



Simulación del implante calcáneo-stop para el tratamiento de pie plano en niños

Simulation of the calcaneal-stop implant for the treatment of flat feet in children

Elsa Nápoles-Padrón^I, Juan Pablo Pacheco-González^I, Raide A. González-Carbonell^{I, *}, Armando Ortiz-Prado^{II}, Jesús Hernández-de la Torre^I

I. Universidad de Camagüey Ignacio Agramonte Loynaz. Facultad de Electromecánica. Camagüey, Cuba

II. Universidad Nacional Autónoma de México. Facultad de Ingeniería. Ciudad de México, México

*Autor de correspondencia: raide1977@gmail.com

Este documento posee una [licencia Creative Commons Reconocimiento-No Comercial 4.0 internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)



Recibido: 1 de abril de 2019

Aceptado: 20 de mayo de 2019

Resumen

Uno de los métodos de corrección del pie plano en los niños es mediante el implante calcáneo-stop. El objetivo del trabajo fue determinar el comportamiento del calcáneo stop al emplear dos materiales bio-compatibles en su fabricación. Se utilizó el Método de Elementos Finitos (MEF). Los materiales analizados fueron el acero AISI 316L y la aleación de titanio Ti-6Al-4V. Las cargas fueron calculadas teniendo en cuenta la biomecánica del pie y el peso de niños y niñas de 10 y 12 años utilizando el modelo antropométrico cubano. Se obtuvo como resultado que el modelo del implante

garantiza la resistencia mecánica para ambos materiales investigados. La diferencia entre ambas tensiones es de 4,44 MPa, lo que representa una diferencia porcentual del 5 %. Ambos materiales poseen reserva suficiente en su resistencia mecánica, pues son menores las tensiones máximas que el límite elástico del material y garantizan la resistencia mecánica del diseño de calcáneo-stop

Palabras claves: Método de Elementos Finitos, calcáneo stop, pie plano, biomecánica.

Abstract

The calcaneo-stop implant for the children's flatfoot correction is a common treatment method. The objective of the paper is to determine the behavior of the calcaneo-stop by using two biocompatible materials. The Finite Element Method (FEM) was used. The materials analyzed were AISI 316L steel and Ti-6Al-4V titanium alloy. It was considered in the definition of the load model the biomechanics of the foot and the weight of boys and girls of 10 and 12 years old by using the Cuban anthropometric model. It was obtained that the implant's model guarantees the mechanical resistance for both

investigated materials. The difference between the two stresses was 4.44 MPa, which represented a percentage difference of 5%. Both materials had enough reserve in their tensional behavior since their stress was lower than the yield stress of each material, and they guarantee the mechanical resistance of the calcaneus stop design.

Key words: Finite Element Method, calcaneo-stop, flatfoot, biomechanics.

Cómo citar este artículo:

Nápoles Padrón E, Pacheco González JP, González-Carbonell RA, et al. Simulación del implante calcáneo-stop para el tratamiento de pie plano en niños. Ingeniería Mecánica. 2019;22(3):150-155. ISSN 1815-5944.

Introducción

El pie constituye una parte importante del cuerpo pues garantiza nuestra movilidad y equilibrio. Una de las causas más comunes que afectan al pie es la conocida como pie plano. Para la corrección del pie plano se han adoptado varias alternativas conservadoras como es el uso de zapatos ortopédicos, los soportes y las plantillas, solo en los casos en que los tratamientos anteriores no dan resultado entonces se indica la corrección quirúrgica [1, 2].

Una de las técnicas conocidas es la denominada *calcáneo stop*, que consiste en colocar un tornillo dentro del seno del tarso (hueso) para mantener la formación de la bóveda plantar [1, 3]. La finalidad en el empleo del implante *calcáneo stop* es lograr la corrección del pie plano de forma inmediata una vez efectuada la intervención quirúrgica y sus resultados se han evaluado por los cirujanos ortopédicos como una buena opción terapéutica, con pocas complicaciones y buenos resultados quirúrgicos [4, 5].

