

## Análisis de esfuerzos mediante el método de elementos finitos de implantes dentales de titanio poroso

Stress analysis of porous titanium dental implants by using the finite element method

Luis Pérez Pozo\*

Fernando Briones Picheira\*\*

Sheila Lascano Farak\*\*\*

Claudio Aguilar Ramírez\*\*\*\*

*Universidad Técnica Federico Santa María (Chile)*

\* Doctor en Ingeniería Mecánica, Universidad Técnica Federico Santa María (Valparaíso-Chile). Investigador asociado al Grupo de Robótica Autónoma e Industrial (GRAI). Profesor auxiliar, Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Técnica Federico Santa María. *luis.perez@usm.cl*

\*\*Ingeniero Civil Mecánico, Universidad Técnica Federico Santa María

\*\*\* Doctor en Ingeniería Mecánica, Universidad del Norte (Colombia). Profesor instructor, Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Técnica Federico Santa María (Santiago, Chile). *sheila.lascano@usm.cl*

\*\*\*\* Doctor en Ciencia e Ingeniería de Materiales, Universidad de Santiago de Chile. Profesor asociado, Departamento de Ingeniería Metalúrgica y de Materiales, Universidad Técnica Federico Santa María. *claudio.aguilar@usm.cl*

**Correspondencia:** Luis Pérez Pozo. Avenida España 1680, Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Técnica Federico Santa María, Valparaíso-Chile. Teléfono: +56 32 2654162.

**Origen subvenciones:** El trabajo de L.P.P. está parcialmente financiado por la agencia chilena CONICYT dentro del proyecto FONDECYT n° 1140583.

El trabajo de C.A.R. está parcialmente financiado por la agencia chilena CONICYT dentro del proyecto FONDECYT n° 1130417.

## Resumen

El titanio y sus aleaciones son los materiales mayormente empleados como sustitutos del tejido óseo en implantes dentales. Sin embargo, éstos presentan una desventaja debido a la marcada diferencia de rigidez del titanio con el tejido óseo, pues producen el fenómeno conocido como apantallamiento de tensiones, una de las principales causas de reabsorción ósea alrededor del implante. Una de las posibles soluciones es la fabricación de implantes de titanio poroso con un balance adecuado de propiedades mecánicas, es decir, rigidez y resistencia mecánica. En este trabajo se presenta un análisis de esfuerzos de un implante dental de titanio poroso empleando el método de elementos finitos. Se generó un modelo para un implante dental de titanio sólido que consiste en unión cementada entre corona e implante sin aditamento y de un solo cuerpo. Al comprobar con la literatura su validez, se emplearon las mismas condiciones de contorno para el implante de titanio poroso con 40%, 50%, 60% y 70% de porosidad. Se investigó la distribución de esfuerzos sobre el conjunto corona-implante y la interfaz implante-hueso en condición de carga estática, así como los valores del módulo de Young para los implantes porosos. Se concluye que la mejor respuesta de cara a esta aplicación se obtiene con el titanio poroso al 40%.

**Palabras clave:** apantallamiento de tensiones, biomaterial, implante, materiales, método de elementos finitos, porosos, titanio.

## Abstract

Titanium and its alloys are the biomaterials most used to substitute the bone tissue in dental implants. Nevertheless, one of its main drawbacks is the Young's modulus mismatch with respect to that one of the bone, which produces the stress shielding phenomenon, promoting the bone resorption around the implant. One alternative to solve that problem has been the fabrication of titanium porous implants with an appropriated balance between mechanical properties, i.e. stiffness and mechanical strength. In this work, a Finite Element Analysis of the stress of a porous titanium implant is presented. A model of dense dental titanium implant was developed consisting in a ceramic crown cemented on titanium implant abutment. The results were compared with the literature to approve their accuracy, and the same boundary conditions were applied to a porous implant with 40%, 50%, 60% and 70% of porosity. The stress distributions on both the crown-implant and the implant-bone interface were investigated under static loading condition. The Young modulus was obtained for the porous implants. The better behavior face to this application was obtained with 40% porous titanium.

**Keywords:** biomaterial, Finite Element Method, Implant, Porous Materials, Stress-shielding, Titanium.

Fecha de recepción: 21 de febrero de 2014  
Fecha de aceptación: 15 de diciembre de 2014

