



Ingeniería y Desarrollo

ISSN: 0122-3461

ISSN: 2145-9371

Fundación Universidad del Norte

LEAN, PAUL; ALVAREZ, CARLOS; NORIEGA, AINSWORTH; NAVARRO, ERIK

Desarrollo y validación del comportamiento mecánico de un implante
discal cervical con forma de "S" de Ti-6Al-4V ELI fabricado mediante SLM

Ingeniería y Desarrollo, vol. 38, núm. 1, 2020, Enero-Junio, pp. 197-211

Fundación Universidad del Norte

DOI: <https://doi.org/10.14482/inde.38.1.620.5>

Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=85270674012>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en [redalyc.org](https://www.redalyc.org)



Sistema de Información Científica Redalyc

Red de Revistas Científicas de América Latina y el Caribe, España y Portugal

Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso
abierto



ARTÍCULO DE INVESTIGACIÓN / RESEARCH ARTICLE

<http://dx.doi.org/10.14482/inde.38.1.620.5>

Desarrollo y validación del comportamiento mecánico de un implante discal cervical con forma de “S” de Ti-6Al-4V ELI fabricado mediante SLM

Development and validation of the mechanical behavior of a cervical disc implant with an “S” shape of Ti-6Al-4V ELI manufactured by SLM

PAUL LEAN*

CARLOS ALVAREZ**

AINSWORTH NORIEGA*

ERIK NAVARRO*

*Departamento de Ingeniería, Sección Ingeniería Mecánica, Área de Materiales, Pontificia Universidad Católica del Perú.

**Instituto del Cerebro y la Columna Vertebral.



Resumen

En el presente estudio se desarrolla y valida el comportamiento mecánico de un implante médico cervical de aleación de titanio tipo Ti-6Al-4V ELI, fabricado mediante *selective laser melting* (SLM). Este es un proceso de gran versatilidad que permite fabricar componentes de formas complejas de manera relativamente rápida. El implante desarrollado es un dispositivo médico que presenta mejoras respecto a los ya existentes. La propuesta de esta investigación es la optimización del diseño geométrico en forma de "S", a través de simulaciones por elementos finitos y retroalimentación del análisis de los resultados de los ensayos realizados. Se realizaron análisis químico, análisis microestructural, ensayos mecánicos y análisis por elementos finitos, para lo cual se tuvo como referencia los lineamientos establecidos en las normas ASTM F136-13 y ASTM 2346-11. Durante el desarrollo de este proyecto se presentaron diversas modificaciones geométricas resultado de la retroalimentación constante entre la simulación del diseño y el comportamiento del implante ante cargas cíclicas. Finalmente, se encontró el diseño óptimo del implante con el que se logran las características que deben garantizar un correcto funcionamiento del implante.

Palabras clave: ASTM F136, ASTM 2346, fatiga en impresión 3d, implante cervical, impresión 3d, simulación por elementos finitos en impresión 3d, Titanio ELI, Ti6AL4V.

Abstract

In the present study the mechanical behavior of a titanium alloy cervical medical implant type Ti-6Al-4V ELI is developed and validated, manufactured by Selective Laser Melting (SLM), which is a highly versatile and a faster process that allows to manufacture components with complex shapes. The medical implant developed in this research presents improvements compared to existing ones. The proposal of this research is the geometric design optimization set up as an "S" shape, by using finite elements analysis and the feedback of the results of mechanical tests. Chemical analyzes, microstructural analyzes, mechanical tests and finite element analysis were carried out, taking as reference the guidelines established in the ASTM F136-13 and ASTM 2346-11 standards.

During the development of this project, several geometric modifications were presented as a result of the constant feedback between the simulation of the design and the behavior of the implant under cyclic loads. Finally, the optimal design of the implant was found and this design achieves the functional requirements of a cervical implant.

Keywords: ASTM F136, ASTM 2346, 3d fatigue behavior, cervical implant, 3d printing, finite element analysis in 3d printing, ELI alloy, Ti6AL4V.

1. INTRODUCCIÓN

Las tecnologías de manufactura aditiva o *3D printing* son técnicas que se utilizan en razón a sus grandes beneficios en la fabricación de componentes. Entre estos se pueden mencionar su rapidez en la fabricación y la gran facilidad para obtener componentes de gran complejidad [1]. Recientemente, la técnica *selective laser melting* (SLM) se utiliza para la fabricación de componentes en aplicaciones biomecánicas, de manera que el material más usado en este propósito es el Ti-6Al-4V ELI. Lo anterior, debido a su buena resistencia a la corrosión, su excelente biocompatibilidad y su bajo peso [2].