Existen distintos implantes de tipo *calcáneo stop*, también denominado, prótesis, tornillo o dispositivo. Este elemento mecánico por sus características y la función que cumple en el cuerpo humano debe ser fabricado de un material que cumpla con las condiciones a las que estará expuesto. El titanio y sus aleaciones y algunos aceros inoxidable se utilizan para este tipo de implante. Las investigaciones sobre nuevos materiales como los que se absorben por el organismo se encuentran entre las tendencias actuales [6, 7]. La resistencia mecánica de estos implantes ortopédicos puede ser evaluada a través de estudios biomecánicos y de métodos numéricos con vistas al perfeccionamiento en el diseño o la toma de decisiones en cuanto a la sustitución de materiales.

Entre estos métodos se destaca el Método de elementos finitos (MEF) una herramienta indispensable para la modelación en muchos campos de la ingeniería y de otras ramas de la ciencia y la técnica. En esta década se incrementa la utilización del MEF, en el campo de la salud tanto en el pronóstico de enfermedades como por ejemplo en el caso de glaucoma [8,9], en la comprobación de tensiones y deformaciones en implantes dentales [10] y en el análisis de fatiga en tornillos intra-pediculares para la columna vertebral [11] entre otras. Las investigaciones sobre el pie utilizando el MEF aparece en la literatura científica especializada como en los casos de fracturas y daños en esta parte del cuerpo humano [12, 13], en trabajos relacionados con los niveles de marcha [14] y sobre enfermedades relacionadas con el pie diabético [15,16]. Un estudio previo a la utilización de un nuevo tipo de tornillo es conveniente en aras de una medicina preventiva, por lo que el objetivo del trabajo es evaluar el comportamiento de tensiones, deformaciones y desplazamientos que se producen en un implante calcáneo stop para la corrección del pie plano en niños utilizando el MEF que permitan la toma de decisiones basada en la evaluación de la resistencia mecánica.

Métodos y Materiales

Se utiliza como método de modelación el MEF para el estudio de las tensiones, deformaciones y desplazamientos. Las etapas de aplicación del MEF están formadas por el modelo geométrico, el modelo de cargas, el modelo del material y el modelo de mallado [17]. A continuación, se describe la obtención de los componentes del modelo.

Modelo geométrico

Como resultado de la búsqueda de patentes relacionadas con el implante calcáneo stop para valorar características, propiedades y especificaciones técnicas y la que más se ajustaba a las necesidades de la investigación se seleccionó la patente US 8267977 B2 [18]. A partir de las sugerencias de los especialistas en Ortopedia esta geometría hace que el procedimiento quirúrgico sea más simple y menos invasivo para el hueso y el tejido circundante, figura 1.

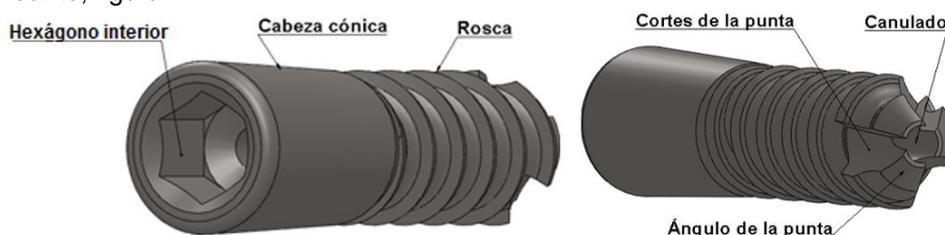


Fig. 1. Modelo geométrico del implante calcáneo stop

La cabeza del dispositivo es cónica y lisa, sirve de tope al calcáneo para la corrección del pie plano. En el interior de esta última tiene un hexágono que sirve para el atornillado del implante. La rosca es del tipo empleado en hueso esponjoso, garantiza el auto-apriete en el hueso y evita que se afloje el tornillo. La punta posee tres cortes desplazados a 120° , este tipo de punta reemplaza el uso de brocas. El canalado del tornillo a través de un agujero pasante en dirección longitudinal permite la correcta colocación, y solo se necesita una pequeña incisión en la piel. Por último, el ángulo de la punta del tornillo termina en un ángulo de 90° , de modo que facilita la colocación del implante al inicio de su inserción.

Modelo de cargas

La carga que actúa sobre el implante depende del peso de los niños. Existe una relación entre el peso y las edades de los niños, de acuerdo a los datos y gráficas percentiles para el peso de niños cubanos en grupos de edades de los sexos masculino y femenino [19], se seleccionó el peso de mayor percentil de los niños y niñas de 10 y 12 años, con el objetivo de que la carga que actúe sobre el implante sea la máxima.

