

ANÁLISIS POR SENSIBILIDAD DE MALLA DE UN IMPLANTE ARTICULAR FLEXIBLE (TORNIER) PARA LA PATOLOGÍA HALLUX RIGIDUS

Mancera Campos Natali (1), Vidal-Lesso A (2)

¹ [Ingeniería Mecatrónica, Universidad de Guanajuato] | [n.manceracampos@ugto.mx]

² [Departamento de Ingeniería Mecánica, División de Ingenierías, Campus Irapuato Salamanca, Universidad de Guanajuato] | [agustin.vidal@ugto.mx]

Resumen

Tornier Primus Flexible es un implante de tercera generación para el reemplazo por artroplastia de la primera articulación metatarsofalángica, como tratamiento al daño generado por osteoartritis (OA) que da lugar a la patología Hallux Rigidus. El objetivo de este trabajo es realizar un análisis por sensibilidad de malla del implante articular (Tornier) y poder así determinar el tamaño de malla óptimo para su análisis estructural. Para lo anterior, se realizó un análisis estructural del implante mediante el método del elemento finito para cinco distintos tamaños de malla. Las condiciones de frontera aplicadas al modelo del implante se obtuvieron de acuerdo con el estado de preflexión que se requería lograr. Los resultados de esfuerzo, deformación y momento de reacción máximos se graficaron en función del ángulo de flexión aplicado al implante, encontrándose magnitudes de 2.03 MPa, 0.23842 mm/mm y 15.21 N mm para el esfuerzo, deformación y momento de reacción del implante analizado con la malla de mayor número de elementos (45,306). Las diferencias entre los cinco casos se apreciaron mediante gráficas de las magnitudes antes mencionadas *versus* el número de elementos de cada caso observándose, diferencias cualitativas y cuantitativas pequeñas para el caso seleccionado (0.8 mm) como óptimo para trabajar, respecto a la malla con mayor número de elementos (0.5 mm).

Abstract

Tornier Primus Flexible is an implant for joint replacement as treatment for Hallux Rigidus pathology. The aim of this work is to perform a sensitivity mesh analysis of joint implant (Tornier) and determine the optimum mesh size for its structural analysis. For the above was performed the structural analysis of the implant through the finite element method for five different mesh sizes. The boundary conditions applied to the implant model was obtained according to a preflexion state. The results of stress, strain and reaction moment was plotted as a function of the flexion angle applied to the implant. Differences between the five cases was showed in the curves of the magnitudes mentioned before *versus* number of elements for each case, it was observed small qualitative and quantitative differences for the selected case (0.8 mm) respect to the mesh with more number of elements.

Palabras Clave

Hallux Rigidus; Elemento finito; Hiperelástico; Preflexión; Diferencias cuantitativas; Osteoartritis

INTRODUCCIÓN

El Hallux Rigidus es la segunda patología más frecuente en la primera articulación metatarsofalángica debida a osteoartritis (OA). El reemplazo de la articulación por una prótesis representa uno de varios tratamientos quirúrgicos de esta patología en casos críticos. Los implantes de silicona son utilizados con frecuencia para artroplastias de la articulación metatarsofalángica realizadas debido a enfermedades como la OA.

Futura™ Primus flexible para el dedo gordo (Tornier), es un implante de tercera generación para el reemplazo de la primera articulación metatarsofalángica. El implante incluye anillos de titanio; el diseño de una bisagra axial, con la cual reduce la tensión en la prótesis y mejora la función biomecánica.

Trabajos previos [1,2] han reportado modelos de elemento finito del pie para estudiar la biomecánica, patologías y la respuesta estructural de los huesos y tejidos blandos en este miembro. Con el fin de reproducir las posiciones del pie e implante durante cada paso en el ciclo de marcha a través de modelado numérico, varios modelos estáticos y preflexados han sido creados para lograr la posición natural de huesos e implante. Comúnmente, los modelos preflexados de implantes descartan el estado de esfuerzos generado para lograr esta posición, por lo que es importante realizar el análisis estructural para determinar el estado de esfuerzos generado debido a la preflexión y concluir si dichos esfuerzos pueden o no ser descartados.

