



Revista de Ingeniería

ISSN: 0121-4993

reingeri@uniandes.edu.co

Universidad de Los Andes

Colombia

Laguado Villamizar, Luis Alberto; Archila Díaz, John Faber
Análisis del comportamiento mecánico de una aleación Ni-Cr-Mo para pilares dentales
Revista de Ingeniería, núm. 36, enero-junio, 2012, pp. 32-37
Universidad de Los Andes
Bogotá, Colombia

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=121025826005>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica
Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal
Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

Análisis del comportamiento mecánico de una aleación Ni-Cr-Mo para pilares dentales

Analysis of Mechanical Behavior of Ni-Cr-Mo Alloy for Dental Abutments

Luis Alberto Laguado Villamizar ^{(1)*}, John Faber Archila Díaz ^{(2)*}

⁽¹⁾ Magíster en Ingeniería de Materiales, Universidad Industrial de Santander, lalaguav@uis.edu.co

⁽²⁾ PhD. Ingeniería Mecánica, Universidad de Sao Paulo, jfarchid@uis.edu.co

^(*) Escuela de Diseño Industrial, Grupo de investigación en robótica y diseño GIROD, Universidad Industrial de Santander, Colombia,

Recibido 12 de octubre de 2011, modificado 30 de octubre de 2012, aprobado 3 de noviembre de 2012

Palabras claves

Pilares dentales, aleaciones Ni-Cr-Mo, análisis de elementos finitos.

Resumen

El presente estudio caracteriza una aleación aplicable al diseño de pilares para implantes dentales. Se propone un material biocompatible y de alta resistencia mecánica como alternativa a las aleaciones de Titanio, disminuyendo los costos de materia prima y procesamiento. Se realizan pruebas mecánicas de tracción y de compresión a la aleación de Ni-Cr-Mo, posteriormente se realiza modelado 3D y simulación de sus propiedades mecánicas por medio de análisis de elementos finitos. Como resultado se obtiene que el material disminuye su resistencia mecánica después del proceso de fundición empleado. El modelo de simulación es válido para análisis de resistencia en pilares dentales.

Key words

Dental implant abutments, Ni-Cr- Mo alloys, finite element analysis.

Abstract

This study presents the characterization of a dental implant alloy for abutments. It proposes a biocompatible material and high mechanical resistance as an alternative to Titanium alloys, lowering costs of raw materials and processing. Mechanical testing of the Ni-Cr-Mo alloy and subsequently perform simulations of its mechanical properties by means of finite element analysis. As a result is obtained that the material reduces its mechanical strength after the casting for electric induction molding process. The simulation model is valid to make analysis of resistance to this type of dental devices.

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 (ver figura 1). 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

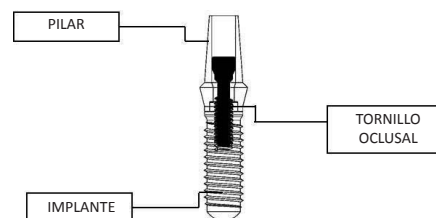


Figura 1: Modelado del sistema de implante dental: Implante, pilar y tornillo oclusal.

pilar al implante. La corona es el dispositivo cerámico que reemplaza la forma exterior de la pieza dental [1].

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 que consiste 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 [2].

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 al envío de las imágenes con las características anatómicas del paciente. Esta práctica aumenta ostensiblemente el tiempo y los costos del tratamiento implantológico [3].

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. 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 caso del implante (interfaz hueso implante), será desarrollado otro proyecto de investigación utilizando las aleaciones Ti6Al4V y Tiadyne®. En el presente trabajo de investigación se utilizará una aleación Ni-Cr-Mo, desarrollada en Alemania, suministrada por la empresa BEGO, y comercializada bajo el nombre de Wiron light® (ver tabla 1) [4].

PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

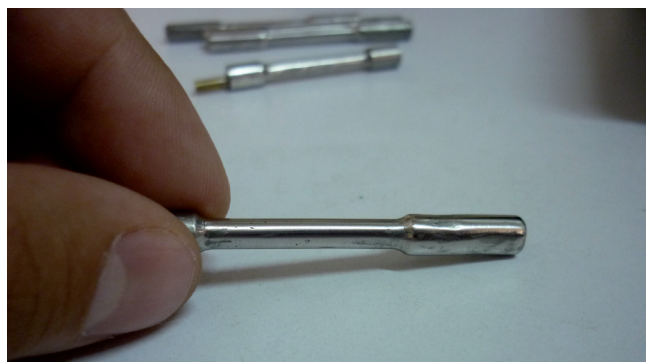
PROCESAMIENTO DEL MATERIAL

El diseño de las probetas se realiza por medio de modelado 3D en Solid Works 2010, según la norma ASTM E8M-04 para pruebas de tensión en materiales metálicos y según la norma ASTM E9-89a para pruebas de compresión en materiales metálicos. 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.



a)



b)

Figura 2. a. Molde flexible en caucho sintético y modelo en cera de la probeta para pruebas de tensión. b. Probetas fundidas en Wiron light® por inducción eléctrica y colada centrífuga.

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

Fuente: Tomado de BEGO, Aleaciones no nobles para metalo-cerámicas. BEGO Bremen Goldschlagerei, Technologiepark Universität, 2007. [4]

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

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 2), 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.

PRUEBAS MECÁNICAS

Las probetas fundidas de Wiron light® se someten a pruebas de tensión con el propósito de determinar las propiedades mecánicas del material después del proceso de fabricación. Este análisis se complementa a través de pruebas de compresión, con el propósito de determinar el comportamiento del material ante cargas oclusales, las cuales generan esfuerzos sobre la estructura protésica [1].

Las pruebas de tensión se llevan a cabo en el laboratorio de Biomateriales de la Universidad Industrial de Santander utilizando la máquina de ensayos Tinius Olsen H25KS con una celda de carga de 25KN. Por su parte, las pruebas de compresión se realizan en el laboratorio de Materiales de la Universidad Santo Tomás sede Bucaramanga, en la máquina de ensayos Shimadzu G-250-I, con una celda de carga de 100KN. Tanto en las pruebas de tensión, como en las de compresión, se utilizan tres probetas fundidas por inducción eléctrica y colada centrífuga. Las propiedades se determinan realizando un promedio entre los resultados de las tres probetas: esfuerzo último, esfuerzo de fluencia y módulo de elasticidad en las dos pruebas.

MODELO DE SIMULACIÓN

Antes de realizar la simulación con el diseño de los pilares dentales, se valida el modelo en el software ANSYS® versión 12, a través de los entornos: Workbench y Mechanical Model. Utilizando los datos de las propiedades mecánicas obtenidas en los ensayos de tensión y compresión se configuran los modelos. En el modelo de tensión se selecciona la superficie de restricción de movimiento en el cilindro inferior, simulando la mordaza fija de la máquina de ensayos. Sobre el cilindro superior del modelo se aplica una carga de 6637N, como resultado del promedio de la carga máxima aplicada en los ensayos, simulando la carga de tensión ejecutada por la máquina (ver figura 3. a).

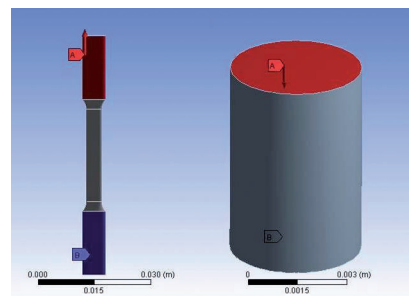


Figura 3. a. Modelo de tensión A: Carga aplicada, B: Superficie de soporte fijo. b. Modelo de compresión A: Carga aplicada, B: Superficie de soporte fijo.

En el modelo de compresión se aplica una fuerza de 7356N en la cara superior del cilindro y se selecciona la cara inferior como restricción de movimiento. Esta fuerza corresponde al promedio de la carga máxima aplicada al material en las pruebas de compresión (ver figura 3. b). En los dos modelos, se configura la simulación con la teoría de falla de la energía de distorsión para materiales dúctiles, seleccionando los análisis de esfuerzo equivalente o de Von mises, deformación total, deformación unitaria y factor de seguridad.

MODELADO Y SIMULACIÓN DEL PILAR

En el presente trabajo se estudia la resistencia del pilar, asumiendo una adecuada sujeción y estabilidad del implante —el análisis de la interfaz hueso implante se estudió en un trabajo previo— de acuerdo a los niveles de microdeformación de Frost [5]. El modelado del sistema de implante se realiza en Solid Works® 2010 licencia académica, el implante es de conexión hexagonal externa, el pilar es de 4mm de diámetro y el tornillo oclusal es de 1.5mm de diámetro. 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 [5].