Por otra parte, la bóveda plantar posee tres arcos y puntos de apoyo. La carga sobre los puntos de apoyo no es uniforme. Se considera que en posición erguida, vertical e inmóvil, puede incidir sobre el calcáneo el 50 % o 60 % del peso, mientras que en los apoyos antero-externo y antero-interno el 50 % o el 40 % [20, 21]. La figura 2 muestra los puntos de apoyo del pie y la distribución de cargas según el peso de la persona. Los autores consideran que la fuerza que actúa sobre el implante es el 60 % del peso de los niños. En la tabla 1 se muestra la información del peso, la carga y el porcentaje que corresponde al calcáneo. La carga mayor es de 330,7 N y corresponde a las niñas de 12 años de edad, y es la seleccionada para el análisis de la resistencia y rigidez del implante.

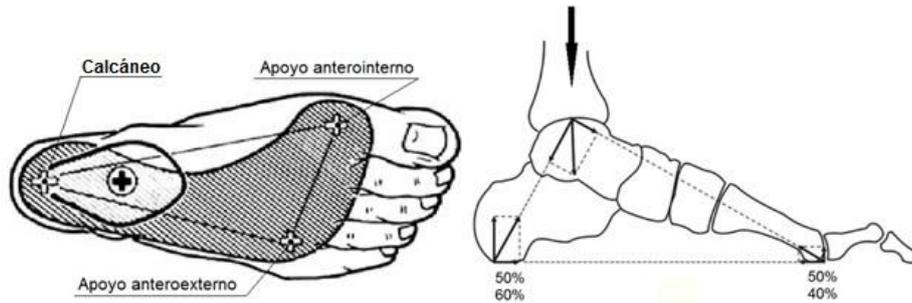


Fig. 2. Puntos de apoyo del pie y distribución de cargas [20, 21]

Tabla 1. Relación de fuerzas que actuarán sobre el implante en cada caso

Edad	Peso en (kg)		Carga total (N)		60 % (N)	
	Masculino	Femenino	Masculino	Femenino	Masculino	Femenino
10	43,7	45,5	428,6	446,2	257,2	267,7
12	49,2	56,2	482,5	551,1	289,5	330,7

Para la simulación se tendrá en cuenta que el tornillo está atornillado al hueso astrágalo y la cabeza está en contacto con el calcáneo para la formación de la bóveda plantar y la corrección del pie plano, figura 3a. Por lo que el tornillo será empotrado en la zona de la rosca para simular una unión consistente con el hueso, mientras que sobre la cabeza se aplicará una carga distribuida, cuyo valor se discutió en el párrafo anterior. En la figura 3b se observa el modelo de cargas y condiciones de contorno impuestas al modelo.

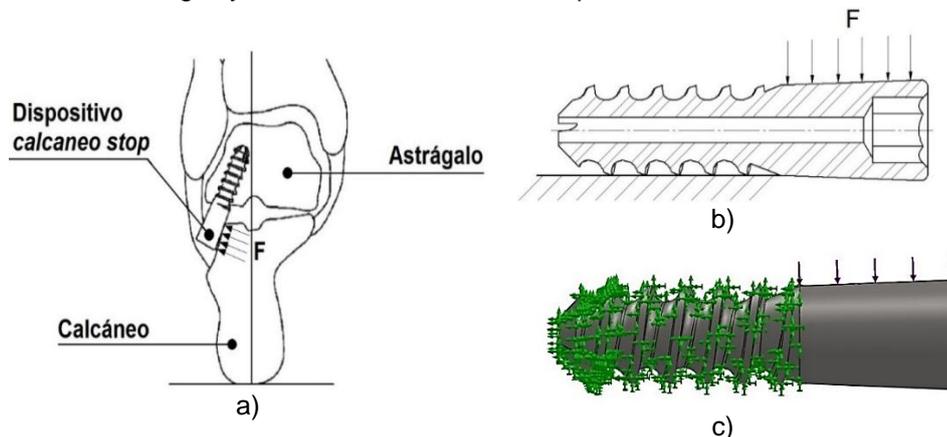


Fig. 3. Modelo de carga del implante *calcáneo stop*de acuerdo a la colocación en el pie: a) Modo de inserción del implante para lograr la bóveda plantar enroscado en el hueso astrágalo, y la cabeza realiza función de tope, b) representación de las condiciones de cargas, sobre la cabeza se aplica una carga distribuida y un empotramiento en la rosca, c) Representación del modelo de cargas en el software de simulación, las flechas verdes eliminan el movimiento

