

CARACTERIZACIÓN Y SIMULACIÓN POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS DE LA ALEACIÓN WIRON® LIGHT FUNDIDA POR INDUCCIÓN ELÉCTRICA APLICABLE AL DISEÑO DE PILARES PARA IMPLANTES DENTALES

L. A. Laguado⁽¹⁾, J. F. Archila⁽²⁾

(1), (2) Escuela de Diseño Industrial, Universidad Industrial de Santander, COLOMBIA, grupo de investigación en robótica y diseño GIROD

E-mail: jalaguav@uis.edu.co

RESUMEN

El propósito de esta investigación es conocer el efecto sobre las propiedades mecánicas, de la aleación de Ni-Cr-Mo Wiron® light después del proceso de fundición por inducción eléctrica y colada centrífuga. Esta aleación es utilizada para elaborar dispositivos dentales de corrección, en el presente trabajo se pretende estudiar su posible utilización en pilares para implantes dentales.

Los pilares dentales son dispositivos protésicos que tienen la función de prolongar el implante dental por encima de los tejidos blandos de la encía. Estos pilares son elaborados en aleaciones de Titanio, lo cual los hace muy costosos, debido a la tecnología requerida para su experimentación y producción, la cual no se encuentra en Colombia. Teniendo en cuenta lo anterior, las aleaciones de Ni-Cr pueden ser una alternativa más accesible económicamente y de excelente calidad para la fabricación de pilares dentales, teniendo en cuenta que el mercado de los implantes dentales es el de mayor crecimiento en el campo de los dispositivos biomédicos a nivel mundial.

La investigación se lleva a cabo en dos partes experimentales: la caracterización del material y la simulación de sus propiedades mecánicas por medio de análisis de elementos finitos. En la primera parte se fabrican las probetas de la aleación Wiron® Light fundidas por inducción eléctrica y colada centrífuga, estas probetas son caracterizadas mecánicamente por medio de ensayos a tracción.

La simulación de las propiedades mecánicas por medio de análisis de elementos finitos se realiza utilizando las propiedades obtenidas en la caracterización mecánica, sobre modelos 3D de pilares dentales. Esta simulación se realiza con el propósito de definir la forma y dimensiones del pilar sometido a carga estática. De igual manera, la metodología utilizada en esta simulación sirve como base para probar diferentes diseños personalizados de pilares, los cuales muestran variantes geométricas y dimensionales.

Tópico 2: Materiales Metálicos

Palabras clave: *Pilares dentales, Aleaciones Ni-Cr, Análisis de elementos finitos.*

1. INTRODUCCIÓN

Los procedimientos de implantología oral para sustituir piezas dentales han tenido una demanda creciente en los últimos años, gracias a los desarrollos ofrecidos por el diseño y la investigación en el área de los Biomateriales. Estas investigaciones están dirigidas a determinar la biocompatibilidad de los materiales y la biomecánica de los dispositivos que componen un sistema de implante dental. Los dispositivos que componen este sistema son: el implante o espigo, el pilar, el tornillo oclusal y la corona. El espigo o implante propiamente dicho, se encuentra dentro del hueso reemplazando la raíz de la pieza dental faltante. El pilar o “Abutment” tiene la función de prolongar el implante por encima de los tejidos blandos y dar lugar a la formación de un cierre perimucoso alrededor del implante. El tornillo oclusal es el elemento que permite la sujeción del pilar al implante. La corona es el dispositivo cerámico que reemplaza la forma exterior de la pieza dental [1,2] (ver figura 1).