## INTRODUCCIÓN

La función de un implante dental es reemplazar una pieza faltante, para evitar así los problemas a los que conduce su ausencia: reabsorción ósea, dificultad al masticar, problemas de higiene y cambios en la apariencia física, entre otros [1]. El titanio y sus aleaciones son los biomateriales más empleados para implantes dentales debido a su buena biocompatibilidad (tanto *in vitro* como *in vivo*), excelente resistencia a la corrosión y propiedades mecánicas específicas elevadas. Sin embargo, el titanio presenta una importante desventaja que en muchos casos puede comprometer la fiabilidad de los implantes y las prótesis. A pesar de que su módulo elástico es 50% menor que las aleaciones Co-Cr usadas en implantes, la diferencia de rigidez que existe entre el titanio ( $\approx 110$  GPa) y el hueso que pretende sustituir ( $\approx 2-20$  GPa) produce un fenómeno conocido como apantallamiento de tensiones (*stress-shielding*), en el cual el implante, al ser más rígido, no permite la transmisión de las cargas al hueso y merma las propiedades mecánicas de éste, hasta poder llegar a la rotura. Esto a su vez promueve la reabsorción ósea, que no es más que la pérdida de masa ósea en los tejidos aledaños al implante, lo cual resulta en un riesgo potencial que afecta la estabilidad a largo plazo del implante (fundamentalmente en el caso de hueso cortical) [2]-[4]. El éxito o fracaso de un implante está determinado por la forma en la cual se transfieren los esfuerzos desde la interfaz hueso-implante hacia los huesos colindantes [5], [6]. Asimismo, la estructura del hueso es altamente porosa, formada por una capa externa densa (hueso cortical) y una capa interna de hueso esponjoso (hueso trabecular). Sin embargo, en la actualidad los implantes dentales son fabricados en titanio completamente denso, lo cual no representa la estructura altamente jerarquizada de los huesos y mucho menos sus diferentes características y propiedades. Este aspecto genera una incompatibilidad entre las propiedades mecánicas del implante y el hueso huésped.

El desarrollo de implantes metálicos porosos se ha propuesto como una alternativa, la cual ha mostrado dos ventajas significativas: 1) la posibilidad de conseguir valores del módulo elástico similares al del hueso huésped, lo cual reduciría el efecto del apantallamiento de tensiones [7]-[11] y, 2) el desarrollo de una estructura que promueve el crecimiento del hueso al interior del implante y por ende un menor tiempo para la osteointegración o fijación biológica [10], [12], [13]. Sin embargo, pese a los grandes esfuerzos

en investigación, aún no ha sido posible conseguir un adecuado balance de propiedades mecánicas y biofuncionales con miras a futuras aplicaciones en la industria.

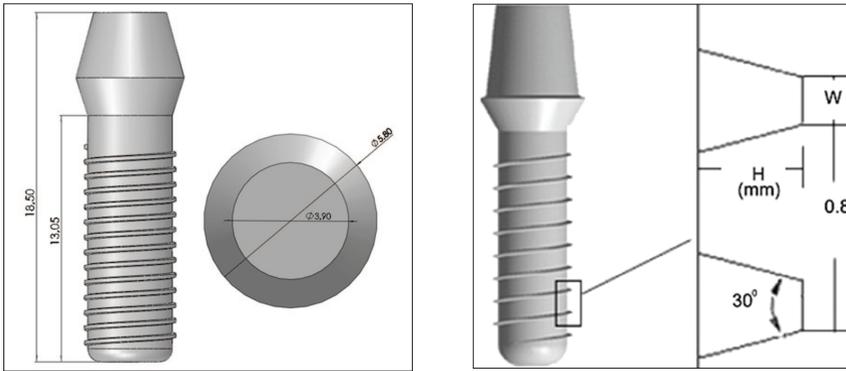
En este estudio se investiga el efecto de la porosidad en la respuesta global de un modelo de un implante dental de titanio que consiste en unión cementada entre corona e implante sin aditamento y de un solo cuerpo, por ser un tipo de implante muy empleado en la industria dental debido a su simplicidad.

Para evaluar el efecto de la porosidad sobre la distribución de esfuerzos en el implante, se ha empleado el método de elementos finitos (MEF), debido a que es uno de los más usados para la evaluación cuantitativa de esfuerzos en problemas estructurales y ha demostrado su aplicabilidad en el análisis de esfuerzos sobre implantes y sus alrededores en problemas de tres dimensiones [14], [15]. El análisis del modelo en 3D se llevó a cabo usando el software Ansys Workbench 14.5. El estudio se realizó bajo carga estática, con el fin de proveer lineamientos que permitan la implementación de modelos y criterios de diseño más fiables y conservativos, basados en la prevención de daño (único admisible en biomateriales), en lugar de enfoques de tolerancia al daño, empleados comúnmente en ingeniería. La finalidad es reducir el fallo por fatiga, otra de las causas fundamentales que limita la vida en servicio de la mayoría de los implantes y prótesis.

## MATERIALES Y MÉTODOS

### Estructura del implante

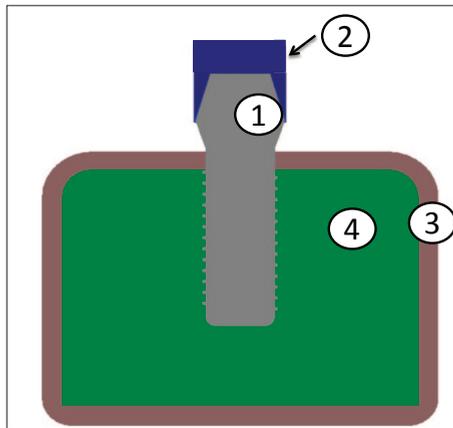
El implante consiste en una sola pieza dental (siendo una sola pieza el pilar y el implante) de 18,5 mm de largo y 3,9 mm de diámetro superior, con unión cementada entre la corona y el implante (figura 1).



**Figura 1.** (a) Estructura del implante dental, vista frontal (izq.), vista superior (der.); (b) detalle del hilo del implante.