Modelo del material

Los materiales a utilizar en la modelación son la aleación de titanio (Ti-6Al-4V) y el acero inoxidable AISI 316L. Ambos materiales metálicos son muy empleados en la fabricación de implantes ortopédicos para la sustitución o fijación de los huesos o articulaciones, debido a su resistencia mecánica, límite elástico, resistencia a la fatiga, resistencia al desgaste, además de su tenacidad a la fractura. Ambos son bio-compatibles y son aceptados por los tejidos vivos.

De acuerdo a las normas ASTM, la aleación de titanio con 6 % de aluminio y 4 % de vanadio es clasificada como de grado 5, es la más resistente dentro de las 5 clasificaciones. Por esta razón ha sido una de las más recomendadas y comercializada para la fabricación de implantes por su alta resistencia a la corrosión y su densidad relativamente baja respecto al acero [22]. Por otra parte, el acero inoxidable AISI 316L con calidad quirúrgica es apropiado para la fabricación de implantes por su durabilidad y bajo costo con respecto a otro tipo de material metálico bio-compatibles, entre otras propiedades, ha sido muy estudiado y posee numerosas normas internacionales que definen su composición química, las recomendaciones de en qué tipo de implante debe ser utilizado y las propiedades mecánicas de acuerdo a la forma de obtención, ya sea por recocido o por deformación plástica [23]. Estos materiales son homogéneos e isotrópicos lineales y sus propiedades más comunes se muestran en la tabla 2.

Tabla 2. Propiedades mecánicas de los materiales seleccionados

Propiedades	Acero AISI 316L	Aleación Ti-6Al-4V
Módulo Elasticidad (MPa)	200000	110000
Módulo cortante (MPa)	82000	41023,81
Límite elástico (MPa)	200-500	795
Coefficiente Poisson	0,265	0,31
Máxima deformación (%)	55 – 60	10
Densidad (g/cm ³)	7,9	4,5

Mallado del modelo

El mallado es importante para el análisis y estudio del elemento, para este tipo de pieza el *software* recomienda una malla tipo sólida (tetraedros) y se utiliza un mallado estándar (automático 3D), teniendo como resultado un total de 9934 elementos y 16479 nodos, figura 4

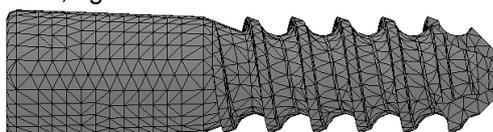


Fig. 4. Mallado del implante *calcáneo stop*

Resultados y Discusión

En el estudio se investiga la resistencia mecánica del implante empleando dos de los materiales más utilizados como implantes quirúrgicos. Las mayores tensiones equivalentes de von Mises tienen un valor de 88,73 MPa en el implante fabricado con acero AISI 316L, figura 5a y 84,29 MPa para los fabricados con la aleación de Titanio Ti-6Al-4V, figura 5b. La diferencia entre ambas tensiones es de 4,44 MPa, lo que representa una diferencia porcentual del 5 %, por lo que de acuerdo a los criterios de ingeniería la diferencia no es significativa. Como se observa en la figura 5, las tensiones equivalentes máximas se encuentran en la zona comprendida entre la transición de la cabeza del tornillo y la rosca. En este lugar el diámetro del cono de la cabeza es menor y es donde termina el empotramiento. Este resultado se corresponde con el comportamiento de una viga en voladizo, donde las tensiones crecen hacia el borde exterior de la geometría y el máximo ocurre en la zona próxima al empotramiento. Esta es la zona crítica de la pieza.

