. El objetivo de realizar una simulación es el de estudiar el comportamiento del pie cuando se ve sometido a condiciones extremas y así contribuir a encontrar las causas que generan una condición anormal en él. Además con el modelo a obtener se podrá ofrecer la posibilidad de analizar la interacción entre los tejidos que son parte del pie y los diferentes dispositivos médicos que suelen ser implantados en él por medio de intervenciones quirúrgicas, con esto se pueden llegar a encontrar los efectos secundarios de una determinada cirugía antes de llevarla a cabo en el paciente.

El modelo anatómico fue reconstruido por medio de ingeniería inversa, está constituido por un ensamble de geometrías que corresponden a los 28 huesos del pie, incluyendo tibia y peroné, cada uno de los huesos están representados a su vez por un sub-ensamble formado por

dos partes, el hueso cortical y el hueso trabecular, a estos tejidos se les asignó un comportamiento isotrópico, lineal y elástico [2]. Además de estos tejidos, el modelo cuenta con las geometrías y modelos constitutivos representativos del Tendón de Aquiles [3], cartílagos correspondientes a cada una de las articulaciones de los huesos [4], músculos abductores, extensor corto de los dedos [5] y fascia plantar [6]. En la Figura 1 pueden observarse los músculos creados e incorporados al modelo.

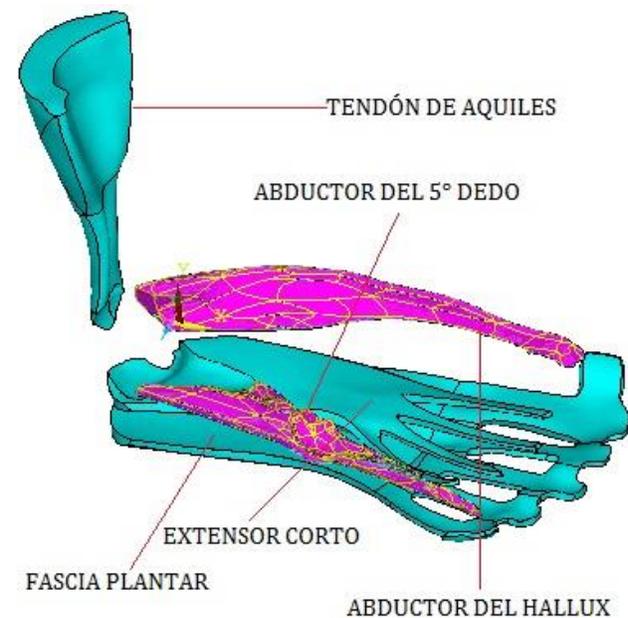


Figura 1. Músculos que forman parte del modelo anatómico.

Una vez que se obtuvo el modelo se utilizó el software Ansys APDL para generar los diferentes materiales y asignar sus propiedades, realizar el mallado de elementos finitos, y crear los pares de contacto o interacciones entre los diferentes tejidos, se generaron alrededor de 104 contactos. Posteriormente se aplicaron las condiciones de frontera pertinentes para simular el efecto de la bipedestación humana sobre el pie derecho, aplicando restricciones y condiciones de carga, de manera que estas fueran idénticas a las condiciones aplicadas en [1].

Esto con la intención de comparar los esfuerzos que se obtienen en ambas simulaciones y encontrar si existe una diferencia significativa al representar esta extremidad del cuerpo de la manera más completa posible o si utilizando un

modelo simplificado se obtienen resultados similares, justificando así el ahorro de tiempo y recursos, pues el modelo anatómico utilizado en [1], solo contiene geometrías que representan a los huesos del pie y en ellas se asume que los huesos están formados por un material homogéneo, simplificando así el modelado anatómico, para que esto fuera válido se asignó un modelo constitutivo isotrópico, lineal y elástico, utilizando valores promedio entre las propiedades mecánicas de huesos corticales y trabeculares.

II. METODOLOGÍA

1) *Modelado Anatómico:* El CAD se obtuvo a través de ingeniería inversa, se realizó un escaneo 3D sobre piezas de huesos y músculos sintéticos correspondientes al pie derecho, observe las Figuras 2 y 3, se generó un archivo “stl” por cada pieza, para posteriormente ser reconstruidos y ensamblados mediante un software de diseño asistido por computadora, los cartílagos fueron creados al rellenar con volúmenes los espacios existentes entre cada uno de los huesos del ensamble.