### CAD y modelación mediante MEF

El conjunto consiste en un implante dental de una sola pieza, unido a una corona cerámica [16], [17]. La parte cortical es la capa más densa, exterior, más delgada y resistente del hueso mandibular. Las especificaciones para el hueso cortical fueron fijadas generando un manto sobre el hueso trabecular de 1,30 cm de espesor, para evitar cualquier presión interna inicial o separación entre ambas partes del hueso que pudieran afectar los resultados [18], [19]. El hueso trabecular fue modelado como una estructura sólida al interior del hueso cortical (figura 2).



**Figura 2.** Estructura del conjunto. 1: implante, 2: corona; 3: hueso cortical, 4: hueso trabecular.

En este estudio se desarrolló el modelo 3D del conjunto mostrado en la figura 2. Cinco tipos de materiales para implantes fueron evaluados. La tabla 1 resume las propiedades mecánicas de cada componente del conjunto y de cada implante. El implante 1 es de titanio sólido con un elevado módulo elástico. El implante 2 es totalmente poroso, con una porosidad de 40% y un módulo elástico menor. El tercer implante tiene un 50% de porosidad con un reducido módulo elástico, dentro del rango de valores asociados al del hueso cortical. El cuarto y quinto implante son altamente porosos con un 60 y 70% de porosidad respectivamente. El valor del módulo elástico de los implantes porosos fue estimado a partir de la relación empírica dada por Phani y Nigogi [20] y descrita en la ecuación 1. Luego en el modelo se ingresará el valor del módulo de Young para cada caso en el Engineering Data de Ansys y así generar un material nuevo para cada porcentaje de porosidad estudiado.

$$E = E_0 * \left(1 - \frac{p}{p_c}\right)^f \quad \text{para un } p \geq p_c \quad (1)$$

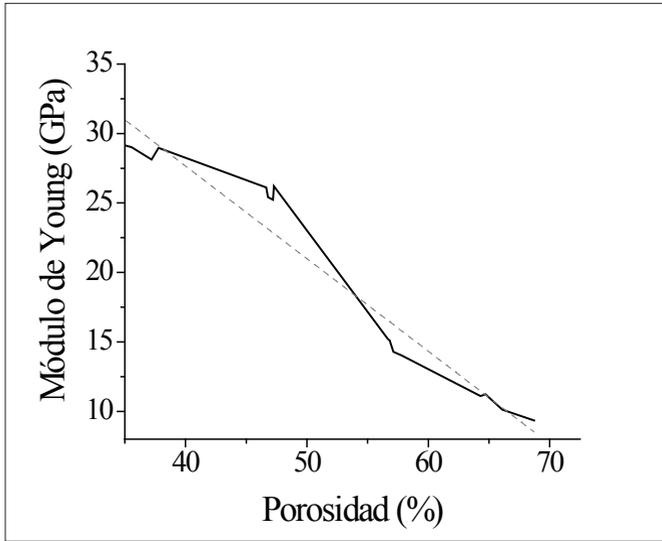
Donde  $E_0$  es el módulo elástico del titanio denso;  $p_c$  y  $f$ , constantes resultantes de la linealización de la curva de los datos empíricos del módulo de Young, son respectivamente la porosidad con la que el módulo de Young es 0 y una constante de ajuste.

**Tabla 1.** Propiedades de cada pieza del conjunto y de los implantes de titanio. Adaptado de [21]

Elemento	Material	Módulo elástico (E) [GPa]	Módulo de Poison ( $\nu$ )
	<b>Corona Porcelana</b>	<b>82,80</b>	<b>0,33</b>
Implante 1	Titanio denso	110,00	0,3
Implante 2	Titanio (40% poroso)	27,65	-
Implante 3	Titanio (50% poroso)	20,99	-
Implante 4	Titanio (60% poroso)	14,32	-
Implante 5	Titanio (70% poroso)	7,66	-
Hueso cortical	Hueso	14,5	0,32
Hueso trabecular	Hueso	1,37	0,3

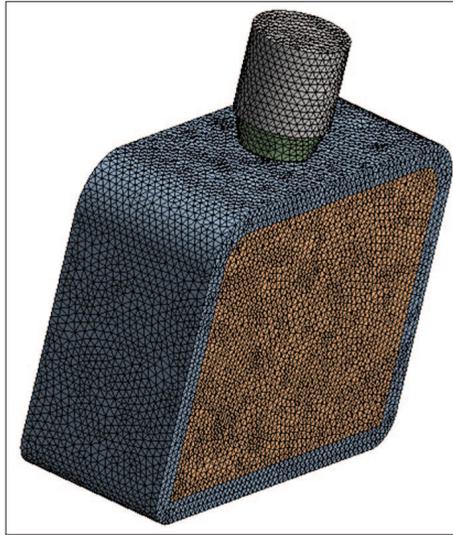
A partir del gráfico de la figura 3 es posible linealizar los valores experimentales y encontrar el  $f$  y  $p_c$  de la relación. Para este caso, el  $f$  tiene el valor de 1 y  $p_c$  tiene un valor de 0,815. Esta expresión ha sido empleada debido a la

posibilidad de encontrar las demás constantes en caso de tener a disposición datos experimentales, no requerir información del poro del material y por ser la expresión que mejor se ajusta a los datos experimentales disponibles para este análisis ( $R_{\text{ajustado}} = 0,94$ ).



