

# Validación fisiológica de un modelo de pie humano para estudio de patología de dedo en garra

L. M. González Torres, M. A. Martínez Bocanegra\*, A. Vidal Lesso

Departamento de Ingeniería Mecánica, División de Ingenierías Campus Irapuato-Salamanca, Universidad de Guanajuato, Salamanca, México

\*marco.890310@hotmail.com

**Abstract**— The finite element models of the foot allow the study of their biomechanical-structural behavior. These investigations provide podiatrists with the knowledge to improve surgical techniques, thus allowing the exploration of new alternatives in the correction of biomechanical alterations. The reported models have variations from the type of contact in the joints, number of inserted tissues, as well as properties of bones and tissues.

This research presents two numerical models of finite elements with non-linear properties in the joints, as well as insertion of the most important issues, corresponding to the healthy foot and the claw toe pathology based on the model of Mancera *et al.* [1]. Modifications include changes in the loading and contour conditions to simulate the "mid-position" phase with a 700 N load. The pathology model features rotations and adjustments in the main soft tissues involved in the second radius of the foot. The two models were meshed and solved under the same conditions.

The results of the simulation of the models were validated with the Costa Bartani and Kite angle. This was done in the cases of unloaded and loaded feet to verify that the model is within the parameters of the healthy foot. The Costa Bartani angle presented the greatest variation, while the Kite angle remained within the range value for a healthy foot.

The models showed that pathologies that only involve the second radius of the foot affect the above angles, thus the biomechanical-structural behavior of the foot, allowing the study of future work.

**Palabras clave**— Método de elementos finitos, dedo en garra, modelo computacional de pie, fase media de apoyo, ángulo de Kite, ángulo de Costa Bartani.

## I. INTRODUCCIÓN

Con la finalidad de lograr una mejor comprensión del comportamiento biomecánico-estructural del pie, las herramientas de simulación han sido esenciales en estos casos de investigación. A través de las cuales se ha logrado una mejor comprensión en el estudio y análisis de malformaciones presentes en el pie. Las patologías se generan por diferentes factores como son problemas congénitos, trastornos del sistema nervioso, la edad, el peso, calzado entre otros. Afectando el correcto funcionamiento del pie.

Debido a la dificultad para obtener acceso a tejidos biológicos (tejidos cadavéricos humanos), es limitada la experimentación con partes humanas generando un aumento en el uso del método de elemento finito (MEF), lo que

permite analizar a detalle el comportamiento biomecánico-estructural de diferentes partes del cuerpo humano, logrando así una mejor comprensión del funcionamiento de este sistema tan complejo.

El uso de los métodos numéricos como el MEF, han permitido la evaluación de alteraciones biomecánicas en el pie, contribuyendo en la obtención de aportes a la ciencia en el tratamiento de patologías, con técnicas quirúrgicas de corrección, entre otros estudios en el amplio campo de la medicina [1]–[8].

Se presentan a lo largo de la investigación una comparación de dos modelos numéricos de elemento finito, uno de pie sano y otro de pie con patología de dedo en garra, validados con dos ángulos fisiológicos los cuales permitirán analizar y discutir los resultados de la investigación. Estos modelos permitirán el estudio no solo de la patología mencionada, sino a demás podrían ser modificados para el análisis de otras patologías, como pueden ser: dedo en martillo, dedo en mazo entre otras, así como el estudio de las respectivas técnicas quirúrgicas empleadas en el tratamiento de patologías.

## II. METODOLOGÍA

### *Modelo de elemento finito*

Se trabajó con un modelo base proporcionado por Mancera *et al.* [1] como se muestra en la Fig. 1. Dicho modelo de pie de elementos finitos fue trabajado en el programa computacional ANSYS®.

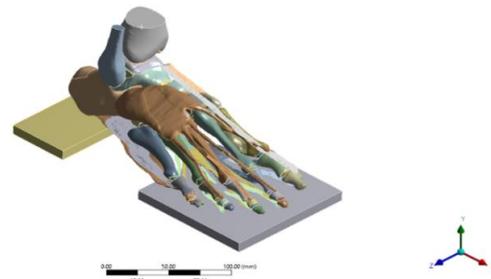


Fig. 1. Modelo CAD.

Se realizaron ciertas modificaciones que permitirán un mejor análisis en los resultados como se presenta a continuación.

