

ANÁLISIS ESTRUCTURAL DE LA PREFLEXIÓN DEL IMPLANTE TORNIER PARA RECONSTRUCCIÓN ARTICULAR

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

El análisis de modelos numéricos a través de simulación representa una herramienta fundamental para el estudio del Hallux Rigidus y los implantes asociados al tratamiento de esta patología. El implante metatarsfalángico Primus™ FGT de Tornier, se usó en este trabajo con la finalidad de llevar a cabo el análisis estático estructural de su preflexión. Durante el desarrollo de la investigación, se generó un modelo numérico del implante antes mencionado. Posteriormente, se llevó a cabo el análisis estructural del modelo mediante el método del elemento finito, para obtener el estado de esfuerzos generado al someter al implante a una flexión de 64 grados, e implementando dos modelos de material, uno hiperelástico y otro elástico isotrópico. Se obtuvieron resultados al 25, 50 y 100% del ángulo de flexión, mostrando para la flexión máxima con el modelo hiperelástico, valores de 2.02 MPa, 0.23 mm/mm y 16.07 N mm, para el esfuerzo, deformación unitaria equivalente y momento de flexión respectivamente. El esfuerzo y la deformación se obtuvieron en la zona central del implante. Los resultados de esfuerzo en ambos modelos de material sugieren que, dado que el valor de esfuerzo debido a preflexión representa alrededor del 25% del esfuerzo último del material del implante, este debe considerarse como un valor de esfuerzo importante y ser tomado en cuenta para futuros trabajos de simulación.

Abstract

Numerical model analysis through simulation represents an essential tool for the study of Hallux Rigidus and implants associated to this pathology. The metatarsophalangeal implant Primus™ FGT of Tornier was used in this work with the aim to perform the static structural analysis of its preflexion. During investigation development, it was generated a numerical model of the implant before mentioned. Subsequently, it was performed the structural analysis of the model through the finite element method, for obtain the stress state generated by subjecting the implant to a 64 degrees flexion. It was obtained results at 25,50 y 100% of the flexion angle, showing for the maximum flexion with the hyperelastic model, values of 2.02 MPa, 0.23 mm/mm and 16.07 N mm, for the stress, equivalent strain and bending moment respectively. Stress results for both models suggest that, given that the stress value due to preflexion represents around of 25% of the ultimate stress of the material implant, this must be considered as an important stress and be taken into account for future simulation works.

Palabras Clave

Elemento finito; Hiperelástico; Osteoartritis; Hallux Rigidus; Preflexión

INTRODUCCIÓN

El daño por osteoartritis (OA) de la primera articulación metatarsofalángica (MTF), conocido como Hallux Rigidus (HR), se caracteriza por dolor y rigidez de la articulación, ocasionando una disminución considerable en la calidad de vida de quienes lo padecen. El reemplazo de la articulación MTF por una prótesis, representa uno de varios tratamientos quirúrgicos en casos graves de la enfermedad. Comúnmente se utilizan implantes de silicona para este fin. El Primus™ FGT, es un implante de tercera generación, para el reemplazo de la articulación MTF, es construido de elastómero de silicona de grado médico ULTRASIL®. Se han reportado modelos de elemento finito del pie [1] para estudiar la biomecánica, patologías y la respuesta estructural de los huesos y tejidos blandos en este miembro. Modelos estáticos y preflexados se han creados con el fin de reproducir las posiciones del pie e implante durante cada paso en el ciclo de marcha a través de modelado numérico. Los modelos preflexados de implantes descartan el estado de esfuerzos generado para lograr esta posición, por lo que realizar el análisis estructural para determinarlo, se torna un tema de especial interés. Por lo anterior, el objetivo de ese trabajo es llevar a cabo el análisis estático estructural de la preflexión del Primus™ FGT. Posteriormente se analizarán los resultados obtenidos para determinar, si el porcentaje que el esfuerzo generado debido a preflexión toma del esfuerzo último del material puede o no ser descartado. Se busca, además, comparar los resultados obtenidos de la implementación de dos distintos modelos de material para el implante; el primero, un modelo hiperelástico; el segundo, un modelo elástico isotrópico con pequeñas y grandes deformaciones. Las diferencias determinadas entre las comparaciones de los resultados obtenidos permitirán concluir las ventajas que tiene, el usar un material con características hiperelásticas sobre uno que representa un modelo elástico lineal ideal y que descarta el comportamiento hiperelástico del material con que es fabricado el implante.

