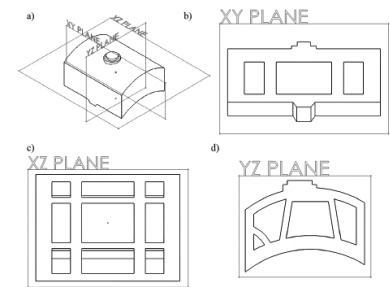


Análisis estructural de una nueva prótesis con estructura interna para reemplazo de tobillo

Structural analysis of a new total ankle replacement prosthesis with internal structure



Humberto Corro-Hernández, Agustín Vidal-Lesso, Elías Ledesma-Orozco y Luis-Manuel Palacios-Pineda

Universidad de Guanajuato. Departamento de Ingeniería Mecánica. División de Ingenierías. Campus Irapuato-Salamanca. Valle de Santiago Km. 3.5 - 36885 Comunidad de Palo Blanco, Salamanca, Gto. (México)

DOI: <http://dx.doi.org/10.6036/9267> | Recibido: 31/05/2019 • Inicio Evaluación: 04/06/2019 • Aceptado: 30/08/2019

ABSTRACT

- A new prosthesis design for total ankle arthroplasty, with an internal damping structure for the sacrifice component is proposed and analyzed considering experimental data for the material model.
- Engineering parameters for prosthesis designs are proposed and discussed and physiological load conditions for ankle joint are applied for numerical simulation.
- Performance of total deformation, strain, safety factors and equivalent stress of structured prosthesis are compared versus a common solid model and literature findings for market-available prosthesis.
- Results showed that the proposed design can be deformed up to 52.85% compared to the solid model and operated safely on simulated cases. Prosthesis deformation generates a damped load transmission rather than a rigid one, closer to the natural ankle joint behavior.
- **Keywords:** ankle joint prosthesis; finite element analysis; computer aided design; orthopedics.

RESUMEN

Se propone y analiza un nuevo diseño de prótesis para la artroplastia total del tobillo, con una estructura de amortiguación interna para el componente de sacrificio, teniendo en cuenta los datos experimentales del modelo de material.

Se proponen y discuten los parámetros de ingeniería para los diseños de prótesis y se aplican condiciones de carga fisiológicas para la articulación del tobillo para la simulación numérica.

Los resultados para deformación total, deformación unitaria, los factores de seguridad y el esfuerzo equivalente de las prótesis estructuradas se comparan con un modelo sólido genérico y los reportes de literatura para las prótesis disponibles en el mercado.

Los resultados mostraron que el diseño propuesto puede deformarse hasta un 52.85% en comparación con el modelo sólido y operarse de manera segura en los casos simulados. La deformación de la prótesis genera una transmisión amortiguada de carga en vez de rígida, más cercana a la operación natural de la articulación del tobillo.

Palabras clave: prótesis articular de tobillo; análisis de elementos finitos; diseño asistido por computadora; ortopedia.

1. INTRODUCCIÓN

La artroplastia total de tobillo (ATT) es una intervención quirúrgica para el tratamiento de casos avanzados de degradación del cartílago en el mismo. La ATT requiere la exposición de la articulación, separando los tendones, nervios y vasos sanguíneos para extirpar el hueso y el cartílago dañado. Tras dicha extracción, sustitutos artificiales son anclados al hueso remanente. Un tercer elemento, más suave, es ensamblado posteriormente, cuidando de tener el mejor ajuste y alineación. Por último, los tejidos blandos se colocan en su sitio y se sutura la herida [1]. Conforme el promedio de edad de la población va en aumento, la necesidad de ATT y otras intervenciones relacionadas aumentará [2] y por tanto el trabajo requerido para la obtención de nuevas soluciones de ingeniería en el diseño de prótesis.

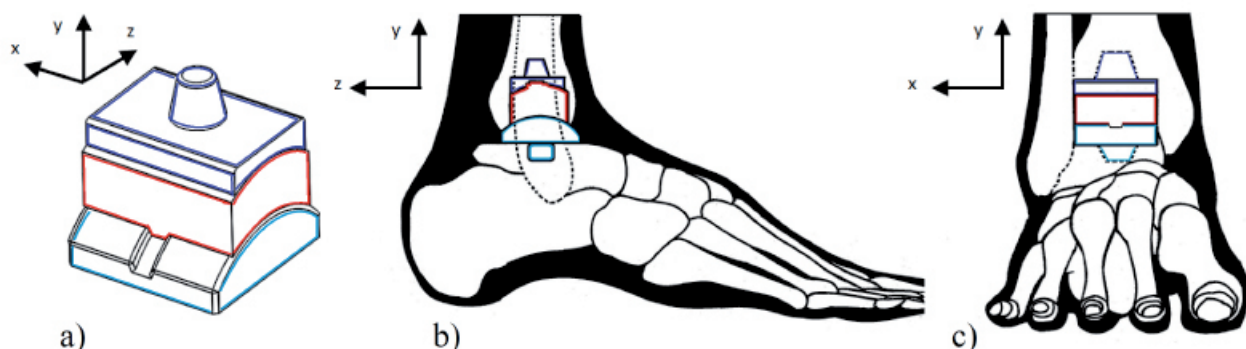


Fig. 1: Diseño de prótesis ATT a) Diseño b) Vista lateral externa c) Vista frontal de la articulación del tobillo derecho

Los implantes para ATT tienen una estructura básica con dos elementos metálicos o cerámicos adjuntos al hueso en tibia y astrágalo, y un componente medio de amortiguación, también conocido como componente de sacrificio (Figura 1). Este puede estar unido o no al componente tibial y tiene diferentes niveles de congruencia en las superficies de contacto. Las implicaciones de cada opción han sido exploradas en muchos diseños [1,3-4].