Figura 2. Huesos sintéticos.



Figura 3. Músculos sintéticos.

Una vez reconstruidos cada uno de los huesos se obtuvieron las dimensiones de los huesos trabeculares del pie por medio de una resonancia magnética, se obtuvo la proporción correspondiente de hueso cortical y trabecular para cada uno de estos tejidos. En base a estas proporciones las geometrías fueron escaladas para obtener una nueva geometría con un menor tamaño, que posteriormente serían incrustadas en cada uno de los huesos, de esta manera las geometrías de los huesos fueron representadas por dos volúmenes, uno mayor que envuelve a otro de menor tamaño, e.g., observe la Figura 4.

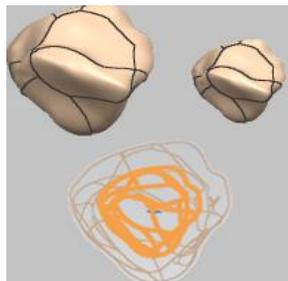


Figura 4. Ensamble entre hueso cortical y esponjoso.

2) *Propiedades mecánicas de los tejidos:* Para representar el comportamiento mecánico de los tejidos del pie involucrados en el análisis, se utilizaron tres modelos constitutivos, el primero, describe un comportamiento Isotrópico, lineal y elástico para los huesos corticales y trabeculares [2], tendón de Aquiles [3], cartílagos [4], músculos abductores y extensor corto [5]. Los módulos de elasticidad y coeficientes de Poisson para estos tejidos se muestran en la Tabla 1 que se encuentra a continuación.

TABLA 1

Propiedades isotrópicas lineales elásticas de los tejidos.

Tejido	Módulo de Young (MPa)	Relación de Poisson
Hueso Cortical	17000	0.3
Hueso Trabecular	700	0.3
Tendón de Aquiles	816	0.3
Cartílagos	1	0.45
Músculos	450	0.3

Para asignar un comportamiento a la Fascia Plantar se usó un modelo constitutivo hiperelástico con funciones de Mooney-Rivlin el cual considera la densidad de energía de deformación hiperelástica, la forma general de la Ecuación es:

$$W = \sum_{i+j=1}^N C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j \quad (1)$$

Donde W es energía de deformación, C_{ij} es la constante del material, I_1 es la primera invariante de deformación, I_2 es la segunda invariante de deformación y N el orden de la ecuación [6]. Este tejido entonces es considerado con un comportamiento no lineal hiperelástico, donde se tomaron 5 parámetros de Mooney-Rivlin resultado reportados por Kitaoka [7]. Estos parámetros se muestran en la Tabla 2.

TABLA 2

Parámetros Mooney-Rivlin.

C_{10}	C_{01}	C_{20}	C_{11}	C_{02}
-222.1	290.97	-1.1257	4.7267	79.602

Considerando al material de los cartílagos como incompresible debido a su naturaleza viscoelástica, se asignó un comportamiento viscohipoelástico al incorporar parámetros de relajación de módulo cortante y volumétrico al modelo constitutivo de estos tejidos. Estos parámetros se obtuvieron al ajustar por medio de series de Prony los datos experimentales obtenidos de pruebas de indentación realizadas a especímenes de cartílago humano extraídos de cirugías [8].

3) *Malla de Elementos Finitos:* La malla fue creada al discretizar los volúmenes del modelo anatómico por medio de elementos tetraédricos de manera libre, el tipo de elemento asignado fue un elemento Solid185 de 8 nodos, debido a su utilidad para analizar plasticidad, hiperelasticidad, rigidez, fluencia, grandes deflexiones, y

grandes capacidades de deformación. El tamaño de los elementos varía desde 1 mm hasta 4 mm en relación al tamaño de las geometrías del modelo. La Figura 5 muestra la malla de elemento finito utilizada para el análisis.