Se eliminaron las plataformas encontradas en la base del pie, para restringir de una mejor manera los desplazamientos y rotaciones en el modelo. Para ello fue necesario utilizar operaciones booleanas en las geometrías de contacto con el suelo (calcáneo y metatarsos).

Se trabajaron dos modelos para analizar el comportamiento de un pie sano y de un pie con patología como se muestra a continuación en la tabla 1.

Tabla 1. Tipos de modelos.

Modelo	Casos de estudio
Modelo 1	Pie sano
Modelo 2	Pie con patología de dedo en garra

#### Condiciones de carga y frontera

El análisis del modelo se realizó para el estudio de bipedestación estática con apoyo unipodal, más exactamente en la fase de *apoyo medio* de la marcha, considerando esta como la más crítica debido a que el pie recibe la carga total del peso corporal. Para este estudio se aplican 700N, correspondiente al peso de una persona con masa de 70 kg aproximadamente.

La carga se aplicó en la dirección Y en forma descendente, con una distribución de 90% y 10% en tibia y peroné respectivamente de acuerdo con Gefen *et al.* [9].

Se respetan las fuerzas aplicadas por Mancera *et al.* [1] en el tibialis anterior (TA), extensor hallucis longus (EHL), flexor digitorum longus (FDL), flexor hallucis longus (FHL), y en la zona del calcáneo donde se encuentra el tendón de Aquiles, como se muestra en la tabla 2.

Tabla 2. Magnitudes de las fuerzas aplicadas en los músculos TA, EHL, FHL, FDL y tendón de Aquiles.

Tejido	Fuerza (N)
TA	30
EHL	15
FHL	15
FDL	7.5
Tendón de Aquiles	150

Las condiciones de frontera aplicadas en el modelo fueron las siguientes: para el caso del calcáneo se dejó rotación libre en el eje Z y sin desplazamientos. Para el caso de la zona en los metatarsianos se dejó desplazamiento libre en la dirección X al igual que en las falanges.

#### Elementos anatómicos

El modelo está conformado por 12 tejidos blandos y 28 huesos. El comportamiento mecánico de los tejidos del modelo (huesos, cartílagos, extensores, flexores y fascia plantar) fue caracterizado como las mismas propiedades mecánicas usadas por Mancera *et al.*[1].

A continuación, se presenta en la Fig. 2 el modelo base para la investigación. Los contactos del modelo original entre

cartílago-hueso son tipo lineal, para el caso entre cartílago-cartílago se usaron tipo no lineal. Para poder permitir un comportamiento más aproximado al de una articulación. Fue necesario realizar algunos cambios de contacto en la zona media del pie luego de observar el modelo.

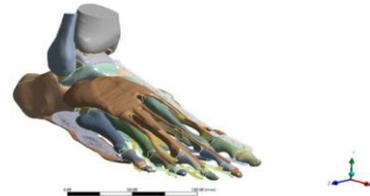


Fig. 2. Modelo de pie sano.

Las modificaciones, así como las condiciones de frontera y carga, explicadas anteriormente fueron aplicadas para los dos modelos numéricos.

En el caso del modelo 2, se configuró el segundo radio del pie para generar una deformación propia de la patología de dedo en garra. La cual produce una hiperextensión de la articulación metatarsofalángica y una flexión de la articulación interfalángica proximal y distal [10], por tanto fue necesario modificar los tejidos blandos como son el extensor digitorum brevis (EDB), flexor digitorum longus (FDL) y flexor digitorum brevis (FDB), debido a la rotación de las falanges mostrada en la Fig. 3.

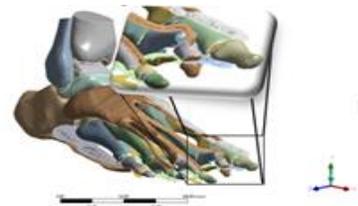


Fig. 3. Modelo con patología de dedo en garra.

Se usó en el tipo de mallado, elementos tetraédricos para huesos y tejidos blandos y hexaédricos, con el uso del algoritmo *patch independent* para algunos cartílagos y tejidos blandos, como son: TA, FHL, EDB, FDL, variando los tamaños de los elementos de 0.5-3 mm. El número total de elementos y nodos que conforman los modelos de elementos finitos de pie se muestra en la tabla 3.

Tabla 3. No de elementos y nodos en cada modelo.