**Figura 3.** Valores experimentales del módulo de Young en función de la porosidad. Adaptado de [22].

El modelo 3D del conjunto fue construido usando el software CAD Solid Works. El análisis mediante elementos finitos se llevó a cabo usando Ansys Workbench 14.5. Para el estudio se emplearon elementos tetraédricos en el implante, corona y hueso correspondientes al elemento tipo SOLID45 de la librería de elementos de Ansys, con tres grados de libertad por nodo. Para este modelo se utilizaron las funciones de mallado fino, activando la opción avanzada de curvatura. El modelo de elementos finitos se muestra en la figura 4. La malla resultante del conjunto consta de 244.293 elementos tetraédricos con 369.926 nodos, con tamaño mínimo del elemento  $4,84 \times 10^{-3}$  mm y máximo de 0,972 mm. Para las interacciones entre el implante y el hueso durante la condición de carga, se ha empleado una unión de contacto tipo superficie-superficie de Ansys.



**Figura 4.** Modelo de elementos finitos del implante y el hueso.

### **Cargas y condiciones de contorno**

Para este análisis se consideró un comportamiento isotrópico para todos los componentes del conjunto estudiado [16]. En el implante se ha considerado una osteointegración completa, esto es, que no existe una separación de tejido fibroso entre el hueso y el implante. En el caso del contacto entre el implante y la corona, se toma como supuesto que no hay una separación entre ambos elementos, debido a que la fijación se realiza empleando cementos dentales. Asimismo, se asume una unión sin separación en la conexión entre ambos huesos. En este caso, se impusieron restricciones totales de movimiento en las caras laterales e inferior de los tejidos óseos, y se extendieron estas condiciones de frontera a los nodos correspondientes.

Para evaluar el modelo, el conjunto corona-implante-hueso fue sometido a carga estática. La figura 4(a) muestra el diagrama de cargas a las cuales está sometido el conjunto. Se asume que estas cargas actúan sobre la corona generando tres pares de presiones sobre la superficie de la misma, las cuales son transmitidas al resto del conjunto, como se observa en la figura 5(b). La presión A, generada por las cargas fuerzas lingual ( $F_L$ ) y facial ( $F_F$ ), cuyo valor es de 3 MPa. La presión B ejercida por las fuerzas mesial ( $F_M$ ) y distal

( $F_D$ ), con el mismo valor, y la presión C, con magnitud 10 MPa, resultante de la acción de las fuerzas apical ( $F_A$ ) y oclusal ( $F_O$ ) sobre la superficie A. Para el implante completamente denso, se establecieron tres ensayos en los cuales el modelo es sometido a una de las tres presiones mostradas en la figura 5(b). Una vez probado el modelo, se procedió a evaluar el comportamiento de los implantes porosos. En estos modelos, las condiciones de contorno han variado, pues las presiones A, B y C serán aplicadas simultáneamente sobre la prótesis dental.

Para evaluar la distribución de esfuerzos sobre el implante, así como los valores de los esfuerzos máximos sobre el hueso, se ha empleado el criterio del esfuerzo de Von Mises, teniendo como principales indicadores la distribución de esfuerzos axial en la interfaz implante-hueso y el valor máximo del esfuerzo de Von Mises.

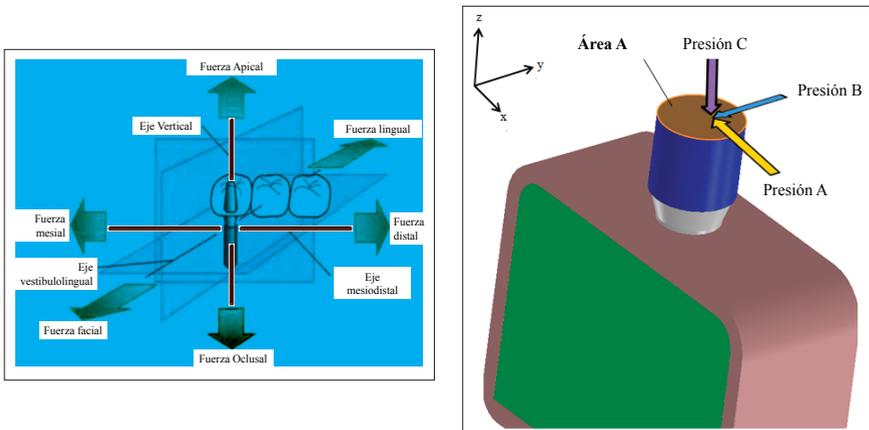


Figura 5. (a) Fuerzas aplicadas sobre el diente [21], (b) presiones aplicadas sobre la corona (área A).