Previo al análisis estructural arriba mencionado, es importante realizar un análisis por sensibilidad de malla el cual es el objetivo de este trabajo, que contribuya en la determinación de un tamaño de malla óptimo con el cual realizar el análisis estructural del modelo numérico, asegurando así que las variaciones en los resultados globales obtenidos son independientes de este parámetro.

MATERIALES Y MÉTODOS

Modelado

El modelo tridimensional del implante articular Tornier utilizado para la simulación, fue proporcionado por las Universidades de Zaragoza y Complutense de Madrid. En la Figura 1 se pueden ver el implante Tornier Primus flexible comercial (a) y el modelo CAD utilizado para la simulación (b).

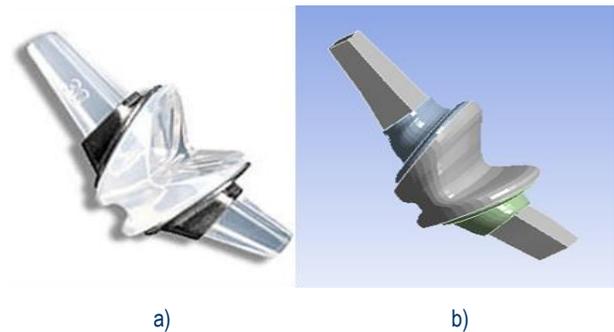


Figura 1: Implante Futura Primus Flexible Tornier: a) modelo físico y b) modelo CAD.

El ensamble de los modelos del implante de silicona con las arandelas de titanio se hizo mediante el uso del software de diseño CAD, SolidWorks, mientras que los análisis realizados por el método del elemento finito fueron desarrollados en ANSYS V15.0. Para el análisis estructural del implante se utilizó el modelo hiperelástico de Arruda-Boyce, el cual simula de mejor manera al comportamiento no lineal del material con que es fabricado el implante físico.

Materiales

El material utilizado para el implante corresponde a un elastómero de silicona usado para la fabricación de este tipo de implantes. Las constantes del material del modelo fueron obtenidas de trabajos previos reportados por Hussein Ali *et al.* [3] y Biddis, E. *et al.* [4], estas constantes corresponden a pruebas de datos experimentales para el elastómero de silicona. Las constantes usadas para el material hiperelástico fueron 0.89 MPa para el módulo inicial cortante (μ), 2.65 para la extensión limitante de la red (μ_L);

el parámetro de incompresibilidad fue estimado con una magnitud de $1.44 \times 10^{-6} \text{ MPa}^{-1}$.

Para las arandelas de titanio (grado 5) se usaron las constantes 113800 MPa y 0.342, para el módulo de Young y la razón de Poisson respectivamente.

Mallado

Para un mejor resultado en las mallas generadas y así evitar los problemas que una malla con poca calidad generaría durante la simulación, se implementó la herramienta de topología virtual del paquete de simulación utilizado.

Se realizaron cinco mallas hexaédricas con tamaños de elemento de 1.2, 1.0, 0.8, 0.7 y 0.5 mm dando como resultado un número total de elementos para cada malla de 8 484, 10 190, 13 447, 30 630 y 45 306 respectivamente. La malla se generó únicamente para el implante de silicona puesto que las arandelas de titanio fueron consideradas durante el análisis como cuerpos rígidos no deformables. Las mallas cuyo tamaño de elemento es igual a 1.2 y 0.5 mm pueden verse en la Figura 2.

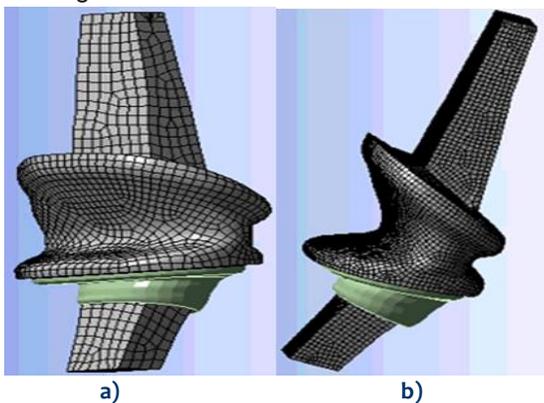


Figura 2: Mallado del implante con tamaño de elemento igual a: a) 1.2 mm y b) 0.5 mm

Condiciones de frontera

Se realizó el análisis del implante bajo la condición de preflexión siendo 64° el ángulo de flexión máximo reportado por Samer Morgan *et al.* [5] de mediciones in vivo, medidas después de la implantación.