La fabricación de implantes médicos por SLM, sin lugar a duda, presenta grandes beneficios. Sin embargo, como consecuencia de la alta velocidad de enfriamiento natural al proceso, el componente presenta una gran concentración de esfuerzos residuales producto de la presencia de martensita α' . En este sentido, es recomendable la aplicación de tratamientos térmicos finales a fin de alcanzar una microestructura laminar $\alpha+\beta$ que maximiza la elongación del componente [3]. La resistencia a la fatiga de un componente está íntimamente vinculada con sus propiedades mecánicas estáticas. Adicionalmente, las imperfecciones, discontinuidades o un mal acabado superficial son factores importantes en la resistencia a la fatiga del componente [4]. Por otra parte, los distintos parámetros usados en la manufactura aditiva, el patrón de depósito de capas y el acabado superficial de los componentes fabricados por *3D printing* son aspectos que se estudian y desarrollan en la actualidad con el fin de lograr que la técnica posea el máximo control de discontinuidades físicas y metalúrgicas, de modo que estas no influyan en el comportamiento estático y dinámico de los componentes [5].

2. METODOLOGÍA

Para el desarrollo del presente estudio se llevaron a cabo ensayos de constitución, ensayos mecánicos y análisis por elementos finitos. Se realizaron ensayos de caracterización y ensayos mecánicos al material base inicial, con el objetivo de comprobar que el metal cumplía con lo establecido en la norma para la caracterización de aleaciones de titanio en aplicaciones médicas F136-13 [6]. Se realizó el ensayo de análisis químico mediante espectrometría de emisión óptica por chispa de acuerdo con la norma ASTM E2994-16 [7]; el ensayo de tracción se llevó a cabo de acuerdo con lo establecido en la norma ASTM E8-16 [8]; el ensayo de doblado se realizó de acuerdo con la norma ASTM E290-14 [9]; y el análisis metalográfico se realizó siguiendo los lineamientos establecidos en las normas ASTM E3-11 [10] y ASTM E407-07 [11].

A fin de determinar la geometría óptima que el implante debería presentar se llevó a cabo mediante elementos finitos. El modelo 3D se obtuvo utilizando el *software* Inventor 2019 del paquete de Autodesk, y para la realización de la optimización de

la geometría por elementos finitos se empleó el *software* ANSYS Inc. Inicialmente, se obtuvo la geometría del primer prototipo. Posterior a su fabricación mediante SLM se les sometió a ensayos mecánicos estáticos (flexión-compresión) y ensayos dinámicos (fatiga), de acuerdo con la norma ASTM F2346-18 [12] “Métodos de prueba estándar para la caracterización estática y dinámica de discos artificiales espinales”.

Se evaluaron los resultados obtenidos en estos primeros ensayos realizados a los prototipos iniciales, luego se procedió a realizar una segunda simulación por elementos finitos con el fin de mejorar la geometría del prototipo, obteniéndose los segundos prototipos a los que se le realizaron ensayos. Finalmente, con los resultados de los ensayos realizados a los segundos prototipos se realizó una optimización no solo de la geometría, sino que, además, se tuvo que mejorar las características del material base incorporando la realización de un tratamiento térmico, con lo que se obtuvo prototipos finales que cumplieron con los requerimientos.

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Caracterización del metal base

Análisis químico

La tabla 1 muestra el resultado del análisis químico realizado al material base, el cual se obtuvo mediante el método SLM. Los valores de porcentaje en peso de los elementos que constituyen la muestra analizada se muestran en la Tabla 1, estos valores se corresponden con los rangos indicados en la norma ASTM F136.

TABLA 1. RESULTADOS DEL ANÁLISIS QUÍMICO DEL MATERIAL BASE

	Ti	V	Al	Cr	Fe	Nb
% en peso	89,75	4,06	6,04	0,02	0,07	0,04

Fuente: elaboración propia.

Ensayo de tracción

La tabla 2 muestra los resultados del ensayo de tracción realizado a tres probetas obtenidas del metal base. Se puede concluir que las probetas cumplen los requerimientos de la norma ASTM F136 en cuanto a su resistencia a la tracción. El valor promedio de ductilidad encontrado en todas las muestras es un 30 % menor a los requerimientos de la norma. Este valor menor de ductilidad encontrado no debería ser un

elemento perjudicial en este caso, debido a que no afecta la resistencia a la tracción, la resistencia a la compresión ni la resistencia a la fatiga. La ductilidad del material también se evalúa en el ensayo de doblado, punto que se analiza a continuación.

TABLA 2. RESULTADOS DEL ENSAYO DE TRACCIÓN

Propiedad	Resistencia a la tracción MPa	Elongación %	Módulo de rigidez GPa
Promedio	1,032	7,0	39

Fuente: elaboración propia.

Ensayo de doblado

El método de ensayo empleado cumple con los lineamientos de la norma ASTM E290, el cual es un requerimiento del estándar para la caracterización de aleaciones de titanio en aplicaciones médicas (ASTM F136). En el ensayo se utilizó una máquina universal de tracción Zwick Roell Z 050 de alta precisión.

Según la norma ASTM F136-13, se indica como criterios de aceptación la ausencia de cualquier tipo de discontinuidad (fisuras) generada en la cara de la probeta sometida a tracción producto de un ángulo de doblado de 105°. Los resultados se muestran en la tabla 3, en la que se aprecia que el metal base cumple con los requisitos establecidos en la norma.

TABLA 3. RESULTADOS CUALITATIVOS DEL ENSAYO DE DOBLADO

Probetas	Ángulo de doblado	Criterio de aceptación
1, 2 y 3	105°	Conforme

Fuente: elaboración propia.