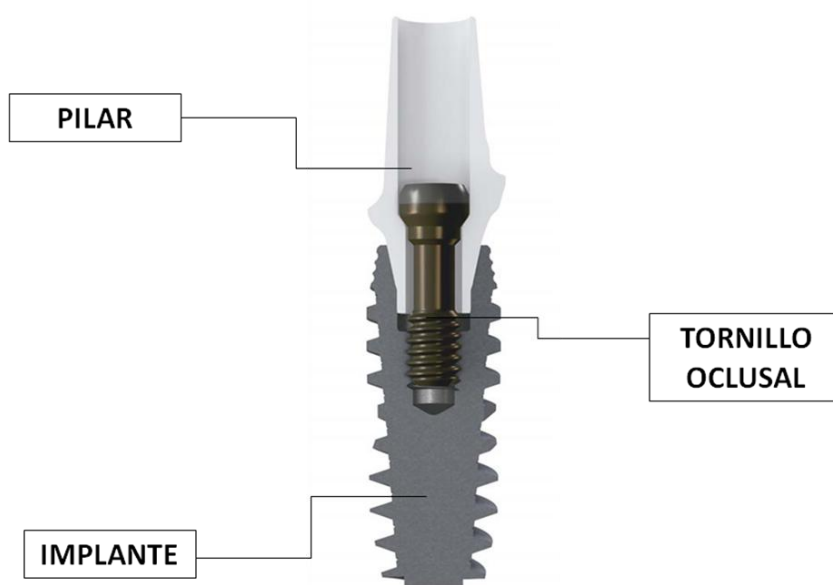


Figura 1. El implante se encuentra dentro del hueso reemplazando la pieza dental faltante. El pilar o “Abutment” prolonga el implante por encima de los tejidos blandos. El tornillo oclusal es el elemento que permite la sujeción del pilar al implante (Tomado de: www.nobelbiocare.com)

Los materiales empleados en este tipo de dispositivos son las aleaciones de Titanio. Esta materia prima es de alto costo debido a la tecnología necesaria para su obtención y procesamiento. El proceso para la obtención de Titanio es el método Kroll, consistente en la reducción del Tetracloruro de Titanio con Magnesio en una atmósfera de Argón para evitar la oxidación. Este método fue desarrollado en 1937 y aún es utilizado en la actualidad para obtener cantidades apreciables de Titanio puro [3].

Además de los materiales, el diseño es un factor de vital importancia en el desarrollo de este tipo de dispositivos, debido a que la diversidad de casos clínicos requiere un diseño personalizado de los pilares, estos diseños deben importarse desde la casa matriz del proveedor, previo envío de las imágenes con las características anatómicas del paciente, esta práctica aumenta ostensiblemente el tiempo y los costos del tratamiento implantológico.

Estos costos se podrían reducir utilizando un material más asequible y procesable con tecnología local, lo cual haría posible el tratamiento a una mayor cantidad de pacientes con edentulismo total o parcial [2]. De esta manera se propone investigar las propiedades de otras aleaciones como el Ni-Cr,

con el propósito de garantizar su utilización en pilares dentales. En el presente trabajo de investigación se utilizará una aleación Ni-Cr-Mo, desarrollada en Alemania por la empresa BEGO, y comercializada bajo el nombre de Wiron® light (Ver tabla 1) [4].

Tabla 1. Propiedades mecánicas de la Aleación Wiron light®

Densidad (g/cm ³)	Módulo E (GPa)	Límite elástico Sy (MPa)	Resistencia tracción Sut (MPa)	alargamiento %	Intervalo de fusión (°C)	Dureza Vickers (HV 10)
8.2	200	470	880	10	1200 - 1280	260

2. PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

2.1 Procesamiento del material

El diseño de la probeta se realiza por medio de modelado 3D en Solid Works 2009, según la norma ASTM E8M-04 para pruebas de tensión en materiales metálicos (ver figura 2) [5]. El proceso de fundición requiere el modelado de las probetas en cera, este modelado se realiza por medio de tecnología CAM (Manufactura Asistida por Computador), este modelo es reproducido varias veces utilizando un molde flexible inyectado en caucho sintético, este proceso es realizado con asesoría del Centro de Desarrollo Productivo de la Joyería¹.