En comparación a cirugías similares, la ATT ha tenido un desarrollo menor, con la complejidad e inestabilidad inherente a la articulación del tobillo [3], la importancia de la interacción con el tejido blando [5], y mayores cargas de compresión [6] como los principales factores para este retraso. Sin embargo, la creciente demanda por parte de pacientes más jóvenes y activos [3] ha propiciado la búsqueda de nuevas soluciones para la ATT.

La principal fuente de falla para implante de tobillo es el aflojamiento causado por una mala fijación, micro movimientos del implante, la sobrecarga fisiológica durante el funcionamiento, reabsorción ósea, o frecuentemente una combinación de dichos factores [7]. Estas condiciones pueden provocar un desgaste prematuro, con la consecuente generación de esquirlas del componente de sacrificio, conduciendo a respuestas biológicas, tales como inflamación de tejido, aumento de presión del líquido intraarticular, necrosis y rechazo total de la prótesis [8]. Los niveles de esfuerzo en el componente de sacrificio son la causa fundamental de muchos de estos efectos [9]. La alteración de la marcha y cargas adicionales en la extremidad inferior están vinculados como otros efectos indeseables de este exceso de energía transmitida [10].

Se propone entonces la generación de un sistema de absorción de energía dentro de la prótesis ATT para extender su vida útil y la disminución de efectos adversos. En este desarrollo, se propone y analiza un nuevo diseño de geometría de prótesis con estructura de amortiguación interna por medio del método de los elementos finitos (MEF).

2. MÉTODOS Y MATERIALES

2.1. MODELOS DE MATERIAL

El polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) de grado quirúrgico es el material por excelencia para su uso en el componente de sacrificio [11]. Siendo la principal fuente de falla para prótesis ATT, la precisión de la simulación del material es crucial.

El UHMWPE presenta cambios en su comportamiento mecánico en función de la temperatura, la carga aplicada y la tasa de carga a la que se someta [12]. Variación adicional puede derivarse de la esterilización, tratamientos superficiales, y el funcionamiento *in vivo* a largo plazo [13].

El ajuste de modelo de material se hizo a partir de los datos experimentales obtenidos de probetas grado quirúrgico de Lennite® GUR1050 [14] sometidas a pruebas de compresión según la norma ASTM D695 [15]. Por su importancia, las pruebas mecánicas en la investigación de nuevos materiales susceptibles de ser utilizados como elementos de repuesto en el interior del cuerpo humano son esenciales para el diseño de prótesis [16].

Un modelo de material endurecimiento isotrópico bilineal (BIH) [17-18] fue elegido, siendo los parámetros utilizados para el modelo bilineal correspondientes con informes anteriores por Bowden et al [12] y el fabricante Westlake Plastics [19].

Para los componentes metálicos, se usaron propiedades materiales de una aleación de titanio Ti6Al4V [20], siendo implementadas sobre un modelo elástico lineal, con datos adicionales de fuerza y fatiga por Matweb [21].

La Tabla 1 resume las propiedades de materiales empleadas

GUR1050	Valor	Unidades
Módulo de Young	325.00	MPa
Coefficiente de Poisson	0.46	---
Límite de fluencia (BIH)	14.15	MPa
Módulo Tangente (BIH)	95.00	MPa
Límite de fluencia a tensión	20.00	MPa
Límite de fluencia a compresión	25.00	MPa
Tensión de ruptura	45.80	MPa
Resistencia máxima a compresión	39.60	MPa
Ti6Al4	Valor	Unidades
Módulo de Young	113.80	GPa
Coefficiente de Poisson	0.34	---
Límite Elástico	880.00	MPa
Límite de fluencia a compresión	970.00	MPa
Resistencia máxima a tensión	950.00	MPa
Resistencia a la fatiga	510.00	MPa

Tabla 1: Propiedades de materiales aplicadas

Además, las propiedades de material para UHMWPE fueron complementadas con la inclusión de un modelo de fatiga para GUR1050 a compresión hasta un 12% de deformación axial, según lo informado por Pruitt [22], vinculando el esfuerzo medio máximo permisible S con el número de ciclos operativos N (eq.1)

$$S = 26,3 - 2,38 \text{ Log}(N)$$

(1)

2.2. PROPUESTAS DE DISEÑO PARA PRÓTESIS ATT

Una prótesis para ATT de tres componentes fue diseñada en un software CAD comercial (SolidWorks®), usando el modelo de la estructura ósea de una extremidad inferior derecha [23]. Esta propuesta se basa en los datos antropométricos correspondiente a un varón de 1,80 m de altura. El diseño de prótesis obtenidos encaja en un bloque de 49.48 mm de altura, 38,48 mm de ancho y 39.00 mm de profundidad. Se conservan las dimensiones fisiológicas, lo que significa que las separaciones entre los huesos y la longitud de los mismos no fueron modificadas. Es importante tener en cuenta que los mejores candidatos para la ATT tienen una edad promedio de 60 años, un peso de 65 kg y una buena salud general, pues enfermedades crónicas comprometen el éxito de la intervención [3]. En caso de escalación del diseño de prótesis para otros pacientes, debe hacerse trabajo adicional para obtener las dimensiones adecuadas.