Este ensayo permite evaluar la ductilidad del material base, en este caso se determina que el material tiene la ductilidad suficiente, pues los resultados fueron conformes.

Análisis metalográfico

El estudio microestructural se realizó en la sección transversal o perpendicular a la dirección de deposición de las capas obtenidas del proceso de fabricación. Las muestras se observaron en un microscopio óptico Leica modelo DMI 5000M equipado con una cámara digital. Se aprecia que la microestructura se encuentra dispuesta por capas, y

que el espesor promedio de cada capa es de 30 μm . A elevados aumentos (véase la figura 1), se distingue la fase acicular α' , martensita de titanio, en una matriz de fase β , lo que indica que la aleación Ti-6Al-4V es una aleación de titanio bifásica α y β .

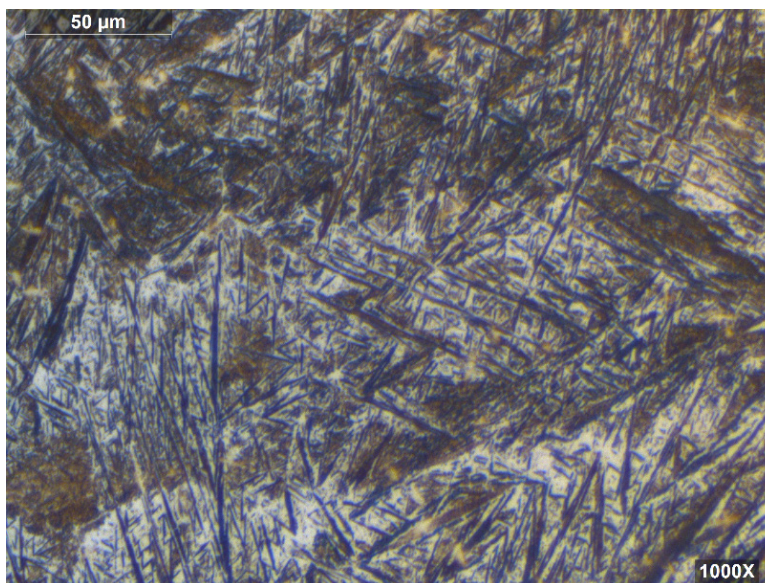
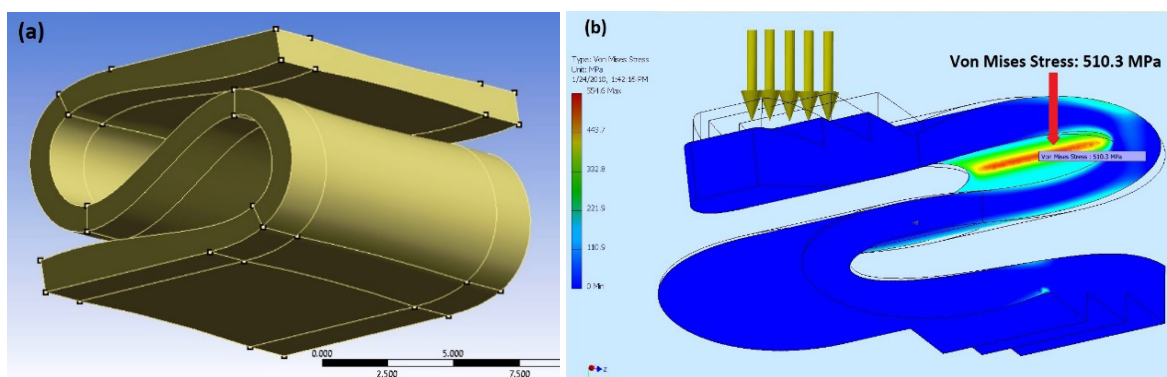


FIGURA 1. FOTOMICROGRAFÍA REALIZADA A 1000 AUMENTOS

Simulación por elementos finitos del prototipo de implante cervical

El inicio del desarrollo del implante se realizó a partir de la patente nacional C.I.P. 8A61F 2/44, tal como se muestra en la figura 2(a), en la que solo se define la forma geométrica, pero no la geometría exacta ni el proceso de manufactura. Era necesario establecer la geometría y el proceso de manufactura adecuado para que el dispositivo patentado alcance las características funcionales que estos requieren en su uso fisiológico; es decir, no se ha validado funcionalmente un producto final que garantice los parámetros adecuados de ángulos de flexión axial, flexión lateral, desplazamiento axial y resistencia a la fatiga en el uso fisiológico del implante desarrollado. Por tanto, se realizaron simulaciones computacionales usando el método de elementos finitos, en el cual, en cada una de las simulaciones, se fue variando los diferentes parámetros geométricos con el propósito de obtener como resultado una forma geométrica, de espesores y radios de curvatura que brinde la mejor combinación entre resistencia y flexibilidad requerida para el servicio de un implante discal cervical. En la presente investigación se define el prototipo de implante en forma de “S” que tiene dos zonas de curvatura aguda orientadas en sentido opuesto, esto es, la primera curvatura está orientada hacia la derecha y la segunda curvatura hacia la izquierda. El prototipo del

implante cervical debe reproducir, lo más cercano posible, los rangos de movimiento naturales para cada desplazamiento entre los diferentes pares de vertebrae de la columna. En Panjabi [13] y Shabnam [14] se encuentra información relevante sobre la rigidez de los discos cervicales de cada desplazamiento, así como los datos de propiedades mecánicas utilizadas como datos de entrada para la simulación del diseño del prototipo. Los resultados numéricos de la simulación realizada (tal como lo muestra la figura 2b) permitieron definir la geometría a partir del cual se fabricaron, mediante SLM, los primeros prototipos.