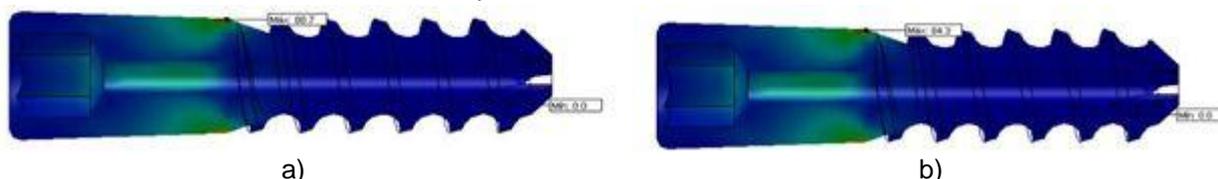


Fig. 5. Gráficos de tensiones equivalentes en el implante *calcáneo stop*. a) 88,73 MPa para el acero inoxidable AISI 316L, b) 84,29 MPa para la aleación titanio Ti-6Al-4V

El límite elástico en la aleación de titanio puede alcanzar los 795 Mpa [22], mientras que en el acero AISI 316L el límite elástico depende de su estado (recocido o deformación plástica) y oscila desde 200 hasta 500 Mpa [24]. Ambos materiales presentan un factor de diseño muy favorable, pues en todos los casos posibles son menores las tensiones que el límite elástico del material y garantizan la resistencia mecánica del diseño de calcáneo-stop.

Las deformaciones tienen un valor máximo de $3,741 \times 10^{-4}$ para el acero 316L, figura 6a y de $7,024 \times 10^{-4}$ para la aleación de titanio Ti-6Al-4V, figura 6b. Estas deformaciones se producen en la zona en la zona comprendida entre la transición de la cabeza del tornillo y la rosca, coinciden con la distribución de las tensiones equivalentes. Sin embargo, las deformaciones del acero aleado fueron aproximadamente la mitad de las deformaciones de la aleación de titanio.

Esto se debe a que la aleación de titanio tiene un módulo de elasticidad que es dos veces inferior al del acero aleado, ver tabla 2 y entonces las deformaciones unitarias del titanio deben ser el doble de las del acero inoxidable. la diferencia entre las tensiones equivalentes del implante con ambos materiales es menor al 5 %. Por tanto, se cumple la proporcionalidad entre las tensiones y las deformaciones de acuerdo a las leyes de la elasticidad.



Fig. 6. Gráficos de deformaciones en el implante *calcáneo stop*. a) $3,741 \times 10^{-4}$ para el acero inoxidable AISI 316L, b) $7,024 \times 10^{-4}$ para la aleación titanio Ti-6Al-4V

Los mayores desplazamientos fueron de 3,913 μm para el acero AISI 316L, figura 7a y de 7,394 μm para la aleación de Titanio Ti-6Al-4V, figura 7b. Este desplazamiento se produce en el extremo de la cabeza del tornillo, en la zona del mayor diámetro del cono. El resultado demuestra la menor rigidez del implante fabricado con la aleación de titanio. Ambas magnitudes de desplazamiento son despreciables en comparación con el desplazamiento que imprime el implante al calcáneo, que para lograr la formación de la bóveda plantar se requiere que el astrágalo y el calcáneo se separen varios milímetros.

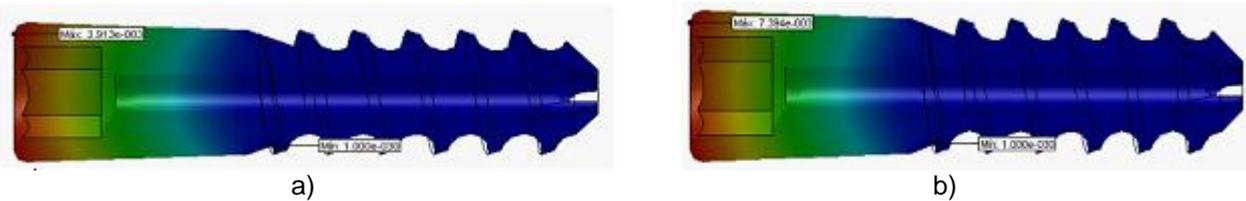


Fig. 7. Gráficos de desplazamientos en el implante *calcáneo stop*. a) 3,913 μm para el acero inoxidable AISI 316L, b) 7,394 μm para la aleación de Titanio Ti-6Al-4V

A partir de los resultados de la modelación, tanto el acero inoxidable AISI 316L como la aleación de titanio pueden ser utilizados, pues resisten las condiciones de servicio a las que estará expuesto el implante, ya que el límite elástico de ambos materiales es muy superior al de las tensiones que se producen en el implante. Se debe tener en cuenta que el implante de acero inoxidable AISI 316L debe retirarse después del periodo de corrección, dado que al ser expuesto por un tiempo prolongado a los fluidos corporales, el material se degrada por el efecto corrosivo de dichos fluidos [25].