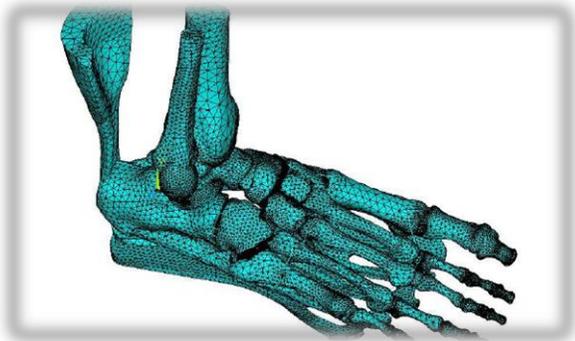


Figura 5. Malla de Elementos Finitos.

4) *Contactos y condiciones de frontera del análisis:* La condición de contacto asignada para las interacciones entre hueso-cartílago, hueso cortical-hueso trabecular y hueso cortical-músculos o tendones, fue del tipo Bonded always por su unión fija entre estos elementos, en el caso de los contactos de hueso-cartílago y hueso-músculo o tendón, fueron definidos a través de componentes nodales creadas en cada uno de los extremos de los volúmenes en cuestión, se seleccionaron los nodos que aproximadamente estarían interactuando en cada uno de los volúmenes y en el caso de los contactos hueso cortical-hueso esponjoso, los contactos fueron creados a través de componentes de las áreas que están en interacción en cada contacto. Las zonas de inserción de los músculos y la selección de áreas y nodos involucrados en los contactos se determinaron al consultar la literatura [9].

Las restricciones de desplazamiento en el modelo se aplicaron a través de áreas, fijando las superficies superiores de la tibia y el peroné, anulando sus desplazamientos en todas las direcciones, también se restringe la superficie superior del tendón de aquiles en las direcciones X y Z, asumiendo que el tendón se encuentra encapsulado por la piel y músculos que lo rodean, permitiendo solo su desplazamiento en el eje Y. Además de anularse el movimiento sobre las áreas inferiores de las falanges distales de los dedos.

Las fuerzas que se aplicaron en la simulación son dos, una de 175 N, aplicada de forma vertical ascendente sobre el extremo superior del Tendón de Aquiles, pues según un estudio, este tejido actúa contrarrestando aproximadamente el 50% de la carga que está recibiendo el pie durante la bipedestación [10]. Además se aplicó en la superficie inferior del modelo una fuerza ascendente de 350 N, esta representa a la fuerza normal que actúa sobre el pie, pues los 700 N equivalentes al peso de una persona promedio se dividen entre los dos pies. De esta forma se obtiene el mismo estado de cargas que en la simulación presentada en [1], para posteriormente comparar los resultados obtenidos

en ambas investigaciones. La Figura 6 ilustra las condiciones de frontera mencionadas.

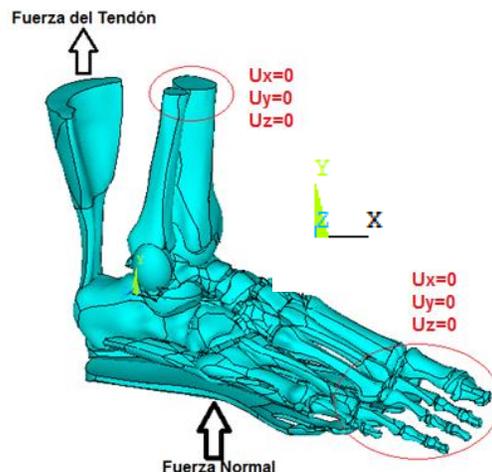


Figura 6. Condiciones de frontera aplicadas.

III. RESULTADOS

En la Figura 7 se muestran los esfuerzos obtenidos a través de la simulación de una manera general en todos los elementos que conforman el pie, puede observarse que se presenta un esfuerzo máximo de 12.9 MPa y un desplazamiento máximo aproximado de 4 mm, se observa que las zonas sometidas a un mayor esfuerzo corresponden a los lugares donde se esperaría que esto ocurriera, e.g., es normal que alrededor de las áreas superiores de la tibia y el peroné donde se restringen los desplazamientos, estén presentándose esfuerzos más altos que en la mayor parte de la estructura, pues esta zona está conteniendo las fuerzas de 350 y 175 N que intentan desplazar el pie hacia arriba, una situación muy parecida se presenta en la parte donde se une el tendón de aquiles con el hueso calcáneo, esta zona está actuando para mantener unidas a ambas partes, debido a que la fuerza de 175 N intenta mover al tendón hacia arriba.