Fuente: elaboración propia.

FIGURA 2. A) DISEÑO CONCEPTUAL DEL PROTOTIPO DEL IMPLANTE CERVICAL; 2B) PRIMERA OPTIMIZACIÓN DEL IMPLANTE

En el presente trabajo solo se muestran los resultados de los ensayos sobre el material base y los resultados de los ensayos mecánicos realizados a los prototipos. Esto es, principalmente, los ensayos de fatiga que son los que básicamente definen la vida del implante una vez ubicado en la columna vertebral cervical.

Ensayos de evaluación de comportamiento mecánico de los primeros prototipos de implante cervical

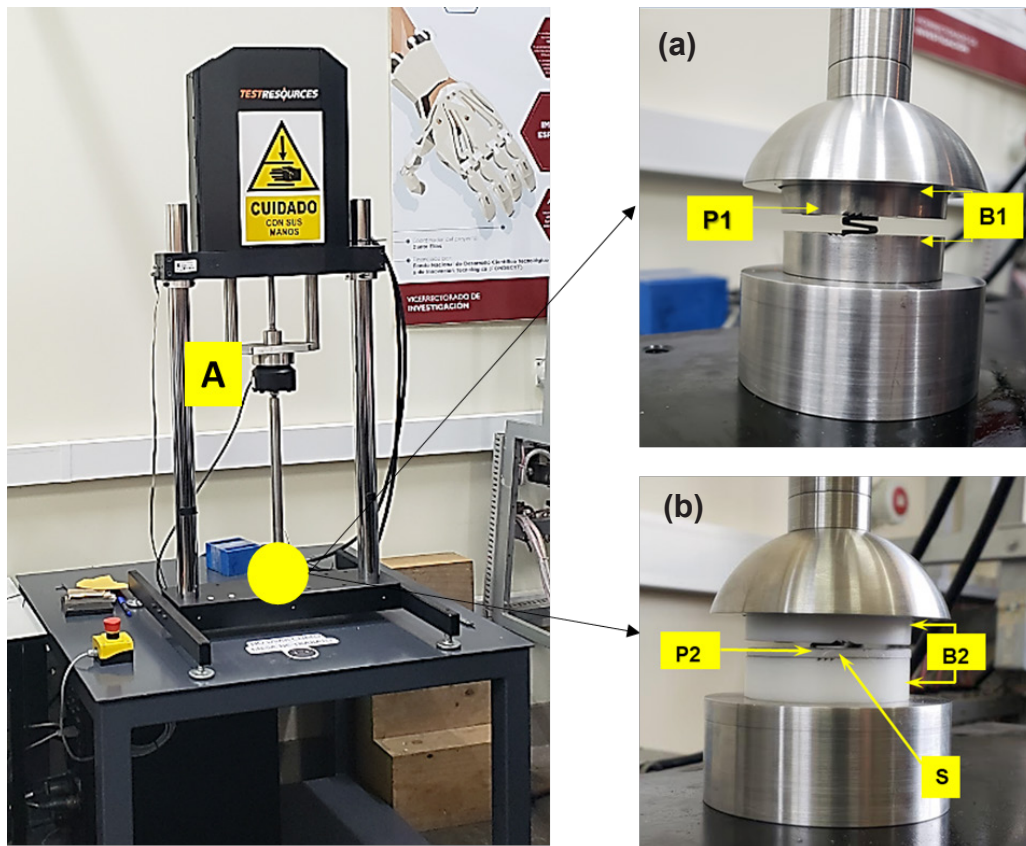
Una vez se obtiene la geometría inicial se procedió a la fabricación de los primeros prototipos del implante médico cervical mediante SLM. Los ensayos de evaluación se realizaron según los lineamientos de la norma ASTM F2346, y se llevaron a cabo en una máquina de tracción universal con la capacidad de simular cargas estáticas de tracción, compresión y cargas cíclicas.

La configuración del equipo utilizado se puede apreciar en la figura 3, en la que se realizaron los siguientes ensayos:

- **Flexión-compresión.** Configuración (como se observa en la figura 3a) utilizando un soporte de acero.
- **Ensayo de fatiga.** Configuración (como se observa en la figura 3b) utilizando un soporte de polietileno.