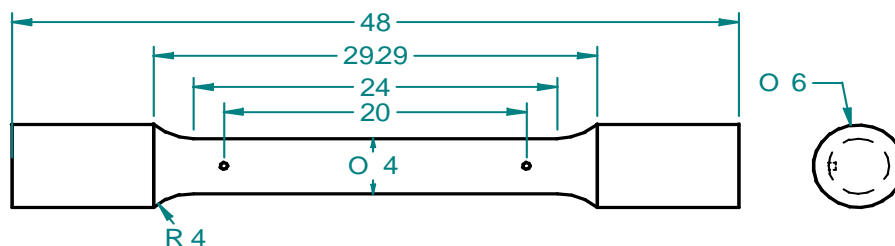


Figura 2 Diseño de las probetas para pruebas de tracción, según la norma ASTM E8M-04, Métrico.

Posteriormente, a los modelos en cera se les realiza un recubrimiento en cerámica dental para obtener el molde de fundición, sometiéndolos a 150°C de temperatura en un horno donde se evapora la cera del modelo y queda el espacio vacío disponible para recibir la fundición. La materia prima es procesada en un equipo de fundición por inducción eléctrica a 1280°C, y paso seguido, en el mismo equipo se moldea la aleación Wiron light® por rotación centrífuga a 450rpm. (Ver Tabla 2 y Figura 3), este proceso se realiza en un equipo de fundición power CAST 1700 EDG, en el laboratorio dental German Amaya². Finalmente las probetas fundidas son sometidas a un proceso de mecanizado con el propósito de rectificar las dimensiones y unificar el diámetro de las probetas.

Tabla 2. Parámetros del proceso de fundición por inducción eléctrica

Aleación	Temperatura	Velocidad	Tiempo	Masa
Ni64.5%, Cr22%, Mo10%	1280°C	450rpm	1:20min	109gr (c/u)

¹ Centro de Desarrollo Productivo de Joyería, www.cdpdejoyeria.com

² Laboratorio Dental German Amaya, www.germanamayadental.com

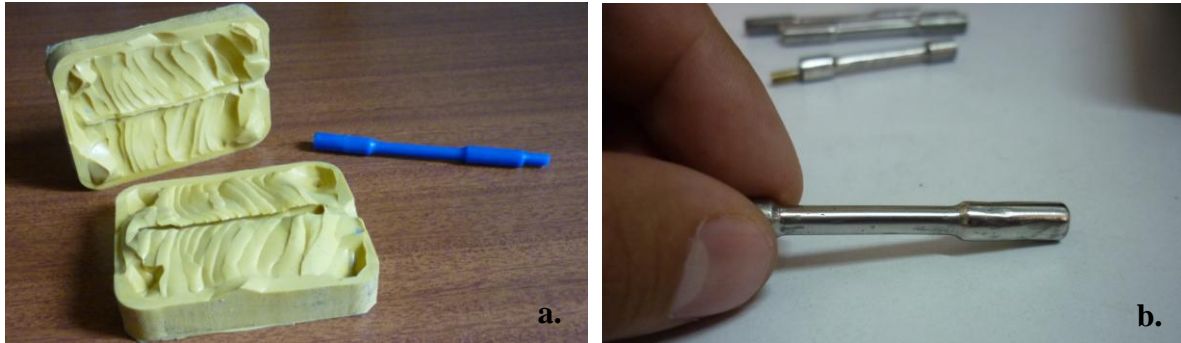


Figura 3. a. Molde flexible en caucho sintético y modelo en cera de la probeta para pruebas de tracción. **b.** Probetas fundidas en Wiron light ® por inducción eléctrica y colada centrífuga.

2.2 Pruebas mecánicas

Las pruebas mecánicas de tracción sobre las probetas fundidas de Wiron light® se realizan con el propósito de determinar las propiedades mecánicas del material después de someterlo a este proceso. Estas pruebas se llevan a cabo en la máquina de ensayos Tinius Olsen H25KS con una celda de carga de 25KN, en el laboratorio de Biomateriales de la Universidad Industrial de Santander. El procedimiento de carga se ejecuta en tres probetas del mismo material, las cuales se someten a carga de tracción creciente, con una velocidad de 1mm/min y se grafica el aumento de la deformación a medida que aumenta la carga, hasta que se produzca la fractura del material (ver figura 4). Según los resultados obtenidos, las tres probetas obtienen valores con una variación que no excede el 10% de diferencia entre ellas, con lo cual se verifica la validez de los resultados, según la norma ASTM E8M-04 [5].