Siendo la creación personalizada de prótesis más reciente, el método más común para el diseño de prótesis ATT el mercado consistía en la fabricación de tallas diferentes, con los cirujanos realizando pequeños ajustes para una buena alineación de la prótesis durante la operación [3].

El anclaje axial de la prótesis mediante un eje de ancho variable y sin cemento de fijación demostró ser útil para evitar el aflojamiento [9]. Por lo tanto, el componente tibial fue diseñado con un tallo de anclaje, característica vista en prótesis comerciales como Mobility™ [24] o INBONE® [25]. La longitud del tallo fue reducida para evitar una penetración excesiva, potencialmente perjudicial para la fijación [26].

El objetivo principal de este trabajo es la reducción de esfuerzos en el componente de sacrificio (Figura 2). En este sentido, la

ampliación de la superficie de contacto en sacrificio componente ha sido probada con éxito en la prótesis Agility™ [9,27].

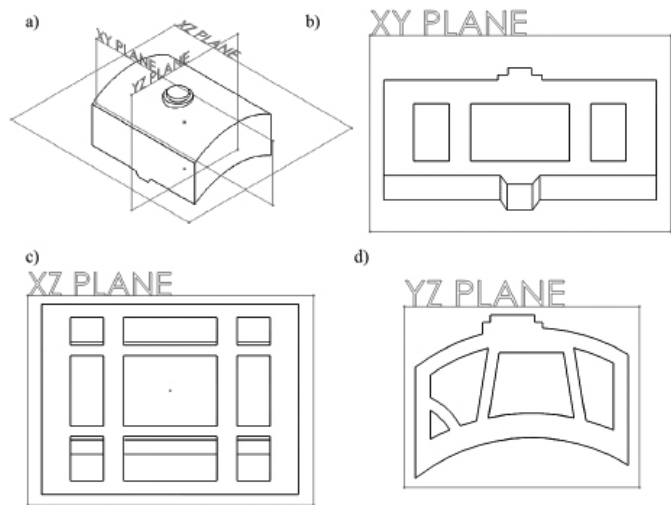


Fig. 2: Estructura interna del componente de sacrificio a) vista isométrica b) sección transversal lateral c) sección transversal d) sección transversal frontal

El uso de oquedades en el interior de dispositivos ortopédicos se ha demostrado eficaz para reducir el peso y aumentar la flexibilidad, evitando cargas excesivas en las extremidades. En una concesión de patente anterior, *Sistema de amortiguación, para prótesis de rodilla y cadera* [28] se ha sugerido que el uso de vanos dentro de componentes de UHMWPE puede reducir el desgaste en prótesis para artroplastia. No obstante, aún no se tiene disponibles resultados específicos para desarrollos completos de prótesis. La principal contribución presente es la aplicación del concepto a un

diseño de prótesis ATT, centrándose en el concepto de viabilidad mediante la simulación de pruebas.

Por medio de un módulo de optimización comercial, aplicado a la geometría base del componente de sacrificio, se propuso una configuración interna de una matriz regular de 12 cavidades prismáticas.

El componente de sacrificio está fijado al componente tibial mediante un hueso, limitando el desplazamiento. Sin embargo, el primero se puede deslizar por encima del componente talar, siguiendo el movimiento de flexión plantar del pie [29]. El componente talar es totalmente congruente. Una guía en la superficie superior permite una buena alineación, fundamental para una intervención exitosa [3,5]. Así, se prevé la limitación de movimiento lateral a cambio de mayor estabilidad. El componente talar está fijo al astrágalo por su superficie inferior.

A fin de comparar el rendimiento de un componente de sacrificio estructurado contra uno sólido en las mismas condiciones, también fue analizado el diseño con el componente de sacrificio sin huecos.

2.3. ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS (AEF)

Los modelos CAD fueron exportados al software comercial de elementos finitos ANSYS Workbench® para un análisis estático estructural [18].

En un primer caso, la condición de frontera más sencilla para simular la carga de tobillo es la aplicación de una carga axial única (3650 N), siendo ésta la carga dinámica máxima aplicada durante la marcha normal de una persona de 65 kg [30–31]. Este valor se añade a la parte superior de la superficie del ensamble, manteniendo el extremo inferior fijo, con el pie en paralelo con el suelo.

Un segundo conjunto de condiciones de carga es citado por Reggiani et al [32], el cual se ha tomado para profundizar más la robustez del diseño. Además de la carga axial principal, fuer-