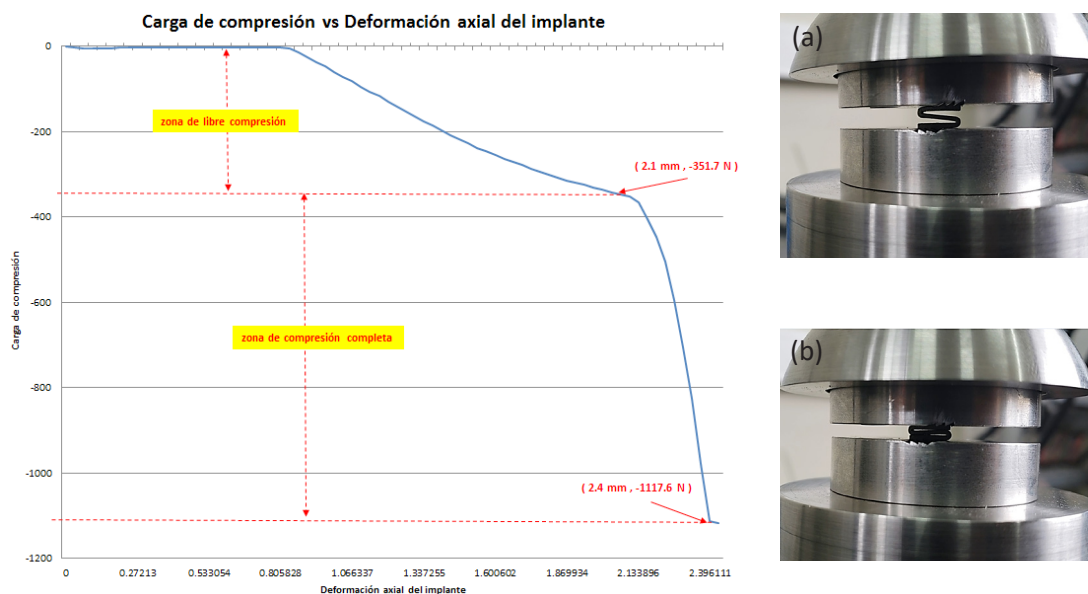
Ensayos de flexión-compresión

Los ensayos permitieron encontrar las zonas de libre compresión y la zona de compresión completa del componente (véase la figura 4). Los resultados de los ensayos se presentan en la tabla 4.



Fuente: elaboración propia.

FIGURA 3. IMPLEMENTACIÓN DEL EQUIPO PARA EL ENSAYO DE FLEXIÓN-COMPRESIÓN Y FATIGA DE LOS PROTOTIPOS. (A) ACTUADOR Y SENSOR DE MÁQUINA UNIVERSAL DE TRACCIÓN, P1: PROTOTIPO DEL IMPLANTE, B1: ACCESORIOS DE SUJECCIÓN Y POSICIONAMIENTO DEL IMPLANTE, P2: PROTOTIPO DEL IMPLANTE, B2: ACCESORIOS DE SUJECCIÓN Y POSICIONAMIENTO DEL IMPLANTE DE MATERIAL POLIMÉRICO, S: RESTRICCIÓN DE DESPLAZAMIENTO POR VIBRACIONES



Fuente: elaboración propia.

FIGURA 4. (A) ZONA DE LIBRE COMPRESIÓN: LAS DEFORMACIONES NO PRESENTAN CONTACTO ENTRE LAS CARAS Y PLANOS DEL IMPLANTE, PERMITEN DEFINIR EL PUNTO DE MÁXIMO ESFUERZO A LA COMPRESIÓN DEL PROTOTIPO, CORRESPONDE AL CRITERIO DE FALLA DEL IMPLANTE SUJETO A FLEXIÓN-COMPRESIÓN; (B) ZONA DE COMPRESIÓN COMPLETA: LAS DEFORMACIONES SE PRODUCEN HABIÉNDOSE PRODUCIDO EL CONTACTO MÍNIMO ENTRE LAS CARAS Y PLANOS DEL IMPLANTE

TABLA 4. RESULTADOS DE ENSAYOS DE FLEXIÓN-COMPRESIÓN DEL PROTOTIPO DEL IMPLANTE

Nº	Tipo de compresión	Deformación absoluta	Carga de compresión
1	Zona de libre compresión	2,1 mm	-351,7 N
	Zona de compresión completa	2,4 mm	-1117,6 N
2	Zona de libre compresión	1,5 mm	-359,7 N
	Zona de compresión completa	2,1 mm	-2990,4 N
3	Zona de libre compresión	2,2 mm	-375,2 N
	Zona de compresión completa	2,6 mm	-2503,4 N

Fuente: elaboración propia.

Los resultados del ensayo permitieron encontrar la máxima carga de compresión que el implante puede soportar antes de que se deforme a un nivel tal que pierda la funcionalidad de los labios de la forma de “S”. Se respetó el mismo procedimiento para los prototipos 2 y 3 de esta investigación.