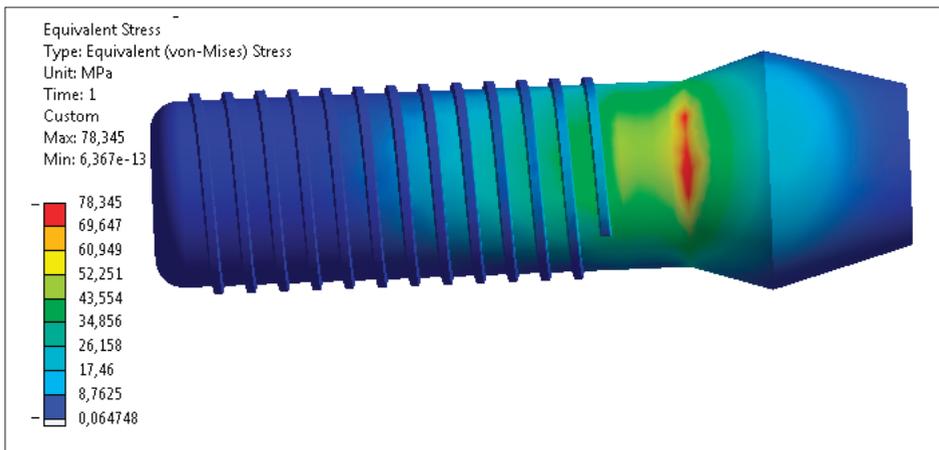
## RESULTADOS

### Distribución de esfuerzos sobre implante denso en condición de carga estática

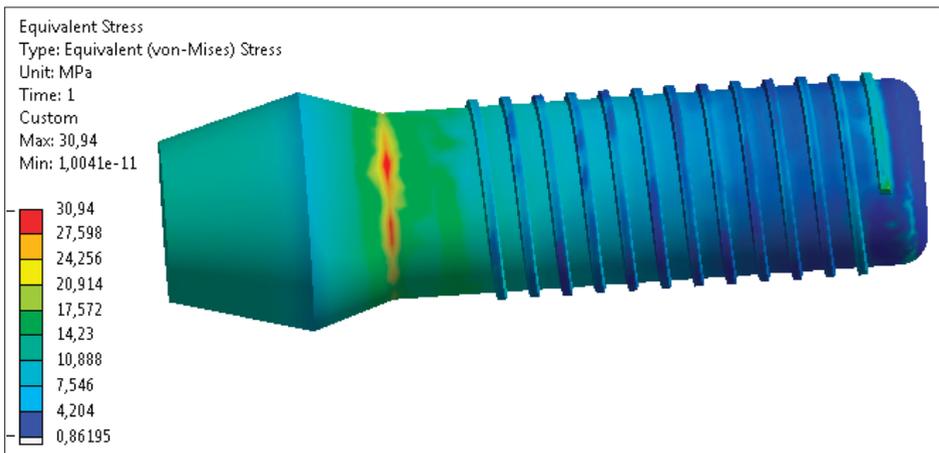
Para lograr obtener una adecuada comparación con la literatura, se deben garantizar las mismas condiciones, por lo que se efectuaron tres ensayos, uno para cada presión (A, B, C) mencionada, separándolas en caso 1, 2 y 3, respectivamente.

### *Distribución de esfuerzos de Von Mises en la interface implante-hueso*

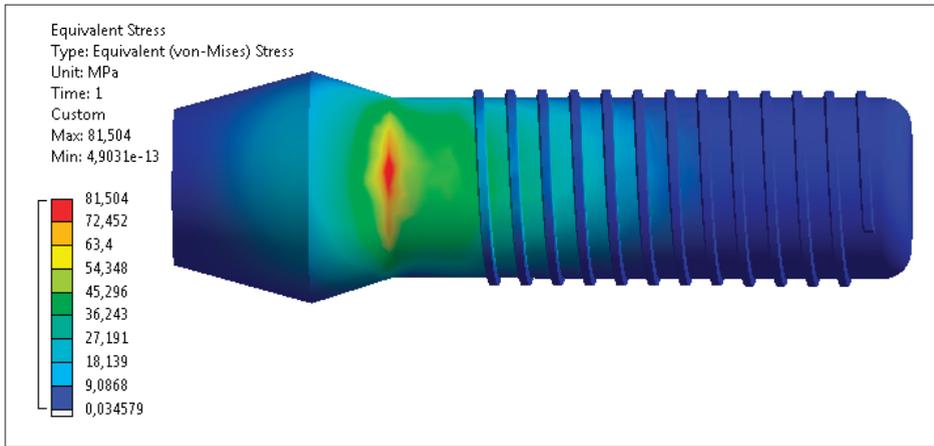
Para este análisis se consideró una distribución de esfuerzos de Von Mises, una variable escalar que define todas las tensiones del conjunto, por lo que crea la mejor representación posible de las tensiones en estudios biomecánicos que incluyan tejidos óseos [21]. En este proceso se muestra un análisis cuantitativo y cualitativo, basado en una escala progresiva de color que va desde el azul al rojo, correspondiente a la escala desde la mínima a la máxima tensión, respectivamente.



a)



b)

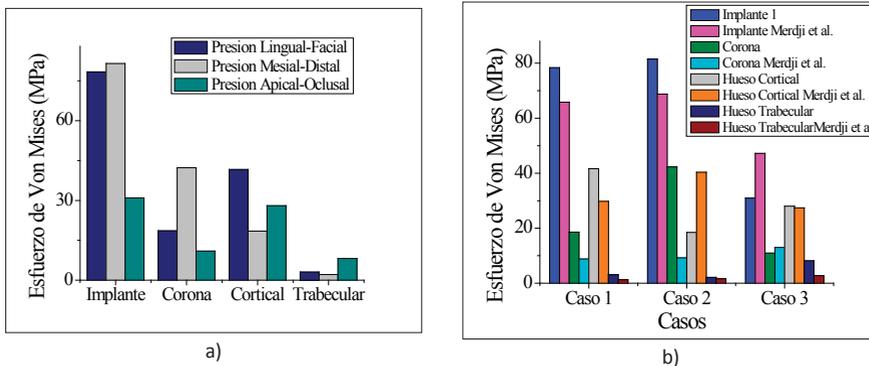


c)

**Figura 6.** Distribución de esfuerzos en el implante: (a) caso 1, Presión A = (FL - FF) = 3 MPa; (b) caso 2, Presión B = (FM - FD) = 3 MPa; (c) caso 3, Presión C = (FA - FO) = 10 MPa.