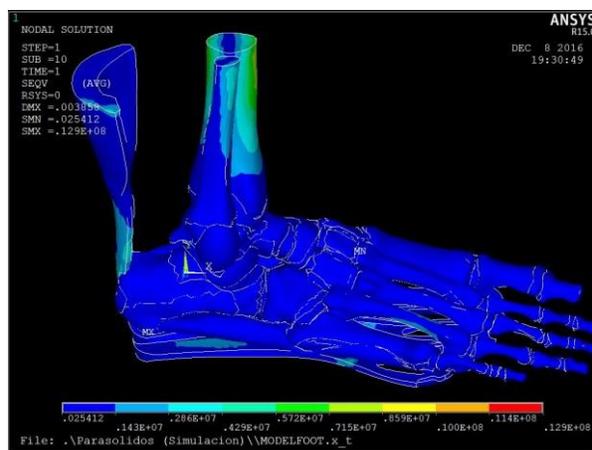


Figura 7. Concentración de Esfuerzos von Mises obtenidos, Pa.

En la Tabla 3 que se presenta a continuación se observan los esfuerzos máximos obtenidos para cada uno de los tejidos y se les relaciona con el esfuerzo último conocido para cada uno de ellos.

TABLA 3
Relación entre los esfuerzos máximos encontrados en los tejidos y sus esfuerzos últimos.

Tejido	Esfuerzo máximo (MPa)	Esfuerzo último (MPa)	Porcentaje de esfuerzo último (%)
Huesos corticales	12.2	175	6.9
<i>Huesos trabeculares</i>	0.23	5.3	4.3
Tendón de Aquiles	6.1	70	8.7
<i>Extensor corto</i>	7.1	70	10
Fascia plantar	12.9	70	18
<i>Cartílagos</i>	0.98	4.7	20

Con el objetivo de determinar la influencia del grado de fidelidad del modelo anatómico y el comportamiento de sus materiales en la obtención de los resultados de una simulación MEF, se comparan los resultados entre esta simulación y un análisis realizado con las mismas condiciones de frontera y un modelo MEF simplificado realizado por Jason, y Ming [1].

En la Tabla 4 y Figura 8 que se muestran a continuación se comparan los resultados obtenidos en ambos análisis.

TABLA 4
Comparación de los esfuerzos obtenidos en 9 huesos de ambas simulaciones.

Hueso	Esfuerzo máximo (1) (MPa)	Esfuerzo máximo (2) (MPa)
Astrágalo	3.5	3.5
<i>Calcáneo</i>	12.2	1.3
Cuboides	0.6	1.5
<i>Metatarsiano 1</i>	1.9	1.8
Metatarsiano 2	0.2	4.8
<i>Metatarsiano 3</i>	0.27	8
Metatarsiano 4	2.9	1.7
<i>Metatarsiano 5</i>	.02	2
Navicular	.11	2.7

*(1) Resultados obtenidos en la simulación del presente trabajo.

*(2) Resultados obtenidos en la simulación presentada en [1].

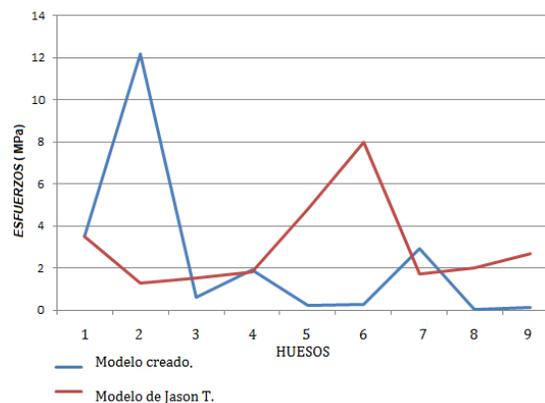


Figura 8. Gráfica comparativa de los esfuerzos en ambas simulaciones.