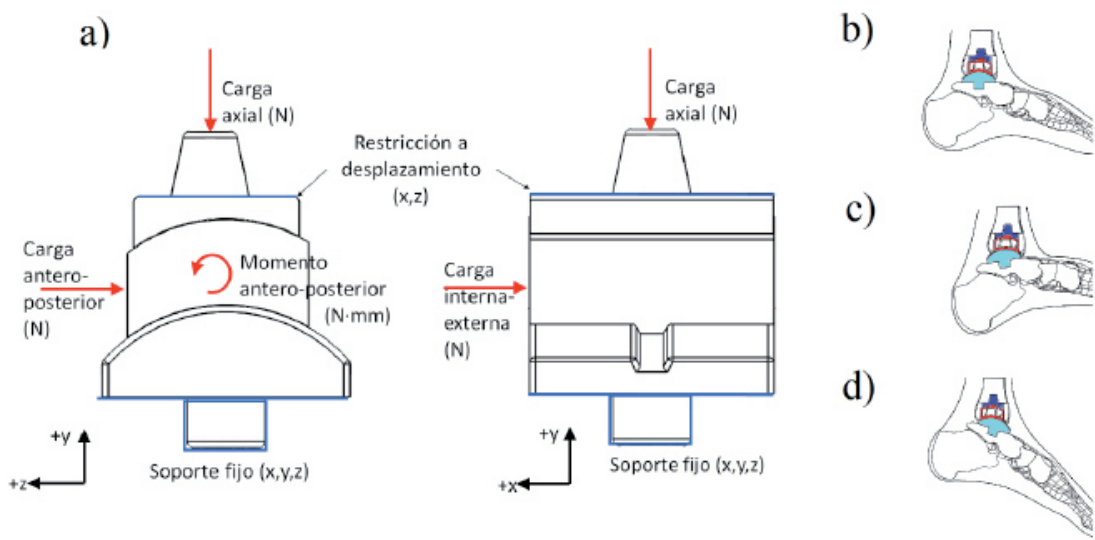


Fig. 3: a) Condiciones de frontera aplicadas con la posición correspondiente b) axial simple, neutral, c) dorsiflexión, d) flexión plantar

Condiciones de carga	Ángulo de referencia en el plano de trabajo (grados)	Carga axial (N)	Carga antero-posterior (N)	Carga Interna-Externa (N)	Momento antero-posterior (N. mm)
Axial simple	0	-3650	0	0	0.00
Neutral	0	-600	-280	150	2.85
Dorsiflexión	-10	-1.600	-185	-185	6.20
Flexión plantar	15	-400	-245	100	-0.10

Tabla 2: Cargas de tobillo utilizadas como condiciones de frontera

zas laterales y momentos son tomados en consideración. Para estas condiciones, tres posiciones diferentes había sido nombradas como neutral (original), flexión plantar máxima y dorsiflexión máxima. Estas se han configurado siguiendo el ángulo de referencia en el plano de trabajo.

Para el análisis de fatiga, estas condiciones se consideran en carga constante, de base cero, utilizando el criterio de Soderberg para falla a fatiga [18]. Además, se agregó una restricción de desplazamiento en la superficie superior del componente tibial, pues el contacto directo con tibia no permite la rotación rígida.

En suma, se usaron cuatro diferentes conjuntos de condiciones de frontera (Figura 3), teniendo ocho casos de simulación (mostrados en la Figura 3, descritos en la Tabla 2) para componentes de sacrificio sólidos y estructurados.

El contacto superior del componente tibial y de sacrificio era considerado como fijo, puesto que la prótesis es considerada como semirrestringida. En contraste, el contacto entre los componentes de sacrificio y talar permite el deslizamiento. En ambos casos la fuerza tangencial aplicada en un nodo se rige por la ecuación (Eq.2):

$$F_t = k_t x_s \quad (2)$$

Con k_t siendo la rigidez de contacto tangencial, y x_s , la distancia de deslizamiento.

La formulación de Lagrange aumentada fue agregada para la detección de contacto. La ecuación gobernante Eq. (3) es muy similar a la Eq. (2) con el término aumentado λ que hace al contacto menos sensible a los cambios de rigidez normal.

$$F_n = k_n x_p + \lambda \quad (3)$$

Como los componentes metálicos y poliméricos tienen diferentes propiedades mecánicas, el factor de rigidez normal k_n se establece en 10 y la rigidez es recalculado cada iteración, reduciendo la penetración [18].

Se usaron elementos tetraédricos de ocho nodos, siendo favorecidos sobre elementos hexaédricos debido al uso de recursos computacionales y robustez [33]. La elección de las dimensiones se resolvió mediante una combinación de análisis de sensibilidad a la malla y eficiencia computacional. La idea del tamaño de elemento correcto para AEF se consideró desde el primer modelo constitutivo para UHMWPE, con la simulación de las pruebas de compresión según las normas ASTM D695 [15]. Como una primera aproximación se usó un límite de 1,00 mm de arista. Esta elección preliminar pareció adecuada, basado en las dimensiones del componente de sacrificio en las zonas más delgadas, donde se esperaba la presencia de concentradores de esfuerzos.

Elementos de arista más pequeña (0.75 mm) tuvieron soluciones con valores similares en deformación, deformación unitaria y esfuerzo bajo las mismas condiciones, pero con un excesivo coste computacional, de al menos el 50% de tiempo adicional para el tamaño más grande. Las simulaciones con elementos aún menores (0.50, 0.45 mm) tenían problemas de inestabilidad y deformación excesiva (*hourglassing*).

Los elementos de aristas más grandes (1.1, 1.2 mm) dieron valores divergentes para esfuerzo, mientras que las deformaciones no mostraron sensibilidad a la malla. Una desventaja adicional para estos tamaños de elemento fue que en algunas de las zonas internas del componente de sacrificio estructurado no habría suficientes elementos para dar resultados representativos, siendo propensos a errores numéricos. Al final, se mantuvo la arista promedio de 1.00 mm.

3. RESULTADOS

Los resultados de interés para cada componente son: a) deformación total máxima, b) deformación unitaria equivalente máxima c) máximo esfuerzo equivalente de von Mises d) Factor de seguridad. Para el componente de sacrificio se examinaron también e) mínimo factor de seguridad a fatiga, y f) ciclos de operación mínima, puesto que para los otros componentes tenía un papel mínimo o no fueron afectados.