MATERIALES Y MÉTODOS

Modelado numérico

El modelo 3D del implante articular Tornier utilizado para la simulación, corresponde al modelo FGT-50 (50 mm) y fue obtenido a través de las Universidades de Zaragoza y Complutense de Madrid. En la Figura 1, se muestra el Primus™ FGT comercial (a) y su modelo CAD utilizado en la simulación (b). La discretización del modelo se hizo a través de una malla hexaédrica con tamaño de elemento igual a 0.8 mm (Figura 2), dicho tamaño fue determinado previamente a través de un análisis por sensibilidad de malla. La discretización al igual que la solución del análisis estructural fueron realizados en el software de elemento finito comercial ANSYS V15.0, mientras que el ensamble necesario entre implante y arandelas se llevó a cabo con ayuda del software de diseño CAD, SolidWorks.

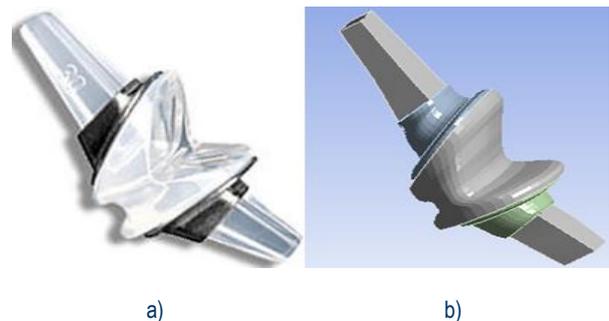


Figura 1: Implante del Primus™ FGT: a) modelo físico y b) modelo CAD.

Materiales

El modelo hiperelástico de Arruda-Boyce fue implementado en la simulación. Las constantes del material corresponden a pruebas de datos experimentales para el elastómero de silicona, obtenidas de trabajos previos reportados por Hussein Ali *et al.* [6] y Biddis, E. *et al.* [7]. Se utilizaron valores de 0.89 MPa para el módulo inicial cortante (μ), 2.65 para la extensión imitante de la red (μ_L); el parámetro de incompresibilidad fue estimado con una magnitud de $1.44 \times 10^{-6} \text{MPa}^{-1}$. Por su parte, se utilizaron valores de 2.41 MPa para el módulo de Young y 0.45 para la razón de Poisson, como constantes del modelo de material

elástico isotrópico obtenidas de acuerdo con trabajos previos realizados por Penrose J.M.T. *et al* [2] y Lewis and Alva [3]. Finalmente, para las arandelas de titanio (grado 5) se usaron valores de 113, 800 MPa y 0.342 para Módulo de Young y razón de Poisson respectivamente.

Mallado y 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.* [4] de mediciones in vivo, medidas después de la implantación. Se aplicó un soporte fijo al vástago de menor longitud cuya inserción se da en el canal medular de la falange. Un desplazamiento remoto de 64° de rotación, en el eje X de un sistema coordenado 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 2). El elemento finito utilizado para este modelo fue un solid186, elemento de alto orden con 20 nodos y tres grados de libertad por nodo, soporta plasticidad, grandes deformaciones e hiperelasticidad.

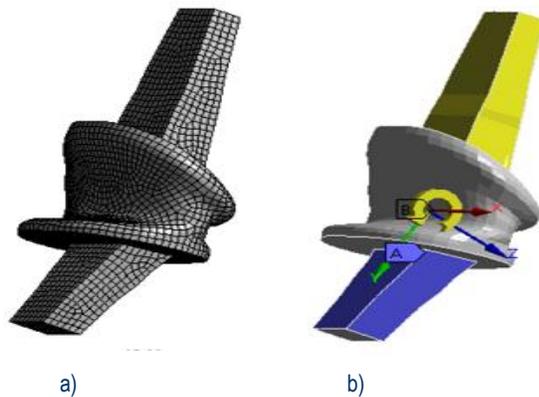


Figura 2: Mallado a) y condiciones de frontera b) aplicadas al implante.

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.