IV. DISCUSIÓN

Para el análisis de resultados fue importante entender la variaciones de los esfuerzos entre el presente trabajo y el de Jason y Ming [1], debido a que estos autores solo presentan los esfuerzos obtenidos en los 9 huesos mencionados en la Tabla 4, en ella se puede observar que hay diferencias, la más grande se observa en el esfuerzo obtenido en el hueso calcáneo, debido al contacto existente entre este y el tendón de Aquiles, pues de la interacción que se da entre estos tejidos, resulta una concentración de esfuerzos en ese lugar con el valor de 10.9 MPa, interacción inexistente en el modelo presentado en [1]. Además, existen diferencias en los esfuerzos obtenidos en el resto de los huesos, cabe recordar que las propiedades mecánicas asignadas a los materiales de ambos modelos son distintas, debido a esto es normal que los esfuerzos guarden tales diferencias, porque Jason, y Ming solo consideran propiedades lineales e isotrópicas.

V. CONCLUSIÓN

Caracterizar un comportamiento no lineal de un material es una tarea compleja, pero una vez que se encuentran los parámetros que describen sus propiedades es preferible usarlos antes que a los modelos constitutivos lineales, pues describen de una manera más confiable su respuesta ante las condiciones de frontera.

Las geometrías que representan al Extensor corto, Tendón de Aquiles y Abductores, ayudan a que los esfuerzos no solo se concentren sobre los huesos corticales, pues las cargas aplicadas no actúan directamente sobre éstos, debido a que llegan en primera instancia a estos músculos, que sirven como una especie de protección para los huesos. Es así que la interacción de todo el conjunto de los tejidos induce a que el comportamiento del pie durante la simulación sea más apegado a la realidad.

Puede concluirse que el modelo se desempeña de manera aceptable, pues los esfuerzos que se presentaron fueron congruentes a la magnitud de las cargas aplicadas.

Con este trabajo realizado, el Instituto Tecnológico de Celaya ahora cuenta con la posibilidad de investigar el comportamiento del pie humano cuando este se ve afectado por alguna patología que compromete su funcionalidad.

RECONOCIMIENTOS

El autor P.M. agradece al Instituto Tecnológico de Celaya por la oportunidad de realizar los estudios de Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica que derivaron en este trabajo de investigación, al personal del laboratorio de biomecánica de dicha institución y al Conacyt por la beca de manutención otorgada.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Jason, T., Ming, Z. *Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics based finite element method*. Medical Engineering & Physics. 30, pág. 269-267, 2008.
- [2] Duda, G., Mandruzzato, F., Heller, M. *Mechanical boundary conditions of fracture healing: borderline indications in the treatment of unreamed tibial nailing*. Journal of Biomechanics 34, pág 639-650, 2001.
- [3] Wrent, T., Yerby, S., Beaupre, G., Carter, D. *Mechanical properties of the human Achilles tendon*. Clinical of Biomechanics. 16 pág. 245-261, 2001.
- [4] Athanasiou, K., Liu, G., Lavery, L., Lanctot, D., Schenck, R. *Biomechanical topography of human articular cartilage in the first metatarsophalangeal joint*. Clin Orthop. pág 348, 269-281, 1998.
- [5] T Alberto, G., Javier, B., Juan, P., Marta, L., Kevin, T., Ricardo, B., Manuel, D. *Finite-element simulation of flexor digitorum longus or flexor digitorum brevis tendon transfer for the treatment of claw toe deformity*. Journal of Biomechanics. 42, pág. 269-267, 2008.
- [6] Cheung, J., Zhang, M., An, K. *Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot*. Clinical Biomechanics. 21, pág. 194-203, 2006.
- [7] Kitaoka, H., Zong, P., Growney, E., Berglund, L., An, K. *Material properties of the plantar aponeurosis*. Foot and Ankle. 4 pág. 557-560, 1994.
- [8] Celaya, L., Vidal, A., Ledesma, E., Lesso, R. *Simulación de vida y muerte de cartílago usando MEF*. SOMIM. 8 pág. 777-784, 2011.
- [9] Richard, L., Wayne, V., Adam, W. *Gray Anatomia para estudiantes*. Elsevier, 2005.
- [10] Simkin, A. *Structural analysis of the human foot in standing posture*. Ph D. thesis, Tel Aviv University, Tel Aviv, Israel. 1982.