Siendo múltiples los resultados de simulación, se seleccionaron casos representativos para las Figuras, que muestra la distribución de la variable en el plano YZ para una mejor comparación entre elemento de sacrificio sólidos y estructurados.

En la Figura 4 se deduce que la geometría tiende al predominio del efecto de la carga axial en cualquier posición, tanto para caso sólido y estructurado. El componente de sacrificio estructurado tiene adicionalmente componentes de deformación en la zona posterior.

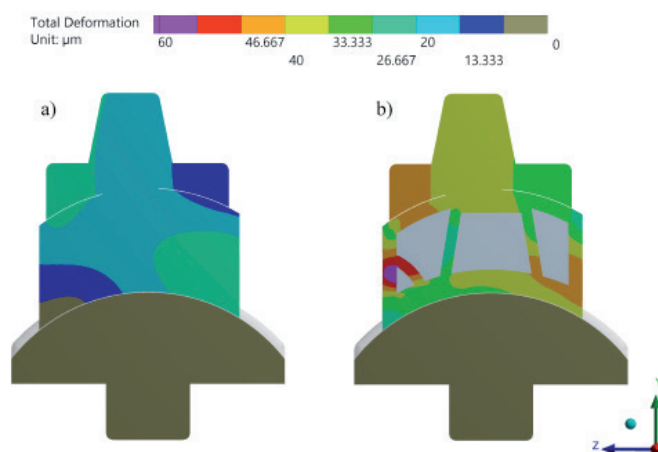


Fig. 4: Estado representativo de deformación en caso neutral. a) componente sólido vs b) componente de sacrificio estructurado

Sin embargo, las deformaciones máximas en los ensambles con elementos de sacrificio estructurados (0.31-0.33 mm) puede duplicar la media de su equivalente sólido (0.16 mm). El componente talar se deforma ligeramente sobre la superficie de contacto (0.0001-0.0006 mm).

La deformación unitaria tiene patrones similares de distribución (Figura 5) a la deformación, pero la presencia o falta de estructura interna en el componente de sacrificio demuestra cambios en la distribución.

El componente tibial tiene un comportamiento muy regular en varias posiciones para los dos casos (0.008-0.0017 mm/mm). En

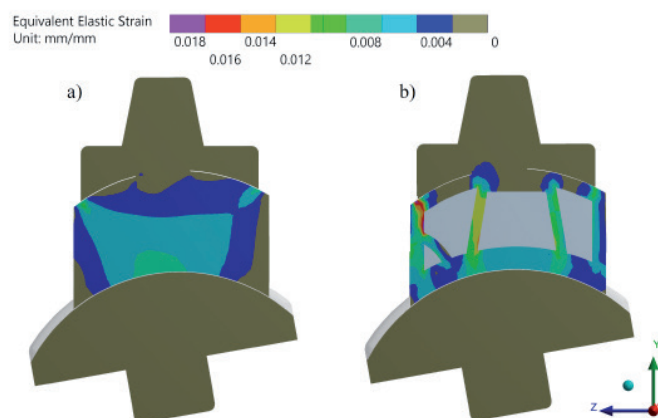


Fig. 5: Estado representativo de deformación unitaria en caso de dorsiflexión a) componente sólido vs b) componente estructurado

contraste, el componente de sacrificio tiene la deformación unitaria más notable, mientras que en el componente es mínima. El componente estructurado tiene mayores valores de deformación unitaria que su contraparte sólida (hasta 52.85% en promedio para todas las posiciones).

Para el elemento de sacrificio, la deformación unitaria es perceptible en los bordes de los vanos en la zona de contacto con el componente talar.

La distribución de esfuerzos (Figura 6) es más importante para la interpretación puesto que los casos analizados con AEF para ATT son más comunes [26,30,32].

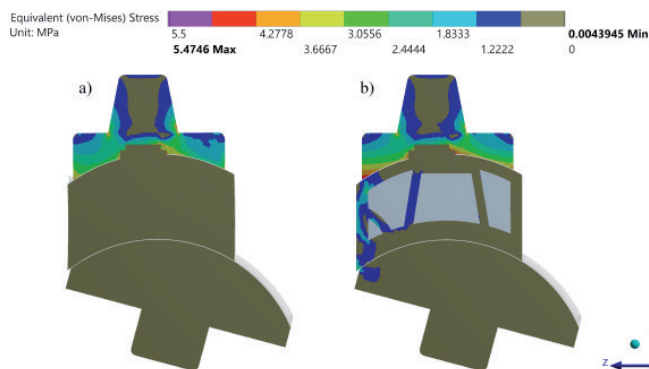


Fig. 6: Estado representativo de esfuerzo representativo en condiciones de carga de flexión plantar a) componente de sacrificio sólido y b) estructurado

Los componentes de sacrificio estructurados aumentan el máximo de los valores de esfuerzo en todas las posiciones. El componente de sacrificio tibial está sujeto a los mayores esfuerzos de todo el ensamble (61.23-99,38 MPa en valores pico). Las zonas de contacto en el componente talar tienen valores de esfuerzo máximo local (9.86-15.22 MPa). Cualquiera de los valores citados cae dentro de la operación segura de piezas de titanio.