### Esfuerzo máximo en la interface implante-hueso

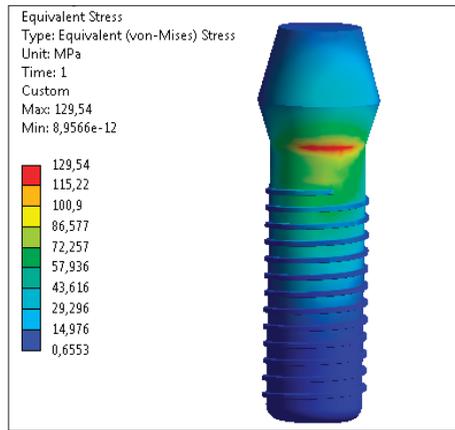
La figura 7(a) muestra el máximo esfuerzo de Von Mises para los diferentes elementos que conforman el conjunto mostrado en la figura 2. Se observa que los esfuerzos son mucho más elevados sobre el implante, como era de esperar, ya que es la estructura de soporte más importante del conjunto. Asimismo, el esfuerzo máximo es más elevado en el caso 2, esto es, cuando el implante está siendo sometido a las cargas mesiales y distales, tal como lo registra la literatura (figura 7b).



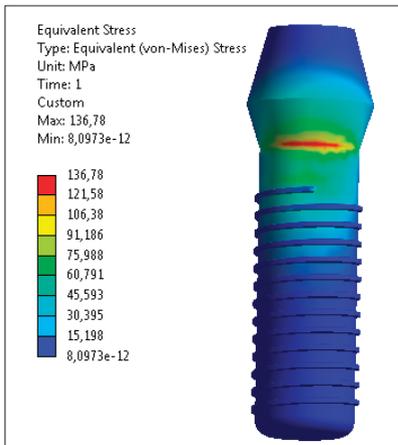
**Figura 7.** Histogramas de comparación del esfuerzo de Von Mises de cada componente bajo diferentes condiciones de carga: (a) resultados obtenidos del FEM; (b) comparación con valores especificados por la literatura [21].

## Distribución de esfuerzos sobre implante poroso en condición de carga estática aplicando presiones simultáneamente

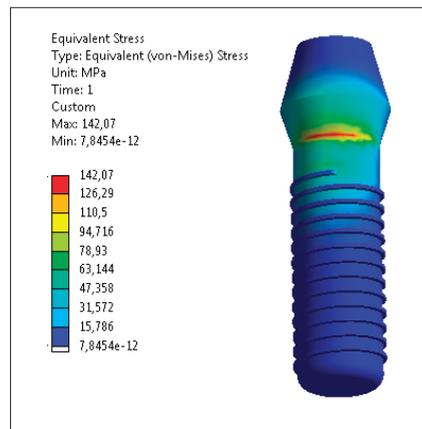
A continuación se muestran los resultados de los análisis FEM sobre los implantes porosos aplicando las tres presiones simultáneamente.



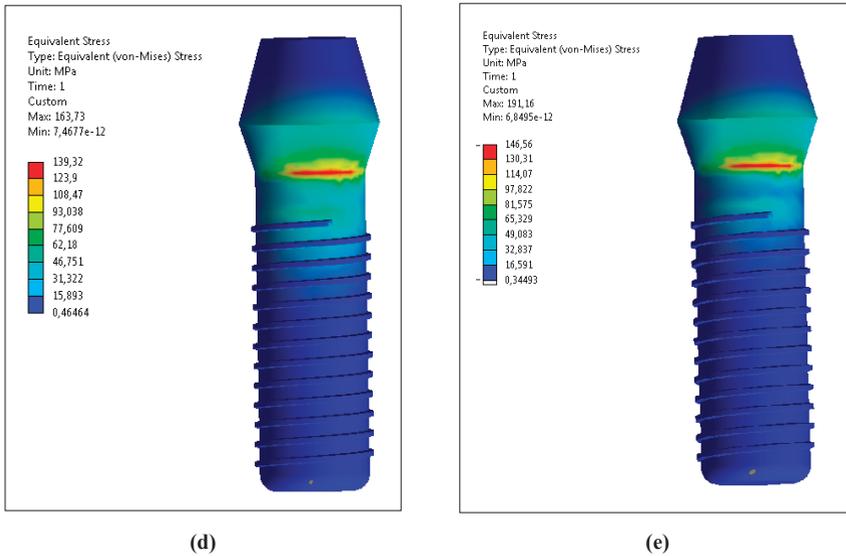
(a)



(b)



(c)



**Figura 8.** Distribución de esfuerzos de Von Mises en el implante: (a) implante denso, (b) implante con 40% porosidad, (c) implante con 50% porosidad, (d) implante con 60% porosidad, (e) implante con 70% porosidad.