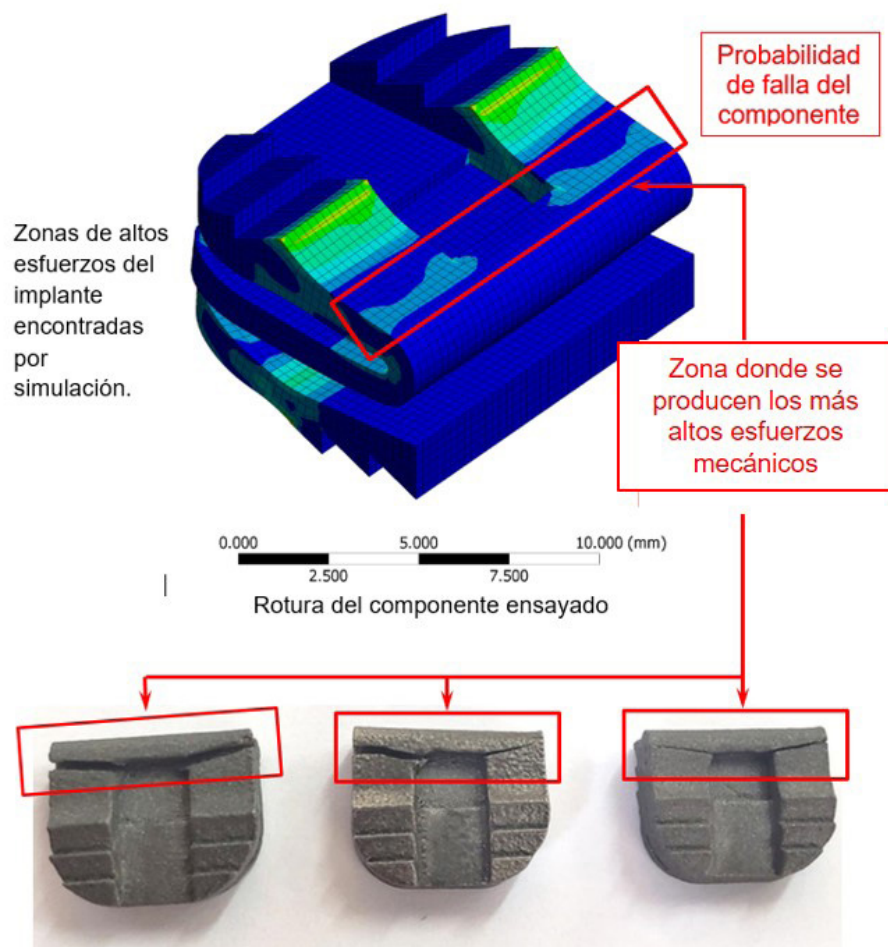
Los resultados muestran que estos primeros prototipos pueden soportar hasta 35 kg, aproximadamente, lo cual cumple las expectativas funcionales del implante.

Ensayos de fatiga

Este ensayo permitió conocer el número de ciclos antes de que el componente falle por deformación o presente fisuras que comprometan su integridad. Los resultados obtenidos, en este primer grupo de prototipos, no fueron alentadores, pues los tres prototipos ensayados alcanzaron alrededor de 150 000 ciclos, muy por debajo de lo establecido por la norma.

La simulación por elementos finitos del prototipo del implante cervical permitió identificar la zona de máximos esfuerzos mecánicos a las que estará sometido el componente, tal como lo muestra la figura 5. Además, se pronosticó un escenario superior de cinco millones de ciclos fatiga del prototipo. Las pruebas realizadas en laboratorio demuestran una clara diferencia en la resistencia a la fatiga del componente simulado y ensayado. Ahora bien, los resultados de la simulación por elementos finitos tienen como punto de partida la conceptualización de un modelo con propiedades mecánicas isotrópicas y sin imperfecciones físicas ni metalúrgicas. En este sentido, es importante recalcar que el método de fabricación que se utilizó para los prototipos del implante cervical es un método innovador flexible a cualquier geometría del componente a fabricar; sin embargo, es altamente proclive a la generación de imperfecciones físicas tales como porosidades o cavidades que afectan significativamente las propiedades mecánicas del prototipo [4], en especial a la fatiga.

Un análisis a la superficie interior del canal que sirve para sujetar el implante con el portaimplante y colocarlo durante la operación en la columna (véase la figura 6) revela la presencia de irregularidades y de una gran cantidad de porosidades en toda la superficie. Los poros, ubicados en el ángulo del canal, incrementan las tensiones a las que está sometido el implante, lo que disminuye de manera dramática la resistencia a la fatiga y corresponde con la zona de fallo.



Fuente: elaboración propia.

FIGURA 5. CORRESPONDENCIA EN LA ZONA DE MÁXIMOS ESFUERZOS MECÁNICOS OBTENIDOS POR SIMULACIÓN Y POR LOS ENSAYOS MECÁNICOS



Fuente: elaboración propia.