Modelo	Elementos	Nodos
Modelo 1	3451136	5204243
Modelo 2	3447892	5197198

### Validación de los modelos con ángulos fisiológicos

Se validaron los modelos de pie sano con los principales ángulos fisiológicos del pie, encontrados en estudios experimentales, así como en literatura médica. Para el primer caso se midió el ángulo de Costa Bartani el cual representa la apertura de la bóveda plantar, de acuerdo a Muñoz [11]. Este ángulo se debe tomar para arco medial y arco lateral, siendo el valor del ángulo de arco medial en el pie de 115°-130°, así mismo Larrosa *et al.* [12] da un rango de 120°-130° como apertura normal de la bóveda plantar, para casos de pies sanos.

El segundo ángulo de Costa Bartani corresponde al de arco lateral, Montoya [13] y Ruiz [14] reportan un valor de 145°. El ángulo de arco lateral presentado en el modelo 1 y 2 sin carga es de 143°.

Además, hizo la medición del ángulo de Kite importante en el estudio de patologías representando la divergencia astragalocalcánea. El valor normal de este ángulo medido en un pie según Larrosa *et al.* [12], Muñoz [11] y Larrainzar *et al.* [2] está en el rango de 15°-25°.

### III. RESULTADOS

Se presentan los valores obtenidos en los modelos sin carga dentro del rango normal que representa un pie sano como se evidencia en la Fig. 4. Se presenta a continuación información del estudio realizado por Sakti *et al.* [15] y Ruiz *et al.* [14] con ángulos de 135.48° y 133.8° respectivamente en la medición de pacientes en condición bajo carga después de intervenciones quirúrgicas, esto para visualización en mediciones experimentales.

El ángulo de arco medial medido en el modelo 1 bajo carga es de 130° considerado como un valor aceptable al estar dentro del rango especificado como pie sano y cercano a los valores en los estudios experimentales ya mencionados. Para el caso del modelo 2 ocurre un aumento de 3.84% en la apertura de este ángulo con 135°.

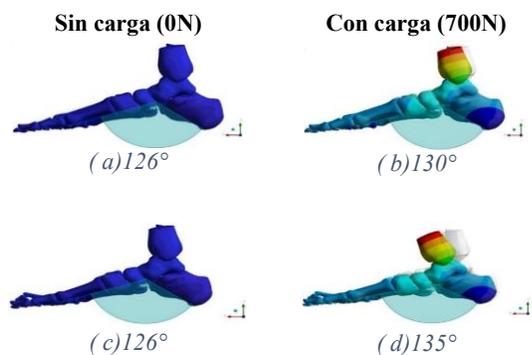


Fig. 4. Ángulos del arco medial de Costa Bartani, (a) y (b) Modelo 1, (c) y (d) Modelo 2.

Para el caso del segundo ángulo de Costa Bartani se presentan los valores medidos con carga. En la Fig. 5 se muestra que en el modelo 1 se obtuvo un valor de pie sano con 145°, para el caso del modelo 2 existe un aumento considerable de apertura de (5.51%), reflejando un ángulo hasta de 153°, representando este cambio la presencia de la patología de dedo en garra.

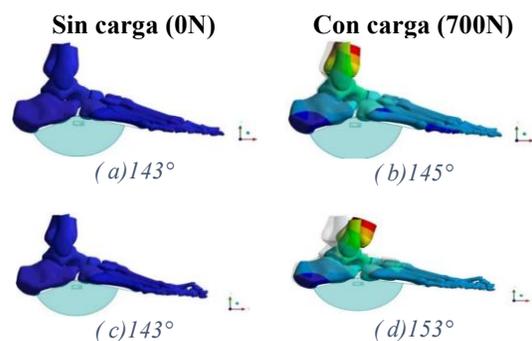


Fig. 5. Ángulos de arco lateral de Costa Bartani, (a) y (b) Modelo 1, (c) y (d) Modelo 2.

Los ángulos de Kite presentados en el modelo 1 y 2 en la medición sin carga son de 20° encontrándose en el rango adecuado ya mencionado.

Los ángulos reportados por Larrainzar *et al.* [2] y Cifuentes *et al.* [5] en sus investigación bajo condición de carga de 750N presenta en su modelos un ángulo de Kite de 16° que toman como bueno al estar dentro del rango mencionado anteriormente para el caso de pie sano. En la Fig. 6 se muestra el ángulo obtenido en esta investigación con valores de 23° y 25° respectivamente para el modelo 1 y 2 con una carga de 700N. Dichos ángulos se encuentran dentro del rango de pie sano reportado en la literatura, pero más adelante se discutirán los resultados.