El rango de operación segura para el UHMWPE del componente de sacrificio no debe exceder un esfuerzo de 20 MPa o superior [11]. En ningún caso se llega este valor. Los máximos valores de esfuerzos se alcanzan en posición de flexión plantar, en la zona de contacto con el componente talar (10.38 MPa para componente estructurado, 14.38 MPa para sólido).

Las caídas en los valores de factor de seguridad estático y a la fatiga son coincidentes con concentradores de esfuerzos. Sobre el análisis de fatiga y ciclos de vida mínima operativa para el componente de sacrificio estructurado en dorsiflexión y flexión plantar, puede fallar antes de un millón de ciclos (9.09E+05, 5,12E+05 respectivamente).

4. DISCUSIÓN

Es entendido que los valores mínimos para deformación y la deformación unitaria son más adecuados; al haber movimiento rígido en la prótesis, los tejidos blandos pueden sobrecargarse y afectar la extremidad inferior [3]. Para la referencia de modelo de material, existe un desplazamiento máximo admisible de 2 mm y una deformación unitaria admisible del 12% [22]. Estos límites no son superados.

Por otro lado, estudios cadavéricos con las prótesis Agility™ y STAR™ reportados por McInnes et al [34] para posiciones con carga y sin carga (150 y 300 N) denotan un desplazamiento relativo máximo de 0.5 mm para el componente tibial y un rango de 1-1.5 mm para componente talar. Teniendo en cuenta el primer criterio, el rendimiento es ligeramente mejor tanto para ensambles de componente sólido y estructurado.

Los resultados de simulación sobre micro movimiento de implantes para prótesis BOX®, Mobility™ y SALTO® muestra valores puntuales máximos en el rango de 0.01-0.02 mm para componente talar y 0.005-0.06 mm para componente tibial en posición neutra [35]. En virtud de este criterio, ninguno de los ensambles tiene un micro movimiento menor.

En contraste, el procesamiento de imágenes de pacientes de ATT pacientes con diseños de cojinete móvil reporta desplazamiento relativo en dirección anteroposterior del polietileno en relación con el componente tibial en un rango de 0-3 mm [36].

Como referencia, un cartílago de tobillo sano que carga el peso completo del cuerpo manifiesta una deformación unitaria máxima en el rango de 30-38%, con un promedio de 15% [37]. Los resultados probados en los modelos de componentes de sacrificio muestran valores promedio de 6-11% en flexión plantar, por lo que un funcionamiento de la prótesis más cercano a la amortiguación fisiológica del tejido sustituido es esperado.

Teniendo más referencias, el esfuerzo en el componente de sacrificio puede ser comparado en términos de eficiencia. Se ha reiterado que un esfuerzo superior a 20 MPa en el componente de sacrificio es excesivo para UHMWPE. Sin embargo, muchos AEF realizados para diseños disponibles en el mercado tienen picos mayores (26-36 MPa para Agitli™ bajo 3330 N de carga axial; 20 MPa para STAR™ bajo 3650 N) en similares condiciones de carga [11]. Los resultados de la simulación de 24.365 MPa para Alvin Agility™ TR bajo 3430 N de carga son descritos por Vo et al [38]. Los valores obtenidos en este trabajo son menores para componente sólido y estructurado.

Desde intentos previos se ha demostrado que la ampliación del área de soporte en prótesis ATT disminuye los niveles de esfuerzo [9]. El cambio de diseño desde la anatomía original puede repercutir beneficiosamente en tejidos blandos, como ha sido descrito para BOX® [11], y la congruencia total de las superficies cilíndricas de los componentes talar y de sacrificio reduce la presencia de concentradores de esfuerzo. Esto es apoyado por los resultados obtenidos para el componente de sacrificio sólido.

La presencia de vanos aumentó los valores pico de esfuerzo en el componente de sacrificio, habiendo una variación de más del 25-27%, todavía dentro de los límites de operación, pero ciertamente en detrimento del objetivo de la estructura interior.

Se encontró que el componente tibial estaba asociado a los más altos valores de esfuerzo. Esto son valores compartidos con algunos reportes anteriores [11,35,39], sugiriendo la necesidad de un mejor método de anclaje y una investigación a mayor profundidad sobre los efectos sobre el hueso.

Claramente el componente talar propuesto es un diseño robusto. En contraparte, si éste es demasiado pesado puede ser perjudicial para un astrágalo dañado.

Se obtuvo un rango de 1.1 a 1.5 para el factor de seguridad estático en el componente de sacrificio. Los factores de seguridad a la fatiga son menores. La mayoría de las normas y pruebas para fatiga puede oscilar entre 2-10 millones de ciclos de carga [40] por tanto, se requiere información adicional para la simulación del comportamiento del UHMWPE a largo plazo o bien pruebas de fatiga adicionales.

Por último, el ATT se realizaron simulaciones como sistemas aislados. Un futuro obligado enfoque será la inclusión de la propuesta de prótesis en una adecuada articulación del tobillo modelo, no sólo incluye a los tejidos óseos, pero al menos los principales tendones y ligamentos para ver los efectos de la monta en el tobillo.