FIGURA 6. CONDICIONES DE RECEPCIÓN DE PROTOTIPOS DE IMPLANTES

Ensayos de evaluación de comportamiento a la fatiga de los segundos prototipos

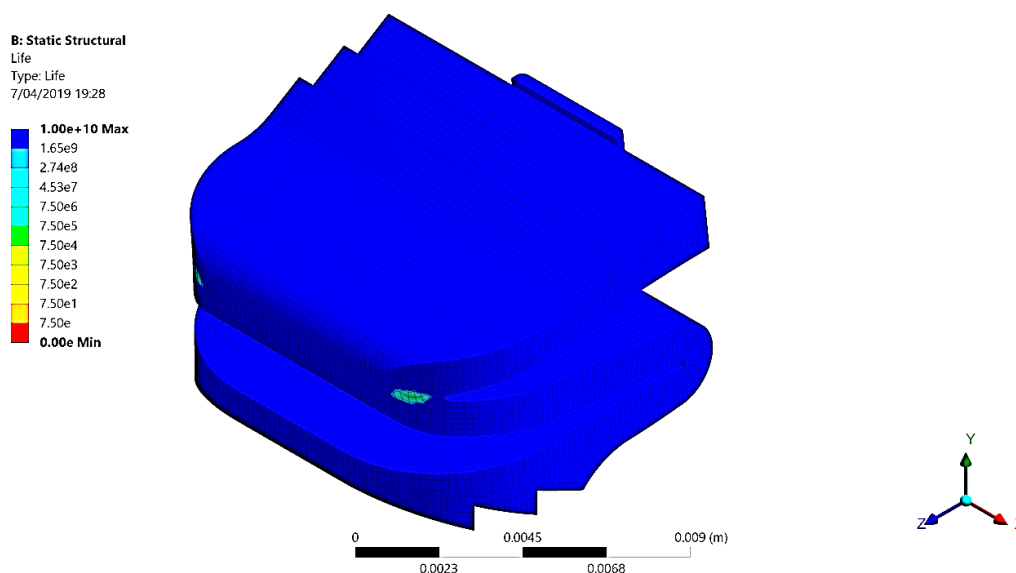
Con los resultados iniciales se procedió a realizar una mejora del diseño en las zonas críticas del implante (análisis de la zona de falla), a través de elementos finitos, a pesar de que la falla estaba relacionada, básicamente, con el proceso de fabricación.

La nueva mejora del diseño del implante se fabricó de nuevo mediante SLM, para lo cual se tuvo especial cuidado en el proceso de fabricación con el objetivo de minimizar la presencia de discontinuidades. Los ensayos mecánicos permitieron comprobar una gran mejoría en términos de resistencia a la fatiga del implante, con lo que se alcanzó alrededor de medio millón de ciclos. Sin embargo, no se lograron los resultados óptimos para la aplicación del implante, pues deberían alcanzar cinco millones de ciclos.

Culminadas las dos primeras iteraciones se concluyó que era mejor eliminar el canal portaimplante, ya que constituye en este caso un alto concentrador de esfuerzos mecánicos que disminuye significativamente la resistencia a la fatiga de este. Además, se facilitaba su fabricación mediante SLM. Estos se reemplazaron por unos apéndices que sobresalen exteriormente en las zonas de curvatura.

Diseño del tercer prototipo por elementos finitos

Se desarrolló un nuevo prototipo en el que no se considera el canal. Este diseño se realizó y analizó mediante elementos finitos, tal como se muestra en la figura 7.



Fuente: elaboración propia.

FIGURA 7. TERCER PROTOTIPO ENSAYADO POR ELEMENTOS FINITOS

El análisis por elementos finitos realizado en este prototipo revela la eliminación completa del anterior concentrador de tensiones, ubicándose la zona de mayor tensión en las zonas de doblado.

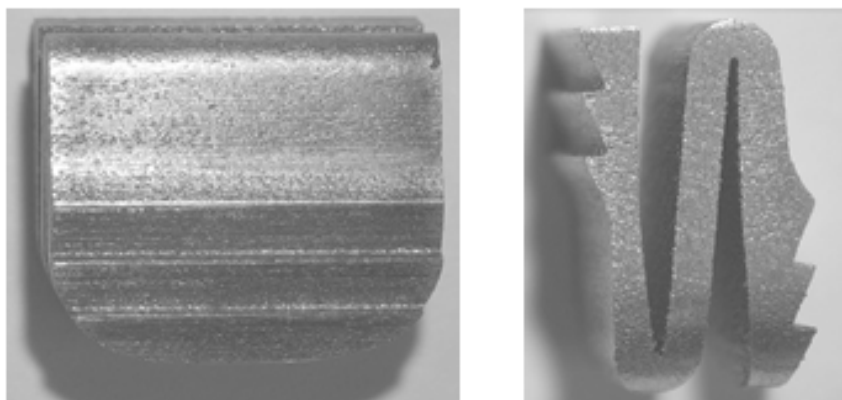
A continuación, se presentan los resultados.

Para una carga en compresión de 20 N a 80 N, el promedio de ciclos a la falla del implante fue de $2,46 \times 10^8$ (doscientos cuarenta y seis millones). Ahora bien, para una carga en compresión de 20 N a 240 N, el promedio de ciclos a la falla fue de $7,42 \times 10^6$ (más de siete millones).

Los resultados muestran que estos prototipos deberían superar los cinco millones de ciclos.