Este modelo es sometido a una carga de 300Newton 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 aplica sobre la cavidad bucal en la región molar [6]. Y según el trabajo de Kayabasi y otros autores del instituto de tecnología de Gebze, Turquía, la resultante de esta fuerza forma un ángulo de aproximadamente 75° con el plano oclusal [7] (ver figura 4).

Las cargas aplicadas sobre el sistema de implante se ubican a lo largo de los tres ejes 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.

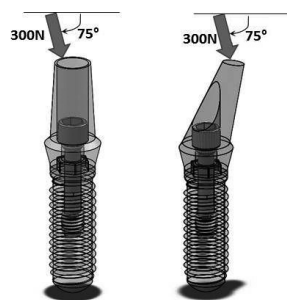


Figura 4. a. Sistema de implante con pilar recto, bajo una carga de 300N a 75° de inclinación con el plano oclusal.

b. Sistema de implante con pilar inclinado 25°, bajo una carga de 300N a 75° de inclinación con el plano oclusal.

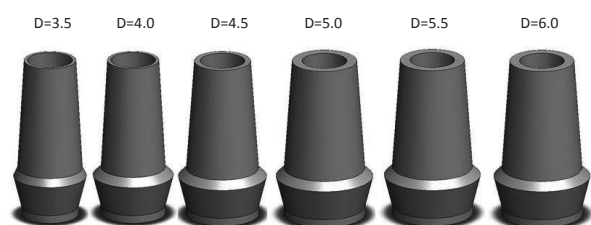


Figura 5. Modelos de pilares rectos con diferentes diámetros.

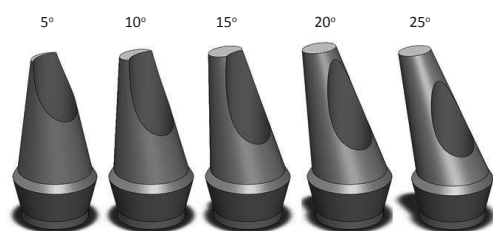


Figura 6. Modelos de pilares inclinados con diferentes ángulos.

El modelo simulación se puede aplicar a diferentes configuraciones de pilares dentales, aumentando su diámetro dependiendo de la ubicación en la arcada bucal, o variando el ángulo de inclinación del pilar, según las características anatómicas del paciente (ver figuras 5 y 6). Cada uno de estos pilares personalizados se analizan teniendo en cuenta que su factor de seguridad no sea inferior a 1.33, este valor corresponde a un esfuerzo máximo en el pilar igual al 75% del límite elástico del material, según lo establecido por la doctora Lang [8].

RESULTADOS

PRUEBAS MECÁNICAS

Los resultados de los ensayos de tensión realizados se obtienen en cada una de las tres probetas analizadas y, además, 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 (ver tabla 3). La relación de poisson se asume la ofrecida por el fabricante.

Las propiedades mecánicas a compresión según la norma ASTM E9-89, se obtienen del promedio de los resultados de las tres probetas medidas (Ver tabla 4).

Con respecto a los ensayos de compresión, el diseño y elaboración de las probetas, y el mismo montaje de la prueba es menos complejo que el de tensión, lo que permite obtener resultados más satisfactorios, comprobando el comportamiento dúctil de la aleación.

Tabla 3. Resultados del ensayo de tensión.

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

Tabla 4. Resultados del ensayo de compresión.

Probetas	E (GPa)	Sy (MPa)	F Max (N)	y (mm)	% elong	Sut (MPa)
1	11.507	600.101	25084	3.086	5.5	2100
2	10.536	600.816	20925	2.395	6.05	1707.58
3	11.13	600.561	20259	2.278	6.1	1612.19
Promedio	11.057	600.492	22089.3	2.586	5.88	1806.59

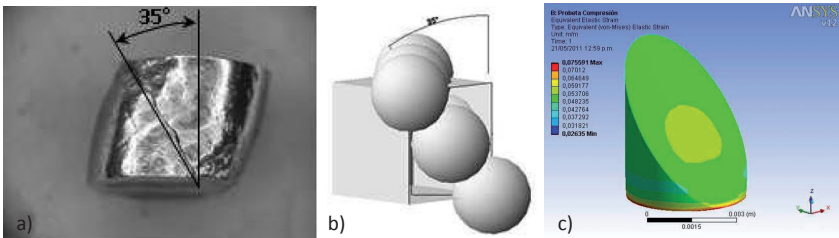


Figura 7. a. Plano de falla del material sometido a pruebas de compresión. b. Modelo del plano compacto de la estructura cristalina FCC, propia de las aleaciones de Níquel. c. Modelo de simulación de la probeta, al aplicar la carga a compresión, la mayor área de esfuerzos internos se empieza a manifestar en el plano inclinado mostrado.