5. CONCLUSIONES

Se analizó un nuevo diseño de prótesis para ATT por medio de AEF, la cual contiene un componente de sacrificio estructurado. Se propone la presencia de huecos dentro del mismo para disminuir los efectos adversos de sobrecarga en el miembro inferior. Para el material de éste (UHMWPE) se implementó un modelo de endurecimiento bilineal isotrópico. Se exploraron decisiones de ingeniería para los otros componentes. A fin de hacer una comparación, se probó un control con el componente de sacrificio sólido. A partir de los resultados numéricos de análisis estático estructura se concluye que la propuesta de prótesis para ATT es funcional y puede ser operada de manera segura. En ambos casos se compararon los parámetros de deformación y deformación unitaria; si bien los valores asociados eran siempre superiores para el diseño ahuecado, los cambios asociados a la rigidez permiten mayor flexibilidad y absorción de energía, aunque manteniéndose cerca del comportamiento fisiológico original de la articulación, evitando la transferencia de carga rígida al miembro inferior. La distribución del esfuerzo y los valores máximos dentro del cambio de componente de sacrificio con la utilización de una estructura hueca interior, quedando reducida en comparación con otros diseños de prótesis para ATT.

Mientras que los efectos adversos relacionados con el aflojamiento y falla de la prótesis se evitaron, para la vida útil estructural del mismo los resultados no son concluyentes. El diseño propuesto es todavía susceptible para una mayor optimización y mejora. Las pruebas experimentales en un prototipo ya fabricado y el efecto del ensamble de la prótesis sobre la articulación también deben ser explorados.