Se obtuvieron valores de esfuerzo de 2.022 MPa para el caso hiperelástico y 1.82 MPa para el caso elástico isotrópico con pequeñas deformaciones, a un ángulo de flexión del 100%. Se realizó la comparación del valor de esfuerzo obtenido para el caso elástico con respecto al obtenido del caso hiperelástico, resultando en una diferencia del 10%. Por su parte las deformaciones unitarias equivalentes obtenidas, para los casos anteriores, tomaron valores de 0.2323 y 0.7604 mm/mm mostrando una mayor deformación para el caso elástico, y resultando en una diferencia de 227.33% con respecto al caso hiperelástico. Para el caso con grandes deformaciones no se obtuvieron resultados a este porcentaje del ángulo de flexión debido a problemas de convergencia del análisis. El porcentaje de flexión máximo alcanzado por el caso elástico isotrópico con grandes deformaciones fue de 70%, por lo que los resultados de esfuerzo de von Mises (v.M. Stress), deformación unitaria equivalente (Max. Eq. Strain) y momento de flexión (B. Moment) para el caso hiperelástico y los casos, lineal y no lineal del modelo isotrópico se reportan (Tabla 1) como máximos para un ángulo de 44.8 grados. Por su parte la Tabla 4 muestra los valores de los parámetros estructurales para los tres casos, a un 25, 50 y 70% del ángulo de flexión. Tomando 70 y no 100%, debido al problema de no convergencia del análisis, que se presentó para el caso elástico no lineal.

El máximo valor de deformación reportado corresponde al caso lineal del modelo elástico, con un valor de 0.7604 mm/mm, esto, a una flexión del 100% correspondiente a los 64 grados, reportados como el ángulo de flexión máximo de mediciones in vivo. Este valor de deformación, supera la razón de deformación (0.63 mm/mm) reportada por Noriyuki K. *et al.* [5] de casos clínicos. El valor de deformación obtenido para el modelo hiperelástico por su parte, se encuentra por debajo de esta razón de deformación, incluso al alcanzar el ángulo de flexión, un valor máximo. A 44.8 grados el valor de deformación para el caso no lineal del modelo elástico, tom un valor de 0.4178 mm/mm, manteniéndose por debajo de la razón de deformación reportada de casos clínicos.

Tabla 1. Valores obtenidos para los parámetros estructurales de los modelos, a un ángulo de flexión de 44.8 grados.

Model	v.M. Stress (MPa)	Max. Eq. Strain (mm/mm)	B. Moment (N mm)
Hyperplastic	1.1273	0.1682	11.49
Elastic with small strains	1.2792	0.5326	86.052
Elastic with large strains	0.9924	0.4178	69.208

De la Tabla 1, se observa como los valores máximos para los parámetros estructurales, son presentados por el caso elástico lineal, alcanzando, para el caso de la deformación unitaria equivalente un 53.26% de la deformación total del implante, mientras que para el caso hiperelástico el valor de deformación presenta solo un 16.82%. De igual forma se hace evidente que el menor valor para el momento de flexión se presenta para el caso hiperelástico y que esta muestra, además, diferencias bastante significativas con las reportadas para los casos del modelo elástico.

Se llevaron a cabo comparaciones del caso lineal con respecto al no lineal del modelo elástico, los resultados se reportan en la Tabla 2.

Tabla 2. Comparación de parámetros para los casos del modelo elástico, a un ángulo de flexión de 44.8 grados.

Model	v.M. Stress (MPa)	Max. Eq. Strain (mm/mm)	B. Moment (N mm)
Elastic with small strains	1.2792 (28.89%)	0.5326 (27.47%)	86.052 (24.33%)

Se realizó la comparación de los parámetros estructurales para los casos lineal y no lineal del modelo elástico con respecto a los obtenidos del modelo hiperelástico, los resultados son reportados en la Tabla 3.

Tabla 3. Comparación de parámetros, a un ángulo de flexión de 44.8 grados, del modelo elástico con respecto al modelo

Model	v.M. Stress (MPa)	Max. Eq. Strain (mm/mm)	B. Moment (N mm)
Elastic with small strains	1.2792 (13.47%)	0.5326 (216.64%)	86.052 (648.92%)
Elastic with large strains	0.9924 (11.96%)	0.4178 (148.39%)	69.208 (502.33%)

hiperelástico.

La Tabla 2 muestra la comparación del caso lineal con respecto al no lineal de modelo elástico, en la Tabla 3 se puede ver la comparación de este mismo caso, pero, con respecto al modelo hiperelástico. La comparación del valor de esfuerzo presenta una mayor diferencia teniendo como referencia al caso no lineal del modelo elástico, con un valor del 28.89%. Por otro lado, las diferencias de esfuerzo y momento de flexión alcanzan valores significativamente grandes, para la comparación de ambos casos; lineal y no lineal, del modelo elástico; con respecto al caso hiperelástico. Es el caso no lineal del modelo elástico el que presenta menor diferencia en los valores obtenidos para los parámetros estructurales, respecto de los obtenidos con el modelo hiperelástico. Se observan, sin embargo, porcentajes de diferencia muy similares para los valores de esfuerzo.

Tabla 4. Parámetros estructurales para los tres casos a un 25 (16 grados), 50 (32 grados) y 70% (44.8 grados) de la flexión total del implante.