Implantes obtenidos mediante SLM

La figura 8 muestra uno de los prototipos fabricado mediante SLM sin la presencia del canal portaimplante. Una vez fabricados los prototipos mediante impresión 3D fueron sometidos a un tratamiento de prensado isostático en caliente (*hot isostatic pressing* o HIP, por sus siglas en inglés), que emplea alta presión por un gas inerte (usualmente argón) a fin de mejorar las propiedades del material. El tiempo y la presión a elevada temperatura permite que se produzcan deformaciones plásticas, fluencia y difusión al interior del componente, con la consiguiente mejora de las características y propiedades (en especial a la fatiga, a través de la eliminación de defectos). Se debe notar que, en principio, se evitó realizar el tratamiento mediante HIP, debido a que incrementaría los costos de la fabricación; no obstante, debido a los resultados encontrados, se optó por realizar este tratamiento.



Fuente: elaboración propia.

FIGURA 8. VISTA DEL IMPLANTE FABRICADO MEDIANTE SLM SIN RANURA O CANAL

Ensayos de evaluación de comportamiento a la fatiga de los terceros prototipos

Se sometieron tres prototipos al ensayo de fatiga. Los parámetros utilizados para los ensayos fueron:

- Frecuencia de ensayo: 5 Hz.
- Precarga de ensayo: -20 N.
- Carga principal: -120 N.
- Número de ciclos de ensayo: cinco millones de ciclos.

En esta ocasión las tres muestras superaron los cinco millones de ciclos, lo que es un resultado aceptable para la aplicación del prototipo del implante cervical.

4. CONCLUSIONES

La presente investigación permitió encontrar el diseño óptimo del implante médico cervical que cumple con los lineamientos de materiales biocompatibles (ASTM F 136), y, además, alcanza los requerimientos mecánicos de funcionalidad planteados por la norma ASTM 2346.

La fabricación de implantes médicos por tecnologías de manufactura aditiva constituye una gran ventaja debido a su versatilidad, así como a que se pueden obtener componentes de una sola pieza, lo que evita la posibilidad de que se “desarmen durante su operación”.

Asimismo, una mejora en la resistencia a la fatiga se puede alcanzar a través de tratamientos térmicos de gran complejidad como lo es el HIP.

La resistencia a la fatiga de componentes fabricados por manufactura aditiva es altamente sensible a las discontinuidades propias del proceso de fabricación; en tal sentido, las futuras investigaciones y el desarrollo tecnológico del *3D printing* constituirán un significativo avance que permitirá la fabricación de componentes que no necesitarían tratamientos térmicos complejos para alcanzar buenas propiedades mecánicas de componentes sometidos a cargas cíclicas.

Agradecimientos

Los autores queremos agradecer al Programa Nacional de Innovación para la Competitividad y Productividad de la Producción (INNOVATE) por el cofinanciamiento del estudio que ha dado lugar a la presente investigación.

Referencias

- [1] I. Gibson, D. Rosen, & B. Stucker, *Additive manufacturing technologies*. Springer, 2010.
- [2] L. Y. Chen *et al.*, «Anisotropic response of Ti-6Al-4V alloy fabricated by 3D printing selective laser meltin», *Materials Science and Engineering*, vol. 682, pp. 389-395, 2017.
- [3] L. Murr, S. Quiñones, S. Gaytan, & M. I. López, «Microstructure and mechanical behavior of Ti-6Al-4V produced by rapid-layer manufacturing, for biomedical applications», *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 2, n.o 1, pp. 20-32, 2009.
- [4] M.Benedettia, M.Cazzollia, V.Fontanaria, & M.Leonib, «Fatigue limit of Ti6Al4V alloy produced by selective laser sintering», *Procedia Structural Integrity*, vol. 2, pp. 3158-3167, 2016.
- [5] N. W. Hrabe, P. Heinl, B. Flinn, C. Körner, & R. K., «Compression-compression fatigue of selective electron beam melted cellular titanium (Ti-6Al-4V)», *Society for Biomaterials*, vol. 99, n.o 2, p. 313-320, 2011.
- [6] ASTM, «Standard specification for wrought titanium-6aluminum-4vanadium eli (extra low interstitial) alloy for surgical implant applications».
- [7] ASTM, «Standard test method for analysis of titanium and titanium alloys by spark atomic emission spectrometry and glow discharge atomic emission spectrometry (Performance-Based Method)».
- [8] ASTM, «Standard test methods for tension testing of metallic materials».
- [9] ASTM, «Standard test methods for bend testing of material for ductility».
- [10] ASTM, «Standard guide for preparation of metallographic specimens».
- [11] ASTM, «Standard practice for microetching metals and alloys».
- [12] ASTM, «Standard test methods for static and dynamic characterization of spinal artificial discs».
- [13] M. M. Panjabi *et al.*, «Mechanical properties of the human cervical spine», *Spine*, vol. 26, n.o 24, pp. 2692-2700, 2001.
- [14] S. Hosseini, «Fatigue of Ti-6Al-4V», *Intech*, 2012.
- [15] ASTM, «Standard Test Methods for Rockwell Hardness of Metallic Materials».