La ubicación de las tensiones equivalentes máximas, próxima a la rosca del tornillo, tuvo una coincidencia con el reporte de [11], quienes en su investigación analizaron el análisis de una fijación intrapedicular de columna fabricada con la aleación de Titanio Ti-6Al-4V. En dicho trabajo se analizaron diferentes condiciones de carga, y se aplicó una restricción del tipo empotramiento en la parte de los filetes de la rosca del tornillo.

El modelo analizado tiene como principal limitante que no se incluyó el efecto de las cargas pulsantes que se originan durante la marcha. No obstante, el factor de seguridad de seguridad mínimo es de 2,38 para el AISI 316L por lo que con esta reserva se puede asumir que el tornillo resistirá las condiciones de fatiga. El factor de seguridad para la aleación de Titanio Ti-6Al-4V es superior a 9. Además, para futuros análisis se deberá tener en cuenta la interacción tornillo-hueso a partir de la inserción del tornillo en un modelo del pie e incluir el efecto del rozamiento entre el hueso y el tornillo.

Conclusiones

El modelo del implante garantiza la resistencia mecánica para ambos materiales investigados. Las mayores tensiones equivalentes de von Mises tienen un valor de 88,73 MPa en el implante fabricado con acero AISI 316L y 84,29 MPa para los fabricados con la aleación de Titanio Ti-6Al-4V. La diferencia porcentual entre ambas tensiones es del 5 %. Ambos materiales poseen reserva suficiente en su resistencia mecánica, pues son mucho menores que el límite elástico del material y garantizan la resistencia mecánica del diseño de calcáneo-stop.

Agradecimientos

Los autores agradecen el apoyo ofrecido por los especialistas en Ortopedia del Hospital Provincial Pediátrico de Camagüey en cuanto a las informaciones relacionadas con temas de medicina.

Referencias

- Pavone V, Vescio A, Di Silvestri CA, et al. Outcomes of the calcaneo-stop procedure for the treatment of juvenile flatfoot in young athletes. *Journal of Children's Orthopaedics*. 2018;12(6): 582-89.
- Calvo Calvo S, Martí Ciruelos R, Rasero Ponferrada M, et al. Más de 10 años de seguimiento de la técnica de calcáneo stop. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*. 2016;60(1): 75-80.
- Pinho Costa F, Costa G, Santos Carvalho M, et al. Long-Term Outcomes of the Calcaneo-Stop Procedure in the Treatment of Flexible Flatfoot in Children: A Retrospective Study. *Acta Med Port*. 2017;20(7-8): 541-45.
- Samaila E, Gelmini M, Invernizzi E, et al. Low incidence of complications of arthroereisis with Calcaneo-Stop at long term follow-up. *Foot and Ankle Surgery*. 2017;23(Suppl. 1):71
- Fleites Lafont LM, Oscar Marrero Riverón CL, Alcalá Alfonso EJ. Técnica calcáneo-stop con elongación de tendones peroneos en el pie plano de pacientes con parálisis cerebral infantil. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*. 2014;28(1): 39-57.
- Giannini S, Cadossi M, Mazzotti A, et al. Bioabsorbable Calcaneo-Stop Implant for the Treatment of Flexible Flatfoot: A Retrospective Cohort Study at a Minimum Follow-Up of 4 Years. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2017;56(4): 776-82.
- Faldini C, Mazzotti A, Panciera A, et al. Patient-perceived outcomes after subtalar arthroereisis with bioabsorbable implants for flexible flatfoot in growing age: a 4-year follow-up study. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*. 2018;8(4): 707-12.
- Calderín Pérez B, González Carbonell RA, Landín Sorí M, et al. Aplicabilidad de la simulación computacional en la biomecánica del disco óptico. *Arch Med Camagüey*. 2015;19(1):73-82.
- Calderín Pérez B, González Carbonell RA, Landín Sorí M, et al. Análisis biomecánico del disco óptico bajo la variación de presión intraocular y rigidez escleral. *Rev. Cubana. Inv. Bioméd*. 2016;35(2): 136-57.
- Pérez Pozo L, Briones Picheira F, Aguilar Ramírez C. Análisis de esfuerzos mediante el método de elementos finitos de