Figura 4. a. Máquina de ensayos Tinius Olsen H25KS. **b.** Fractura del material en el ensayo de tracción.

2.3 Modelo de Simulación

Este procedimiento se realiza con el propósito de validar el modelo de simulación, utilizando los datos de las propiedades mecánicas obtenidas en los ensayos de tracción, y el modelo 3D de la probeta. Utilizando el software Solid Works® Simulation 2009, se configura el modelo con las propiedades del material y se somete a una carga de compresión de 6637N, tomando un promedio de la carga máxima aplicada a las probetas en el ensayo de tracción. De esta manera se obtiene un modelo donde el factor de seguridad es menor a 1, esto quiere decir que la probeta se fractura al

aplicar esa carga. En el modelo de distribución de esfuerzos se puede observar como el punto más crítico de la probeta es a la altura del cuello, cerca a la transición de diámetro en la parte superior, en el mismo punto en donde falla la probeta en el ensayo de tracción (Ver figura 5).

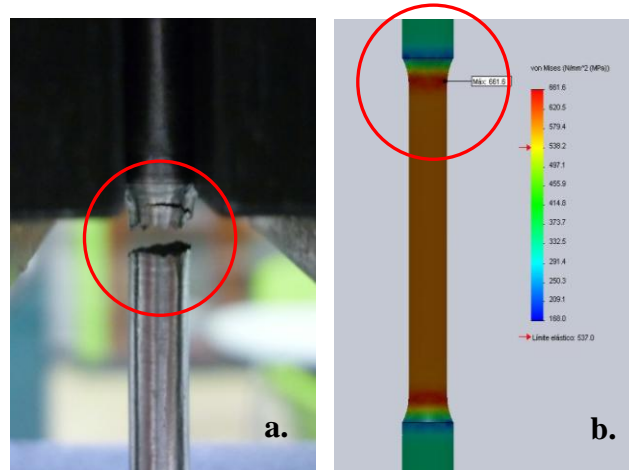


Figura 5. a. Ubicación de la falla en las probetas del ensayo de tracción.
b. Ubicación del punto crítico en el modelo de simulación.

2.4 Modelado y simulación del pilar

Las condiciones de sujeción y estabilidad del implante al tejido óseo se determinan de acuerdo a los niveles de microdeformación de Frost, generados en la interfaz implante – hueso [6]. En el presente trabajo se estudia la resistencia del pilar, asumiendo una adecuada sujeción y estabilidad del implante. El modelado se realiza en Solid Works 2009 licencia académica, el implante es de conexión hexagonal externa, el pilar genérico de 4mm de diámetro y tornillo oclusal de 1.5mm. Este modelo es sometido a una carga de 300N sobre el pilar, según datos de M. Barry y sus colaboradores del instituto de tecnología de Dublín, esta es la fuerza más alta que se ha medido sobre la cavidad bucal, localizada en la región molar [7].