#### *Distribución de esfuerzos de Von Mises en la interfaz implante-hueso*

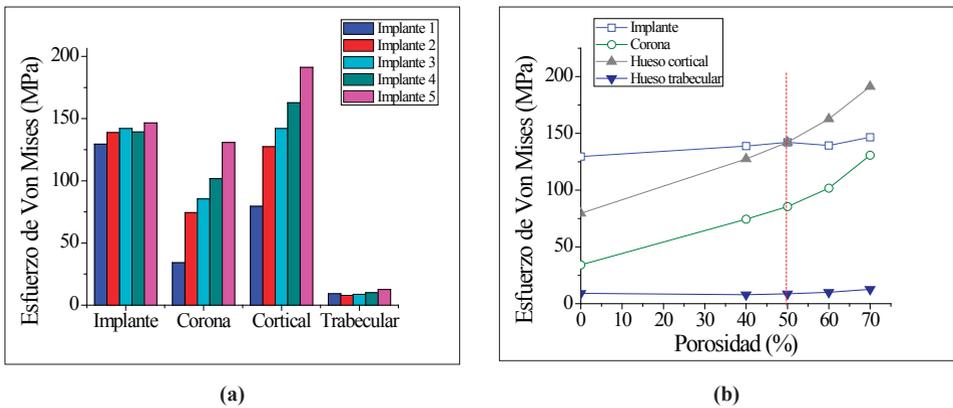
Basados en los resultados previos es posible afirmar que el modelo FEM permite obtener los esfuerzos de Von Mises sobre el implante denso. La figura 8 muestra los resultados de la distribución de esfuerzos de Von Mises sobre los 5 distintos tipos de implantes del estudio, incluyendo el implante 1, aplicando las 3 presiones al mismo tiempo.

#### *Esfuerzo máximo en la interfaz implante-hueso para los cinco tipos de implantes*

La figura 9(a) muestra los valores del esfuerzo de Von Mises para cada uno de los componentes (implante, corona, hueso cortical, hueso trabecular). Como se observa en los casos anteriores, el implante denso absorbe más los esfuerzos y permite que sólo una pequeña parte de ellos pase al hueso cortical. Sin embargo, para los implantes porosos, es notable que el implante sea capaz de soportar la carga y al mismo tiempo esta sea transmitida al hueso cortical, siendo de mayor magnitud a medida que aumenta la porosidad. Esto permite mostrar que el uso de implantes porosos permite la

transferencia de los esfuerzos al hueso, lo cual es positivo, pues reduciría de forma apreciable el efecto del apantallamiento de tensiones y, por ende, la reabsorción ósea.

De igual forma, en la figura 9(b) es posible observar la relación entre el nivel de porosidad y el aumento de esfuerzos en la corona y el hueso cortical. Desde la porosidad de 60%, la máxima sollicitación se hace en el hueso cortical y no en el implante, como generalmente se muestra en la literatura. En el caso del hueso trabecular, existe un aumento relativo similar al de los dos elementos antes mencionados. La tabla 2 resume los resultados.



**Figura 9.** Esfuerzo de Von Mises: (a) histograma de comparación del esfuerzo de Von Mises de cada componente bajo diferentes condiciones de carga, (b) efecto de la porosidad en la distribución de esfuerzos para cada pieza del modelo.

**Tabla 2.** Esfuerzos resultantes de cada elemento del conjunto para cada caso de porosidad

Pieza	Esfuerzos de Von Mises resultantes [MPa]				
	Implante 1	Implante 2	Implante 3	Implante 4	Implante 5
Implante	129,54	138,78	142,07	139,32	146,56
Corona	34,18	74,37	85,46	101,73	130,84
Hueso cortical	79,54	127,43	142,07	162,73	191,16
Hueso trabecular	9,14	7,87	8,7	10,02	12,63

Para el caso de los implantes de titanio poroso, al comparar los esfuerzos resultantes con el límite de fluencia para cada porosidad (tabla 3) [22], se puede decir que el titanio con un 40% de porosidad (implante 2) es el que mejor responde a las cargas aplicadas, ya que el esfuerzo que soporta se encuentra por debajo de su resistencia a la fluencia.

**Tabla 3.** Límite de fluencia de cada parte del conjunto

Pieza		Esfuerzo de fluencia $\sigma_y$ [MPa]
Corona [23]		500
Hueso cortical [24]		100 – 230
Hueso trabecular [24]		2-12
Implante de [22]	TP 40%	186,5
	TP 50%	82,7
	TP 60%	81,2
	TP 70%	31

Al ser todas las personas diferentes, no se puede establecer un valor fijo de límite de fluencia de los tejidos óseos, ya que dependen de la edad y la genética del individuo, por lo que en la tabla 3 se dispuso de un rango para el valor de éste para cada tejido óseo analizado. En el caso de que el esfuerzo resultante de los huesos se encontrara muy cercano al de fluencia de la persona, habría que reconsiderar la geometría del implante. En el caso de este análisis, los esfuerzos con las porosidades de 40%, 50% y 60% están dentro de este rango y dependerán de las condiciones de cada paciente, si es que el implante es adecuado o no.