- implantes dentales de titanio poroso. *Ingeniería y Desarrollo*. 2015;33(1): 80-97.
11. Cárdenas Oliveros JA, Cárdenas Caña JH, Teixeira Da Silva JM. Tornillo intrapedicular y prisionero. Análisis por el Método de Elementos Finitos. *Ingeniería Mecánica*. 2017;20(3):129-135.
 12. Ouyang H, Deng Y, Xie P, et al. Biomechanical comparison of conventional and optimised locking plates for the fixation of intraarticular calcaneal fractures: a finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2017;20(12): 1339-49.
 13. Wong D, Niu W, Wang Y, et al. Finite Element Analysis of Foot and Ankle Impact Injury: Risk Evaluation of Calcaneus and Talus Fracture. *PLoS ONE*. 2016;11(4):1-14.
 14. Shih Cherng L, Carl Pai-Chu C, Simon Fuk-Tan T, et al. Stress distribution within the plantar aponeurosis during walking - a dynamic finite element analysis. *Journal of Mechanics in Medicine & Biology*. 2014;14(4):1-17.
 15. Telfer S, Erdemir A, Woodburn J, et al. What Has Finite Element Analysis Taught Us about Diabetic Foot Disease and Its Management? A Systematic Review. *PLoS ONE*. 2014;9(10):e109994.
 16. Guiotto A, Sawacha Z, Guarneri G, et al. 3D finite element model of the diabetic neuropathic foot: A gait analysis driven approach. *Journal of Biomechanics*. 2014;47(12): 3064-71.
 17. González Carbonell RA, Álvarez García E, Campos Pérez Y. Tacón de torque. Análisis tensional y deformacional utilizando el Método de Elementos Finitos. *Ingeniería Mecánica*. 2007;10(2):79-83.
 18. Roth S. Cannulated titanium implant for correcting flat feet in children. USA patent: US 8, 267,977 B2. 2012.
 19. Álvarez Sintés R. *Medicina General Integral*. 3er ed. La Habana: Editorial Ciencias Médicas, 2014. [Consulta: 16 de febrero de 2018]. Disponible en: http://www.bvs.sld.cu/libros_texto/mgi_tomo1_3raedicion/medicina_gral_tomo1.pdf
 20. Álvarez Camarena C, Palma Villegas W. Desarrollo y biomecánica del arco plantar. *Ortho-tips*. 2010;6(4):215-22.
 21. Viladot Voegeli A. Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. *Rev Esp Reumatol*. 2003;30(9): 469-77.
 22. Elias CN, Lima JHC, Valiev R, et al. Biomedical applications of titanium and its alloys. *JOM*. 2008;60(3):46-9.
 23. Disegi J. *Implant Materials. Wrought 18% Chromium 14% Nickel 2.5% Molybdenum Stainless Steel*. USA: Synthes; 2009. [Consulta: 20 enero 2018]. Disponible en: <https://docplayer.net/22402352-Third-edition-implant-materials-wrought-18-chromium-14-nickel-2-5-molybdenum-stainless-steel.html>
 24. Bartolomeu F, Buciumeanu M, Pinto E, et al. 316L stainless steel mechanical and tribological behavior—A comparison between selective laser melting, hot pressing and conventional casting. *Additive Manufacturing*. 2017;16:81-9.
 25. Sierra Uribe JH, Bravo Molina, OM, Acevedo Peña P, et al. Evaluación electroquímica de recubrimientos de biovidrio/Al₂O₃ soportados sobre acero inoxidable AISI 316L y su relación con el carácter bioactivo de las películas. *Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales*. 2015;35(2): 151-64.

Elsa Nápoles Padrón. <https://orcid.org/0000-0002-9111-4200>

Juan Pablo Pacheco González. <https://orcid.org/0000-0002-0285-7468>

Raide A. González Carbonell. <https://orcid.org/0000-0003-1340-6328>

Armando Ortiz Prado. <https://orcid.org/0000-0002-1637-2357>

Jesús Hernández de la Torre. <https://orcid.org/0000-0002-2583-7128>