Se aplicó un soporte fijo al vástago (morado) de menor longitud cuya inserción se da en el canal medular de la falange y un desplazamiento (amarillo) remoto de 64° de rotación, en el eje X de un sistema coordinado creado en la parte central del implante y con rotaciones en Z y Y restringidas a cero, se aplicó a las cuatro caras laterales del vástago que se inserta en el canal medular del metatarso (ver Figura 3).

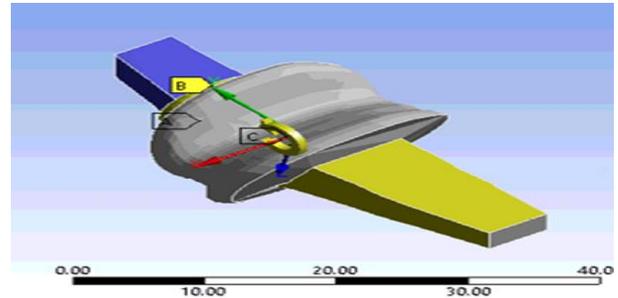


Figura 3: Condiciones de frontera aplicadas al implante.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las magnitudes de esfuerzo y deformación máximas fueron tomadas de la parte central del implante, por ser este el lugar sometido a mayor esfuerzo una vez el ángulo de flexión alcanza los 64° .

Las Figuras 4 y 5 muestran los resultados de las gráficas esfuerzo y deformación *versus* ángulo de flexión, para los cinco casos de malla utilizada. Se observó como cada una de las magnitudes graficadas aumentaban su valor, al hacerlo también el ángulo de flexión. Se observó un comportamiento no lineal para los dos casos haciéndose más evidente en la gráfica de esfuerzo y acercándose más, a un comportamiento lineal para la gráfica de deformación, de igual forma se observó para la gráfica del momento de flexión que se omite en este trabajo. Tres gráficas fueron generadas para comparar los valores máximos obtenidos a 64° , 32° y 16° de las magnitudes de interés (esfuerzo, deformación y momento de reacción) contra el número total de elementos de cada uno de los cinco casos, dos de ellas (esfuerzo y deformación) son mostradas en las Figuras 6 y 7. De las gráficas antes mencionadas se pudo recabar información determinante para la

selección del tamaño de malla óptimo para trabajar en el análisis estructural del implante, ya que se observó claramente como a partir del tercer caso no hay variaciones cualitativas significantes en los valores obtenidos para las magnitudes esfuerzo, deformación y momento de reacción, presentándose una gran similitud entre el caso tres (0.8 mm) y cinco (0.5 mm). Se observó también como dichas similitudes se hacen evidentes incluso con el caso cuatro (0.7 mm) cuando el ángulo de flexión es igual a 16° y obteniendo variaciones al llegar a 64° sobre todo en la gráfica de esfuerzo.

En la Tabla 1 se exhiben los valores máximos correspondientes al esfuerzo de von Mises (v. M. Stress), deformación unitaria equivalente (Max. Eq. Strain) y momento de flexión (B. Moment) obtenidos para cada uno de los cinco casos analizados (1.2, 1.0, 0.8, 0.7 y 0.5 mm) para un ángulo de flexión del implante igual a 64°.

Tabla 1. Valores numéricos obtenidos para el esfuerzo, deformación y momento de flexión máximos obtenidos a 64°.