Model	Angle (Deg)	v.M. Stress (MPa)	Max. Eq. Strain (mm/mm)	B. Moment (N mm)
Hyperplastic	16	0.2526	0.0617	4.6264
	32	0.6674	0.1221	8.9367
	44.8	1.1273	0.1682	11.49
Elastic with small strains	16	0.4583	0.1908	30.574
	32	0.9143	0.3807	61.393
	44.8	1.2792	0.5326	86.052
Elastic with large strains	16	0.3614	0.1502	26.654
	32	0.7248	0.3026	50.451
	44.8	0.9924	0.4178	69.208

Los valores registrados en la Tabla 4, permiten ver como los parámetros estructurales muestran una tendencia a incrementar su valor al hacerlo también el ángulo de flexión. Es posible determinar a partir de los valores ahí registrados como las diferencias de esfuerzo entre casos, tienden a disminuir al incrementar el ángulo de flexión, por el contrario de las diferencias de deformación y momento de flexión, las cuales incrementan con el ángulo.

CONCLUSIONES

Los parámetros estructurales incrementan su valor al incrementar también el ángulo de flexión aplicado al implante, mostrando, un comportamiento no lineal para el modelo hiperelástico y, de acuerdo con el comportamiento no lineal del elastómero de silicona con que se fabrica el implante. El valor de deformación máxima corresponde al caso elástico lineal con un porcentaje de deformación total del implante del 76.04% y un valor (0.7604 mm/mm) superior a la razón de deformación medida de casos clínicos. El valor de deformación correspondiente al modelo hiperelástico se mantiene por debajo de la razón de deformación reportada, con un valor de 0.2323 mm/mm.

El esfuerzo máximo se presentó para el modelo hiperelástico, alcanzando un valor de 2.022 MPa, representando de esta forma un porcentaje del 25.92% del esfuerzo último del material (7.8 MPa) con que el implante se fabrica. El valor de esfuerzo para el caso elástico lineal, por su parte, representa el 23.33%, a un ángulo de flexión 64 grados, mientras que a un ángulo de 44.8 representa el 16.4%. Lo anterior sugiere que, el estado de esfuerzos generado debido a preflexión representa porcentajes importantes del esfuerzo último del material, por lo que, debe ser tomado en cuenta para futuros análisis de simulación, que trabajen con modelos de implantes preflexados.

Finalmente, se encontraron grandes diferencias entre los modelos implementados, sobre todo para valores de deformación y momento de flexión. Lo que indica, que se debe tener especial cuidado con el modelo de material que se elija para trabajar. El modelo hiperelástico sugiere una superioridad sobre ambos casos del modelo elástico, no solo por mostrar mayor estabilidad en los parámetros estructurales con él, obtenidos, si no también por que su uso, evita tener que descartar las no-linealidades presentes en el material con que se fabrica el implante.

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] Tian-Xia Q., Ee-Chon T., Ya-Bo Y.,*, & Wei Lei b. (2011) Finite element modeling of a 3D coupled foot–boot model. *Medical Engineering & Physics* 33 1228– 1233.
- [2] Penrose J. M. T., Williams N. W., Hose D. R. & Trowbridge E. A., (1997) In-situ simulation of one-piece metacarpophalangeal joint implants using finite element analysis, *Med Eng Phys*, **19** 303-307.
- [3] Lewis G. & Alva P. (1993) Stress analysis of a flexible one-piece type first metatarsophalangeal joint implant, *J Am Podiatr Med Assoc*, **83** 29-38.
- [4] Samer Morgan, Aaron Ng & Tim Clough, (2012) The long-term outcome of silastic implant arthroplasty of the first metatarsophalangeal joint: a retrospective analysis of one hundred and eight feet, *Int Orthop*, **36**1865–1869.
- [5] Kanzaki N., Nishiyama T., Fujishiro T, Hayash S., Hashimoto S., Kuroda R. & Kurosaka M., (2014) Flexible hinge silicone implant with or without titanium grommets for arthroplasty of the first metatarsophalangeal joint, *J Orthop Surg (Hong Kong)*, **22** 42-5.
- [6] Hussein A., Stranart J. C., Meguid S. A. & Bogoch E. R., (2011) Biomechanical validation of finite element models for two silicone metacarpophalangeal joint implants, *J Biomech Eng*, **133** 024501.
- [7] Biddis E. A., Bogoch E. R. & Meguid S. A. (2004) Three-Dimensional Finite Element Analysis of Prosthetic Finger Joint Implants, *Int J Mech Mater Des*, **1** 317–328.