En el caso de la corona, está compuesta por un material que se fabrica en masa, por lo que sus propiedades mecánicas son conocidas y fijas. El límite de fluencia de la corona supera por mucho a los esfuerzos a los que es sometida, por lo que, sin importar el ensayo escogido para analizarla, responderá bien a las cargas aplicadas.

## CONCLUSIONES

A partir de este trabajo es posible concluir que el modelo propuesto para titanio sólido posee una gran similitud con lo referido en la literatura, tanto en valores de esfuerzo como en su distribución. Por lo tanto, fue posible

desarrollar un modelo de un implante dental de titanio poroso válido usando MEF. Asimismo, se encontró que las simplificaciones propuestas para el modelo fueron efectivas, ya que al compararse los resultados del conjunto con la literatura se llegó como resultado a una mínima diferencia. Al contrastar, los valores del módulo de Young del titanio poroso obtenidos mediante la relación de Phani and Nigogi [20] se aproximan a los propuestos experimentalmente para cada valor de porosidad.

Por otra parte, los resultados de los ensayos para esta geometría específica muestran que la porosidad de 40% posee las mayores ventajas por su buena respuesta a las tensiones a las que son sometidas los implantes dentales.

Finalmente, los resultados obtenidos permiten concluir que el uso de implantes porosos incrementa la transferencia de esfuerzos hacia el hueso y proporcionan una posible solución ante el fenómeno de apantallamiento de tensiones y la reabsorción ósea.

## REFERENCIAS

- [1] C. E. Misch, *Contemporary implant dentistry*. Elsevier Health Sciences, 2007.
- [2] D. M. Robertson *et al.*, "Preliminary observations of bone ingrowth into porous materials," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 10, pp. 335-44, 1976.
- [3] H. U. Cameron *et al.*, "A porous metal system for joint replacement surgery," *Int J Artif Organs*, vol. 1, pp. 104-9, 1978.
- [4] W. C. Head *et al.*, "Titanium as the material of choice for cementless femoral components in total hip arthroplasty," *Clin Orthop Relat Res*, vol. 311, pp. 85-90, 1995.
- [5] H. Van Oosterwyck *et al.*, "The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 9, pp. 407-418, 1998.
- [6] J.-P. Geng *et al.*, "Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 85, pp. 585-598, 2001.
- [7] L. Chen, "Finite Element Analysis of the Stress on the Implant-Bone Interface of Dental Implants with Different Structures," in *Finite Element Analysis - New Trends and Developments*, F. Ebrahimi, Ed., InTech, Chapters published, 2012, p. 398.

- [8] Y. Torres *et al.*, "Conventional Powder Metallurgy Process and Characterization of Porous Titanium for Biomedical Applications," *Metall. Mater. Trans. B*, vol. 42, pp. 891-900, 2011.
- [9] Y. Torres *et al.*, "Processing and characterization of porous titanium for implants by using NaCl as space holder," *J. Mater. Proc. Technol.*, vol. 212, pp. 1061-69, 2012.
- [10] Y. Torres *et al.*, "Processing, Characterization and biological testing of porous titanium obtained by space-holder technique," *J. Mater. Sci.*, vol. 47, pp. 6565-76, 2012.
- [11] Y. Torres *et al.*, "Development of porous titanium for biomedical applications: A comparison between loose sintering and space-holder techniques," *Materials Science and Engineering: C*, vol. 37, pp. 148-155, 2014. Doi: 10.1016/j.msec.2013.11.036
- [12] H. Vaillancourt *et al.*, "Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis," *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 11, 1996.
- [13] R. Pilliar *et al.*, "Dental implant design-effect on bone remodeling," *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 25, pp. 467-483, 1991.
- [14] Y. Sato *et al.*, "The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics," *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 26, pp. 288-291, 1999.
- [15] S. Şahin *et al.*, "The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review," *Journal of Dentistry*, vol. 30, pp. 271-282, 2002. doi:10.1016/S0300-5712(02)00065-9
- [16] E. Kitamura *et al.*, "Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 15, pp. 401-412, 2004.
- [17] E. Anitua and G. Orive, "Finite element analysis of the influence of the offset placement of an implant-supported prosthesis on bone stress distribution," *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, vol. 89, pp. 275-281, 2009. Doi: 10.1002/jbm.b.31213
- [18] J. Ao *et al.*, "Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: A finite element analysis," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 40, pp. 681-686, 2010.
- [19] T. Li *et al.*, "Selection of optimal dental implant diameter and length in type IV bone: a three-dimensional finite element analysis," *International Journal of*

*Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 38, pp. 1077-1083, 2009.

- [20] J. Kováčik, "Correlation between Young's modulus and porosity in porous materials," *Journal of Materials Science Letters*, vol. 18, pp. 1007-1010, 1999.  
Doi: 10.1023/A:1006669914946
- [21] A. Merdji *et al.*, "Stress analysis in dental prosthesis," *Computational Materials Science*, vol. 49, pp. 126-133, 2010.
- [22] S. K. Lascano Farak and J. L. Bris Cabrera, "Obtención y caracterización de TI cp poroso para aplicaciones biomédicas," 2012.
- [23] O. Kayabaşı *et al.*, "Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method," *Advances in Engineering Software*, vol. 37, pp. 649-658, 2006.
- [24] L. Hench and J. Jones, *Biomaterials, Artificial Organs and Tissue Engineering*. Elsevier, 2005.