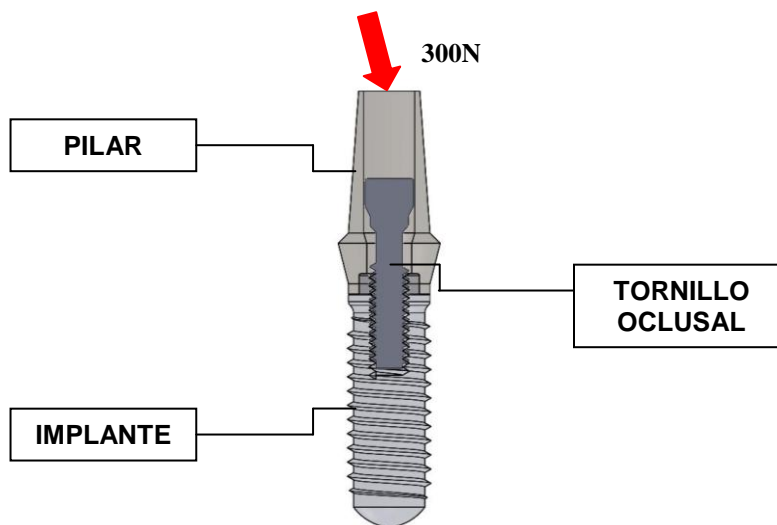


Figura 6: Modelado del sistema de implante dental: Implante, Pilar y Tornillo Oclusal.

Las cargas aplicadas sobre el sistema de implante se ubican a lo largo de los tres ejes principales siguiendo las direcciones: lingual, axial y mesiodistal; simulando una fuerza masticatoria resultante de 300N en dirección oblicua. Calculando los cosenos directores de este vector resultante se obtienen componentes de 59.37N, 290.85N y 43.38N respectivamente sobre cada eje x, y, z [8].

3. RESULTADOS

3.1 Pruebas mecánicas

Los resultados de los ensayos de tracción realizados se obtienen en cada una de las tres probetas analizadas y se obtiene un promedio en cada uno de los parámetros medidos, este promedio es válido si la diferencia entre las tres probetas no supera el 10% del valor, según la norma ASTM E8M-04, en la tabla 3 se observan estos resultados y en la figura 7 el comportamiento de cada una de las probetas según los diagramas Resistencia – deformación unitaria.

Tabla 3. Resultados del ensayo de tracción

Probetas	E (GPa)	Sy (MPa)	F Max (N)	y (mm)	% elong	Sut (MPa)
1	548.9	537	6742.5	2.728	10.9	612.39
2	548.9	537	6352.5	2.3	9.2	576.97
3	538.2	537	6817.5	3.28	9.2	614.18
Promedio	545.33	537	6637.5	2.769	9.76	601.18

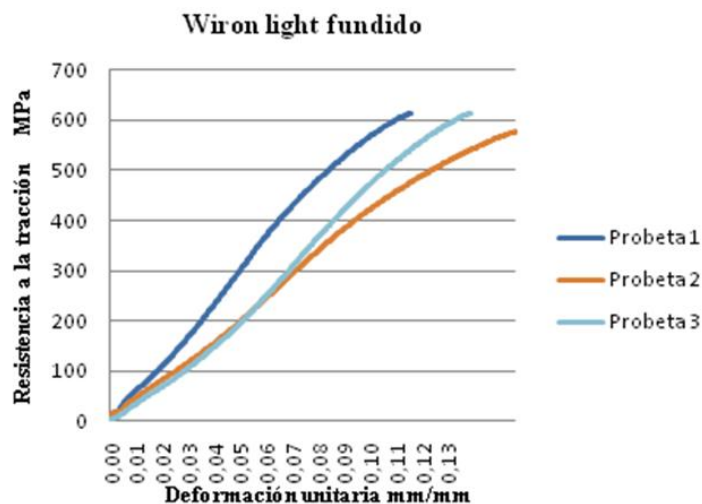


Figura 7: Diagrama de Resistencia del Wiron light, resultados del ensayo mecánico de tracción.

3.2 Simulación del comportamiento mecánico del pilar

Los resultados de las pruebas mecánicas se utilizan para configurar las propiedades del material Wiron light en el software Ansys 8.1, las cargas oclusales se aplican inicialmente sobre el modelo del pilar para obtener los esfuerzos generados sobre la pieza y posteriormente sobre el sistema de implante para observar el comportamiento de los dispositivos en conjunto. Al tornillo oclusal se le asigna el material TI6Al4V y al implante el material Tiadyne®, el cual ya fue analizado en una investigación preliminar sobre la estabilidad de los implantes dentales [6]. La simulación se configura con los parámetros de estos materiales. Los datos obtenidos del comportamiento del pilar y del sistema de implante se muestran en la tabla 4, donde se pueden apreciar esfuerzos más altos en la simulación del pilar, debido a la falta de interacción entre los componentes del sistema.