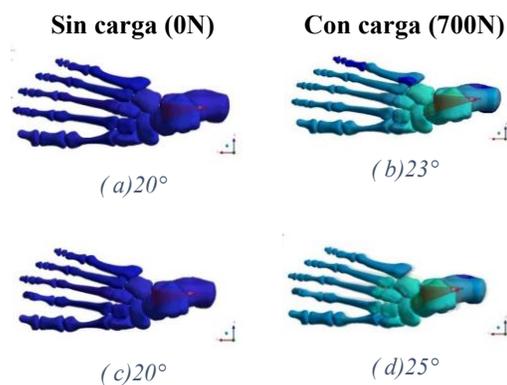


Fig. 6. Ángulos de Kite, (a) y (b) Modelo 1, (c) y (d) Modelo 2.

### IV. DISCUSIÓN

El uso de los ángulos fisiológicos de Costa Bartani y Kite han sido fundamentales en el estudio en la generación

de patologías en el pie humano. Gran parte de los estudios en la actualidad se basan en estos dos ángulos al identificar la aparición de patologías de pie plano, pie cavo entre otros. Para el caso de patología de dedo en garra no es común identificarla con este tipo de ángulos, debido a que esta involucra las falanges del segundo radio, así como es el caso de dedo en mazo y dedo en martillo.

La validación mostrada en los resultados, respecto a mediciones con estos ángulos en condiciones sin carga y con carga para el caso del modelo 1, evidencia que este se encuentra dentro de los parámetros reales de un pie sano, tomando este modelo como referencia en la presente investigación.

Dichos resultados permiten hacer una comparación de los cambios biomecánico-estructurales que llega a producir la patología en variables importantes como lo son la divergencia astragalocalcánea, así como el de la apertura de la bóveda plantar, este caso de estudio.

La principal limitación que se presenta en este trabajo de investigación está relacionada con la omisión del tejido que representa la piel a pesar de ser un modelo validado anteriormente con los ángulos fisiológicos mencionados.

La patología de dedo en garra provoca fuertes modificaciones en la apertura de los ángulos fisiológicos de estudio, siendo más notorios en el caso de ángulo de arco lateral de Costa Bartani con un valor hasta de 8° por encima del valor normal, presentando 5.51% de aumento producido por la patología, así mismo el ángulo de arco medial de Costa Bartani tiene un aumento por fuera del rango considerado como aceptable en la apertura de la bóveda plantar de 5°.

Para el caso de estudio del ángulo de Kite, existe un pequeño incremento en este, aun así, se encuentra en el rango especificado.

Ahora considerando el pie como base de sustentación del cuerpo, al ser la porción terminal de las extremidades inferiores, es el primer receptor y trasmisor de impactos, tensiones y compresiones, su funcionamiento es fundamental en la estabilización del resto del aparato locomotor durante la marcha, por tanto las alteraciones en un funcionamiento adecuado se ven afectadas por alteraciones en la bóveda plantar y demás, lo que produciría a su vez una locomoción disfuncional y por ende aparición de úlceras, metatarsalgia entre otras alteraciones en la planta o superficie del pie.

La aparición de patologías como se explica afecta ampliamente el funcionamiento del pie, debido al cambio en los ángulos fisiológicos que se ven relacionados a su vez con la distribución de carga en la zona plantar del pie.

## V. CONCLUSIONES

La validación con ángulos fisiológicos como son de Costa Bartani y Kite, permiten la identificación del cambio biomecánico-estructural del pie en la aparición de patologías, no solo del tipo pie plano y pie cavo, sino

también en patologías que involucran únicamente el segundo radio del pie como son dedo en garra y por su similitud seguramente a la de dedo en mazo y dedo en martillo.

El cambio de los ángulos fisiológicos sea cual sea su causa, efectivamente va a producir alteraciones en el funcionamiento correcto en el pie y por ende tendrá consecuencias, con la aparición de metatarsalgia o úlceras.

La inserción del tejido de la piel en el modelo se considera como áreas de oportunidad para mejora de este, al igual que el uso de propiedades hiperelásticas en algunos tejidos.