REFERENCIAS

- Demetropoulos CA et al. "Total ankle arthroplasty in end-stage ankle arthritis". *Curr Rev Musculoskelet*, 2013. Vol. 6(4): p. 279-284. DOI: <https://doi.org/10.1007/s12178-013-9179-6>
- Cortés-Aburto O, Hernández-Pérez JA, Rojas-Rodríguez R. "Estudio sobre la implantación de prótesis de reemplazo total de rodilla" *DYNA* 2017 Vol. 92(5): p. 522-524. DOI: <http://dx.doi.org/10.6036/8137>
- Gougoulas NE, Khanna A, Maffulli N. "History and evolution in total ankle arthroplasty". *Br Med Bull* 2009; Vol. 89(1): p. 111-151 DOI: <https://doi.org/10.1093/bmb/ldn039>
- Terrier A, Fernandes CS, Guillemin M et al. "Fixed and mobile-bearing total ankle prostheses: Effect on tibial bone strain". *Clin Biomech* 2017. Vol. 48: p. 57-62 DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.07.009>
- Vickerstaff JA, Miles AW, Cunningham JL. "A brief history of total ankle replacement and a review of the current status". *Med Eng Phys* 2007. Vol 29 (10):pp. 1056-1064 DOI: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.11.009>
- Gundapaneni D, Laughlin RT, Goswami T. "Characterization of retrieved total ankle replacement liners" *Eng Fail Anal* 2016 Vol. 70: p. 237-254. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2016.09.005>
- Henricson A, Nilsson JA, Carlsson A. "10-year survival of total ankle arthroplasties: a report on 780 cases from the Swedish Ankle Register". *Acta Orthop*. 2011 Vol 82(6): p. 655-659 DOI: <https://doi.org/10.3109/17453674.2011.636678>
- Gaden MTR, Ollivier BJ. "Periprosthetic aseptic osteolysis in total ankle replacement: Cause and management". *Clin Podiatr Med Surg*. 2013; Vol. 30(2): p.145-155 DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cpm.2012.10.006>
- Rodrigues, DSOS. "Biomechanics of the Total Ankle Arthroplasty: Stress Analysis and Bone Remodeling" [master's thesis] Instituto Superior Técnico. Universidad Técnica de Lisboa. 2013
- Doets HC, van Middelkoop M, Houdijk H et al. "Gait analysis after successful mobile bearing total ankle replacement". *Foot Ankle Int*. 2007 Mar; Vol. 28(3): p. 313-22. DOI: <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.0313>
- Ianuzzi A, Mkandawire C. "Applications of UHMWPE in total ankle replacements" in Kurtz, S.M. ed., *UHMWPE Biomaterials Handbook*, 2nd ed, 2009, San Diego, California: Academic Press Elsevier, p. 153-169.
- Bowden AE, Oneida E, Bergström J. "Computer Modeling and Simulation of UHMWPE". in Kurtz, S.M. ed., *UHMWPE Biomaterials Handbook*, 2nd ed., 2009 San Diego, California: Academic Press Elsevier, p. 519-531
- Sobieraj M, Rimnac C. "Ultra-High Molecular Weight Polyethylene: Mechanics, Morphology, and Clinical Behavior". *J Mech Behav Biomed Mater*, 2009 Vol. 2(5): p. 433-443. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2008.12.006>
- Matweb.com. 2018. MatWeb - The Online Materials Information Resource [online] [Accessed 19/08/ 2018]. Available at: <http://www.matweb.com/search/datasheettext.aspx?matid=0a722163160c4c53b7f40e1efb71c291>
- ASTM. 2002. ASTM Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics (D695-02) ASTM International, West Conshohocken, PA, USA (2004)
- Moreno-Garibaldi P, Beltrán-Fernández JA, Hernández-Gómez LH et al. "Mechanical characterization of new biocompatible composite material focused on maxillofacial applications" *DYNA*, 2017 Vol. 92(4): p. 461-465. DOI: <http://dx.doi.org/10.6036/8100>
- Gaertner EL, Giovani M, Bortoli, M. "Some Aspects for the Simulation of a Non-Linear Problem with Plasticity and Contact". Paper presented on International ANSYS Conference May 2-4, 2006, Pittsburg, PA
- ANSYS Inc. 2015. "ANSYS User's Guide Ansys 15. Educational version". Program documentation. SAS IP, Inc.
- Westlake Plastics.2018. Lennite® Implant Grade. [Accessed 19/08/2018]. <http://www.sdplastics.com/westlake/lennite%20implant%20grade.pdf>
- Park, JB, Kim YK. "Metallic Biomaterials" in Wong, JY, Bronzino, JD., ed. *Biomaterials* 1st ed., 2007, Boca Raton, Florida. CRC Press Taylor & Francis Group p. 6-10
- Matweb.com. 2018. MatWeb - The Online Materials Information Resource" [online] [Accessed 02/09 2018]. Available at: <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MTP641>
- Pruitt LA. "Deformation, yielding, fracture and fatigue behavior of conventional and highly cross-linked ultra-high molecular weight polyethylene". *Biomaterials* 2005 March; Vol. 26(8): p. 905-15. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.03.022>
- Soria, C. (2016) "Tibia bone [CAD Model]" [Accessed 19/08 2018]. Available at <https://grabcad.com/library/tibia-bone-1>
- Rippstein PF Huber M, Coetzee JC et al. "Total ankle replacement with use of a new three-component implant". *J Bone Joint Surg [Am]* 2011; Vol. 93-A: p. 1426-1435. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.03.022>
- Total Ankle Institute. 2018. "INBONE™ Total Ankle System - Total Ankle Institute". [Accessed 20 Aug. 2018]. Available at: <http://www.totalanklinstitute.com/inbone-products/inbone-ankle/>
- Kakkar R, Siddique MS. "Stresses in the ankle joint and total ankle replacement design". *Foot Ankle Surg*, Vol. 17(2): p. 58 - 63. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.fas.2011.02.002>
- Miller MC Smolinski P, Conti S et al. "Stresses in polyethylene liners in a semiconstrained ankle prosthesis". *J Biomech Eng*. 2004 Oct; Vol. 126(5): p. 636-40. DOI: <https://doi.org/10.1115/1.1798011>
- Alonso-Maturana A. inventor. Sistema amortiguador para prótesis de rodilla y cadera. Comercial Maturana. SL ES 2538013B1 Spain. 2014 Dec. 30.
- Kapandji, AI J. *Fisiología Articular*. Tomo 2 Miembro inferior. Torres-Lacombe, M. (traducción) 5ta Edición. Castilla-La Mancha. Editorial Médica Panamericana. 1998. p. 160-177 ISBN: 9788479033743
- McIlff TE, Saltzman C, Brown T. 2001. "Contact pressure and internal stresses in a mobile bearing total ankle replacement". Paper presented at 45th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. San Francisco, CA; 2001 Feb. 25-28.
- Araiko M. "Joint Forces within the Ankle During Level Walking". Paper presented on ANSYS conference Et26th CADFEM User's Meeting 2008. October 22-24, 2008- darmstadt wissenschaft/ kongresse, Darmstadt, Germany.
- Reggiani B, Leardini A, Corazza F et al. "Finite element analysis of a total ankle replacement during the stance phase of gait". *J Biomech*, 2006. Vol. 39(8): p. 1435-1443. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.04.010>
- Maas SA, Ellis BJ, Rawlins DS et al. "Finite element simulation of articular contact mechanics with quadratic tetrahedral elements". *J Biomech* Vol. 49(5):p. 659-667 DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.01.024>
- McInnes K, Oxland T, Younger A. "Micromotion patterns at the bone-implant interface of a mobile-bearing and a semi-constrained total ankle replacement: an in vitro biomechanical study". Paper presented at AOFAS Annual Meeting 2012. San Diego CA Jun 20-23.
- Sopher RS, Amis AA, Calder JD et al. "Total ankle replacement design and positioning after implant-bone micromotion and bone strains". *Med Eng Phys* Vol. 42 (2017): p. 80-90. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.01.022>
- Lundeen GA, Clanton TO, Dunaway LJ et al. "Motion at the Tibial and Polyethylene Component Interface in a Mobile-Bearing Total Ankle Replacement". *Foot Ankle Int* Vol. 37(8): p. 848-854 DOI: <https://doi.org/10.1177/1071100716643308>
- Wan L et al. "In vivo cartilage contact deformation of human ankle joints under full body weight". *J Orthop Res*, Vol. 26(8):pp. 1081-1089. DOI: <https://doi.org/10.1002/jor.20593>
- Vo H, Tuvel B, Nguyen B et al. "Determination of the Neutral Axis in Total Ankle Replacement". *Proceedings of 5th International Conference on Biomedical Engineering in Vietnam. IFMBE Proceedings*, vol 46. Springer, Cham. DOI: https://doi.org/10.1007/978-3-319-11776-8_30
- Sturnick D, Saito G, Deland J et al. "Finite Element Analysis of Tibial Bone-Implant Load Transfer and Bone Strains with a modern Fixed- bearing Total Ankle Replacement". Paper presented at AOFAS Annual Meeting 2018 Boston, MA July 11 - 14. DOI: <https://doi.org/10.1177/2473011418500118>
- Smyth, A Fisher J, Suñer S et al. "Influence of kinematics on the wear of a total ankle replacement". *J Biomech* 53: p. 105-110 DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.001>

AGRADECIMIENTOS

Los autores reconocen la contribución de la División de Ingenierías del Campus Irapuato-Salamanca, Universidad de Guanajuato, por el uso de sus instalaciones.