En la figura 8 se observan los resultados del análisis de esfuerzos equivalentes, los colores cálidos indican los valores más altos y por lo tanto las regiones más críticas sobre las piezas. En la parte inferior la escala gráfica ayuda a comprender el tamaño de cada uno de los modelos.

Tabla 4. Resultados de la simulación

Pieza	Máximo Esfuerzo equivalente σ (MPa)	Máximo esfuerzo cortante τ (MPa)	Deformación unitaria δ (m/m)	Deformación total (m)	Factor de seguridad mínimo
Pilar	274.3	152.54	1.3716e-003	7.01e-006	3.39
Sistema completo	249.6	142.24	3.5154e-003	0.383e-006	3.98

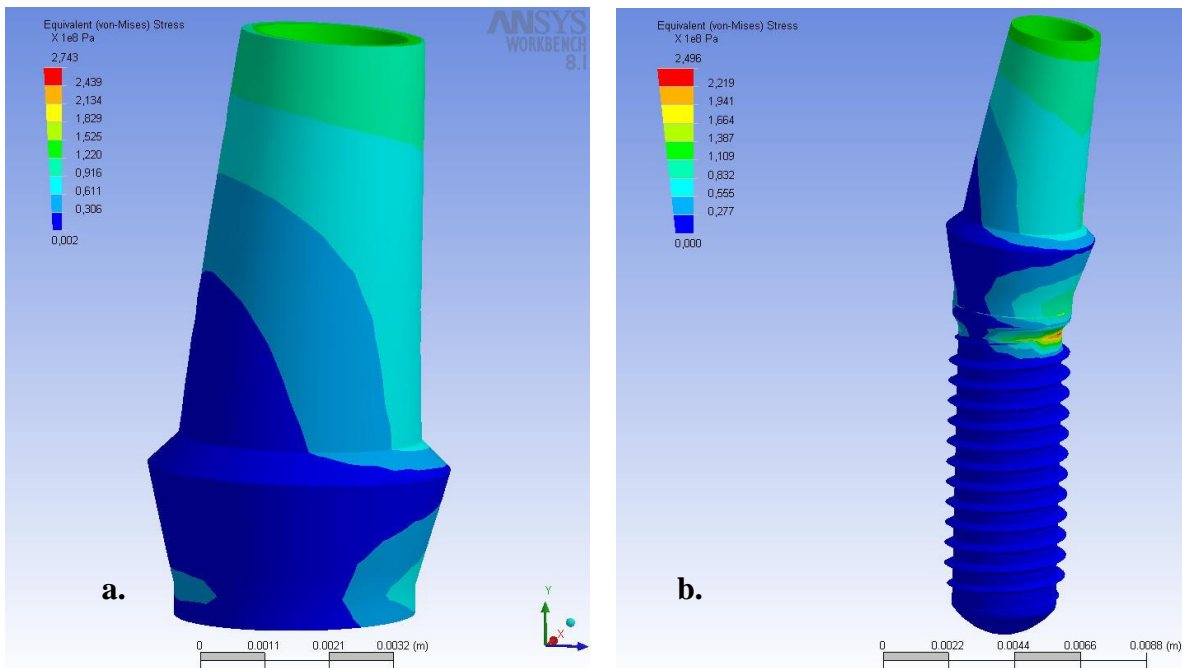


Figura 8: a. Resultados del análisis de Esfuerzos equivalentes sobre el pilar.
b. Resultados del análisis de esfuerzos equivalentes sobre el sistema de implante.

4. CONCLUSIONES

Las probetas de Wiron light después del proceso de fundición por inducción eléctrica indican una disminución de la resistencia última del material y un aumento de la resistencia a la fluencia (S_y) así como del módulo de elasticidad, como se puede observar en la tabla 1 y la tabla 3. Esto indica que el proceso de fundición contribuye a disminuir la resistencia y la ductilidad del material, y le confiere un comportamiento notablemente frágil, comparado con la materia prima original.