## REFERENCIAS

- [1] N. Mancera Campos, "ANÁLISIS DE LOS EFECTOS DE LAS NO LINEALIDADES DE TEJIDOS BLANDOS Y CONTACTOS EN EL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DEL PIE," Universidad de Guanajuato, 2020.
- [2] R. Larrainzar-Garijo, C. Cifuentes de la Portilla, B. Gutiérrez-Narvarte, E. Díez-Nicolás, and J. Bayod, "Effect of the calcaneal medializing osteotomy on soft tissues supporting the plantar arch: A computational study," *Rev. Española Cirugía Ortopédica y Traumatol. (English Ed.)*, vol. 63, no. 2, pp. 155–163, Mar. 2019, doi: 10.1016/J.RECOTE.2019.02.001.
- [3] Y. Wang, Z. Li, D. W. C. Wong, C. K. Cheng, and M. Zhang, "Finite element analysis of biomechanical effects of total ankle arthroplasty on the foot," *J. Orthop. Transl.*, vol. 12, pp. 55–65, Jan. 2018, doi: 10.1016/J.JOT.2017.12.003.
- [4] V. Isvilanonda, E. Dengler, J. M. Iaquinto, B. J. Sangeorzan, and W. R. Ledoux, "Finite element analysis of the foot: Model validation and comparison between two common treatments of the clawed hallux deformity," *Clin. Biomech.*, vol. 27, no. 8, pp. 837–844, Oct. 2012, doi: 10.1016/J.CLINBIOMECH.2012.05.005.
- [5] C. Cifuentes-De la Portilla, R. Larrainzar-Garijo, and J. Bayod, "Analysis of the main passive soft tissues associated with adult acquired flatfoot deformity development: A computational modeling approach," *J. Biomech.*, vol. 84, pp. 183–190, Feb. 2019, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2018.12.047.
- [6] D. W. C. Wong, W. Niu, Y. Wang, and M. Zhang, "Finite element analysis of foot and ankle impact injury: Risk evaluation of calcaneus and talus fracture," *PLoS One*, vol. 11, no. 4, Apr. 2016, doi: 10.1371/JOURNAL.PONE.0154435.
- [7] Z. Qian, L. Ren, Y. Ding, J. R. Hutchinson, and L. Ren, "A dynamic finite element analysis of human foot complex in the sagittal plane during level walking," *PLoS One*, vol. 8, no. 11, Nov. 2013, doi: 10.1371/JOURNAL.PONE.0079424.
- [8] V. Filardi, "Finite element analysis of the foot: Stress and displacement shielding," *J. Orthop.*, vol. 15, no. 4, pp. 974–979, Dec. 2018, doi: 10.1016/J.JOR.2018.08.037.
- [9] A. Gefen, M. Megido-Ravid, Y. Itzhak, and M. Arcan, "Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: A basic tool for clinical applications," *J. Biomech. Eng.*, vol. 122, no. 6, pp. 630–639, 2000, doi: 10.1115/1.1318904.
- [10] J. L. Thomas *et al.*, "Diagnosis and Treatment of Forefoot Disorders. Section 1: Digital Deformities," *J. Foot Ankle Surg.*, vol. 48, no. 2, pp. 230–238, 2009, doi: 10.1053/J.JFAS.2008.12.003.
- [11] J. Muñoz Gutiérrez, *Atlas de mediciones Radiográficas en ortopedia y traumatología*, Segunda. McGraw Hill Mexico, 2011.
- [12] M. Larrosa Padró and S. Mas Molinés, "Alteraciones de la bóveda plantar," *Rev. española Reumatol.*, vol. 30, no. 9, pp. 489–498, 2003.
- [13] H. Eduardo Montoya Terrón, "Evaluación radiométrica del pie,"
- [14] A. Ruiz Nasarre, F. Álvarez Goenaga, R. Viladot Pericé, and P. Fernández de Retana, "Doble artrodesis del tarso por vía medial: primeros dieciséis casos," *Rev. del Pie y Tobillo*, vol. 27, no. 2, pp. 92–97, Dec. 2013, doi: 10.1016/s1697-2198(16)30029-5.
- [15] S. P. Das, P. B. Das, S. Ganesh, and M. C. Sahu, "Effectiveness of surgically treated symptomatic plano-valgus deformity by the calcaneal stop procedure according to radiological, functional and gait parameters," *J. Taibah Univ. Med. Sci.*, vol. 12, no. 2, pp. 102–109, Apr. 2017, doi: 10.1016/j.jtumed.2016.11.009.