Tamaño de malla (mm)	Número de elementos	v.M. Stress (MPa)	Max. Eq. Strain (mm/mm)	B. Moment (N mm)
1.2	8484	2.1616	0.2510	17.05
1.0	10190	2.2391	0.3175	33.66
0.8	13447	2.0223	0.2323	16.07
0.7	30630	2.1251	0.2439	15.78
0.5	45306	2.0366	0.2384	15.21

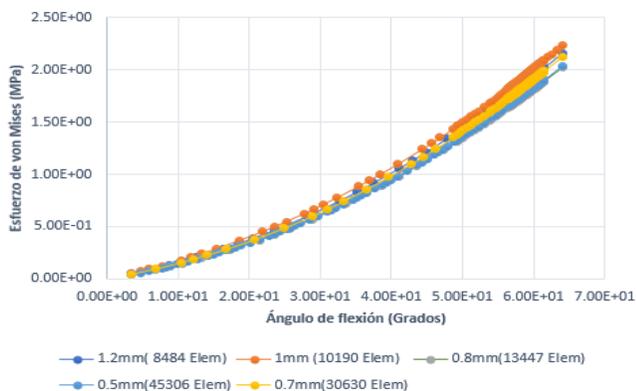


Figura 4: Gráfica esfuerzo de von Mises/ángulo de flexión.

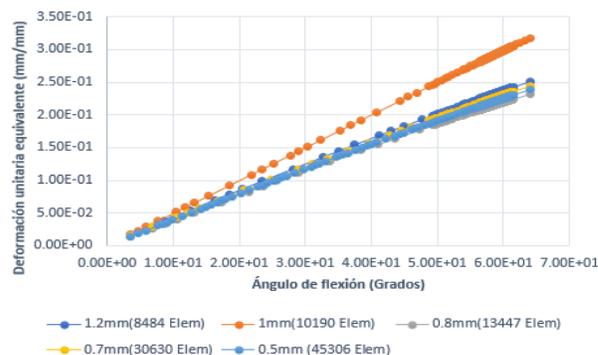


Figura 5: Gráfica deformación unitaria eq. /ángulo de flexión.

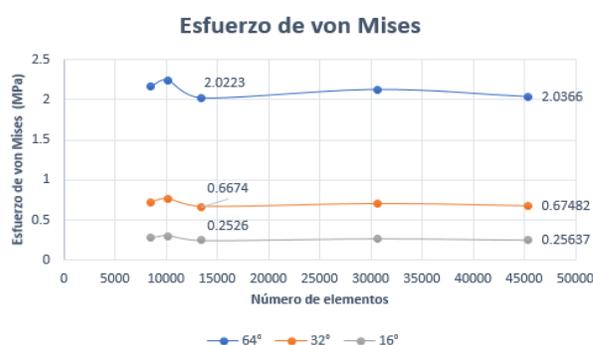


Figura 6: Gráfica de esfuerzo de von Mises/número de elementos.

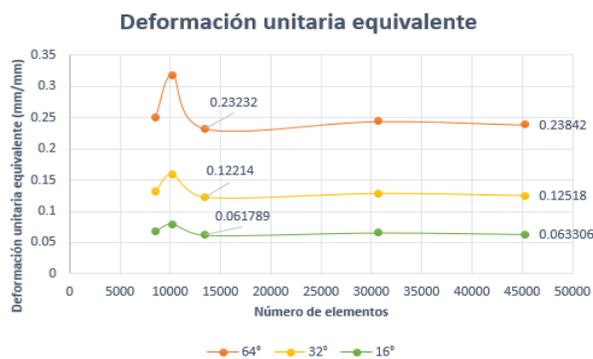


Figura 7: Gráfica de deformación unitaria equivalente/número de elementos.

La validación de la información cualitativa obtenida de las gráficas generadas se realizó, a través de pruebas estadísticas en las que se compararon los resultados obtenidos para cada una de las mallas con una de las mallas definida como patrón, se eligió como malla patrón la que contaba el mayor número de elementos. Se obtuvieron las

diferencias cuantitativas de cuatro de los casos en base a la malla de referencia y se reportaron los resultados obtenidos en la Tabla 2. La decisión del tamaño de malla óptimo para trabajar se hizo con base en la que presentara menor porcentaje de diferencia en sus resultados globales comparados con la malla patrón.