El análisis de elementos finitos del pilar determina un esfuerzo máximo de 274 MPa, valor que se encuentra dentro del límite elástico, por lo tanto se determina que el dispositivo no falla con estas condiciones de carga, obteniendo un factor de seguridad de 3.39 [9]. Teniendo en cuenta que la carga aplicada corresponde a cargas oclusales en la región molar, estos dispositivos pueden tener un

diámetro mayor al modelo estudiado, dependiendo de la antropometría bucal del paciente, lo cual indica que en condiciones normales de funcionamiento el factor de seguridad se puede incrementar.

REFERENCIAS

1. Mish Carl E. Implantología contemporánea. Centro de implantología oral. Pittsburgh University, Pensilvania, 2007.
2. Mish Carl E. Implantología contemporánea Tercera edición. Elsevier España, 2009. ISBN 8480863846, 9788480863841.
3. Rodríguez Rius, Daniel. Obtención de capas de nitruro de titanio mediante tratamiento termoquímico en titanio y Ti6Al4V y caracterización de sus propiedades para aplicaciones biomédicas. Tesis doctoral ciencia de los materiales e ingeniería metalúrgica, Universidad Politécnica de Catalunya, Barcelona, 2000.
4. BEGO, Aleaciones no nobles para metalo-cerámicas. BEGO Bremen Goldschlagerei, Technologiepark Universität, 2007.
5. ASTM E8M-04, Standard test methods for tensión testing of metallic materials, metric, ASTM International 2004.
6. López Clara Isabel, Laguado Luis Alberto, Forero Luis Emilio. Evaluación mecánica sobre el efecto de cargas oclusales en la conexión interfaz ósea, comparando 4 diseños de implantes para carga inmediata en aleaciones Ti6Al4V y TiNbZr (Tiadyne®) por análisis de elementos finitos. Suplemento de la Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales 2009, S1 (1): 47-54. On-line Jul 20/2009. Disponible en: www.polimeros.labb.usb.ve/RLMM/home.html
7. M. Barry, D. Kennedy, K. Keating, Z. Schauerperl, "Design of dynamic test equipment for the testing of dental implants"; Dublin Institute of Technology, Bolton Street, Dublin 1, Ireland, Available online 17 September 2004, Materials and Design 26 (2005) 209–216, 2004 Elsevier Ltd. All rights reserved.
8. Oguz Kayabasi, Emir Yuzbasoglu, Fehmi Erzincanli, "Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method"; Advances in Engineering Software 37 (2006) 649–658, Elsevier Ltd. All rights reserved.
9. Budynas Richard G, Nisbett J. Keith. Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley. Octava Edición, Mc Graw Hill, México, 2008.
10. Alkan Ibrahim, Sergötz Atilla, Büllent Ekici. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. The journal of prosthetic dentistry 2004; 91: 319-325. Editorial council of the journal of prosthetic dentistry 2004.
11. Otero M. Jaime, Otero I. Jaime. Mercado de implantes dentales en Iberoamérica. Editorial Revista virtual Odontología ejercicio profesional. Vol 6 No 60. Abril 2005.
12. Arismendi J. A. Giraldo Diego Hernán, Loaiza Amparo. Evaluación mecánica de la conexión externa e interna en implantes de Titanio. Universidad de Antioquia 2008.
13. Ashby M. F. Shercliff H. Cebon D. Materials Engineering, Science, Processing and Design. Butterworth-Heinemann, Oxford, UK, 2007.
14. Zienkiewicz O. C. Taylor R. L. The finite element method. Fifth edition, Volume 1: The basis. Butterworth Heinemann, Oxford 2000.
15. Askeland Donald R, Phulé Pradeep P. Ciencia e ingeniería de los materiales, cuarta edición. Thomson, México, 2004.