Tabla 2. Porcentaje de diferencia de las magnitudes esfuerzo, deformación y momento de flexión de los casos 1.2, 1.0, 0.8 y 0.7 mm con respecto a la malla de referencia.

Referencia (0.5 mm)			
Tamaño de malla(mm)	v. M. Stress	Max. Strain	B. Moment
1.2	6.13%	5.28%	12.1%
1.0	9.94%	33.17%	117.3%
0.8	0.70%	2.55%	5.65%
0.7	4.34%	2.30%	3.74%

CONCLUSIONES

Los esfuerzos de von Mises generados en la zona central del implante incrementan con el ángulo de flexión aplicado, mostrando un comportamiento no lineal de acuerdo con la no linealidad del material usado para el modelo del implante; las deformaciones encontradas por su parte tienen un valor de alrededor de 0.25 representando así el 25% de deformación total del implante en la zona central. Se determinó una diferencia cualitativa muy pequeña entre las mallas con elementos de tamaño igual a 0.8 mm y de 0.5 mm, dicha variación se verificó cuantitativamente con los porcentajes de diferencia reportados en la Tabla 2. El caso para el cual el tamaño de elemento es igual a 0.7 mm presentó también diferencias pequeñas con respecto a la referencia, a diferencia del caso de 1.2 mm cuyos porcentajes de error fueron más significativos; sin embargo, para el caso de los esfuerzos máximos obtenidos, la diferencia reportada fue considerablemente mayor entre la malla de 0.7 mm y la referencia que el

presentado por la malla con tamaño de elemento igual a 0.8 mm. Por lo anterior se concluye, que la mejor malla para realizar el análisis estructural del implante es la malla con tamaño de elemento igual a 0.8 mm, ya que se comprobó que se pueden con esta malla obtener resultados muy similares a los de una malla más refinada, asegurando que los resultados obtenidos no dependerán del tamaño de malla utilizado, y con la ventaja de disminuir el tiempo de cómputo. Por último, el esfuerzo obtenido de la malla seleccionada dice que el porcentaje que el estado de esfuerzos debido a preflexión toma en el esfuerzo último del material (7.8 MPa) presenta un valor del 25.92% siendo dicho porcentaje un valor considerable que debe ser tomado en cuenta.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la Universidad de Guanajuato el apoyo otorgado para la realización de este proyecto, y de igual forma, al Dr. Ricardo Becerro de Bengoa Vallejo de la Universidad Complutense de Madrid por su apoyo para otorgar el implante Tornier.

REFERENCIAS

- [1] Alberto García-González a, Javier Bayod a, Juan Carlos Prados-Frutos c, Marta Losa-Iglesias d, Kevin T. Jules e, Ricardo Becerro de Bengoa-Vallejo f, Manuel Doblare a,b. Finite-element simulation of flexor digitorum longus or flexor digitorum brevis tendon transfer for the treatment of claw toe deformity. *Journal of Biomechanics* 42 (2009) 1697–1704. Pag. 8 / 8
- [2] J. M. García-Aznar J. Bayod, A. Rosas, R. Larrainzar, R. García-Bógalo, M. Doblare, L. F. Llanos. Load Transfer Mechanism for Different Metatarsal Geometries: A Finite Element Study. *Journal of Biomechanical Engineering*. FEBRUARY 2009, Vol. 131
- [3] Hussein Ali, Stranart JC, Meguid SA, Bogosh ER. Biomechanical validation of finite element models for two silicone metacarpophalangeal joint implants. *J Biomech Eng*. 2011 Feb; 133(2):024501. Doi:10.1115/1.4003311.
- [4] Biddis, E. A., Bogoch, E. R., and Meguid, S. A., 2004, "Three-Dimensional Finite Element Analysis of Prosthetic Finger Joint Implants," *Int. J. Mech. Mater. Des.*, 1, pp.317-328.
- [5] Samer Morgan and Aron Ng and Tim Clough. The long-term outcome of silastic implant arthroplasty of the first metatarsophalangeal joint: a retrospective analysis of one hundred and eight feet. *International Orthopedics (SICOT)* (2012) 36:1865-1869. Doi 10.1007/s00264-012-1576-8