Las imágenes de la probeta después de someterla a esfuerzos de compresión, muestran un plano de falla inclinado de aproximadamente 35° con respecto a la vertical, con lo cual se confirma que se trata de una falla dúctil debido a que tiene una inclinación equivalente al plano de deslizamiento (111) de la estructura FCC Cúbica Centrada en las Caras (ver figura 7 a, b).

MODELO DE SIMULACIÓN

Los resultados obtenidos en la simulación de la probeta a tracción y a compresión se muestran en la tabla 5. En los dos casos, el factor de seguridad es menor a 1, por lo tanto, en estas condiciones el material ha superado el límite de fluencia y su deformación es irreversible bajo estas condiciones de carga la pieza empieza a fallar.

En el interior del modelo de simulación de la probeta a compresión, se puede ver en color más claro el área donde se encuentra mayor porcentaje de deformación, mayor concentración de esfuerzos y menor factor de seguridad, por lo tanto se podría pensar que en esa región inicia la falla de la pieza, validando la coherencia entre el modelo de simulación y el comportamiento del material en los ensayos de compresión (ver figura 7. c).

SIMULACIÓN DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DEL PILAR

Los resultados obtenidos en la simulación del comportamiento del pilar y del sistema de implante dental se muestran en la tabla 6. En la figura 8 se observan los resultados del análisis de esfuerzos equivalentes, los colores cálidos indican

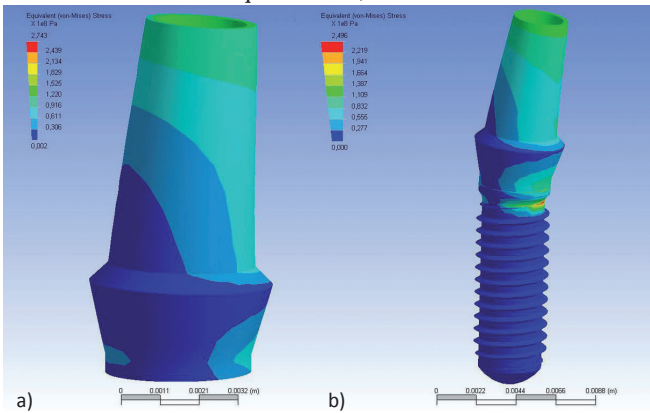


Figura 8. a. Resultados del análisis de esfuerzos equivalentes sobre el pilar. b. Resultados del análisis de esfuerzos equivalentes sobre el sistema de implante.

Tabla 5. Resultados de la simulación de los modelos de las probetas.

Modelos	Deformación total [mm]	Porcentaje deformación [%]	Esfuerzo equivalente [mpa]	Factor de seguridad
Tensión	1.6039	5.64	624.13	0.86
Compresión	0.3136	7.55	835.81	0.64

Tabla 6. Resultados de la simulación de los pilares dentales.

Ubicación	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

los valores más altos y por lo tanto las regiones más críticas sobre las piezas. Estas regiones críticas se encuentran en el diseño del pilar, a la altura del acople con el tornillo oclusal, debido a que el pilar es el elemento que recibe directamente las cargas provenientes del proceso de masticación de los alimentos [1].

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos y el comportamiento observado tanto en las pruebas mecánicas como en la simulación del material a compresión, permiten validar la aplicación del modelo para el análisis de elementos finitos de los diseños de pilares dentales.

Las probetas de Wiron light, después del proceso de fundición por inducción eléctrica, experimentan una disminución de su resistencia última en tensión. 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 cuyo proceso de obtención no está disponible por parte del fabricante. La disminución en las propiedades mecánicas, luego del proceso de fundición, sin embargo, está dentro de las solicitudes debido a las cargas biomecánicas como se presenta en la conclusión siguiente.

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, cuyo número de ciclos está por debajo de lo sugerido para fatiga, 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 BIBLIOGRÁFICAS

- [1] C. E. Mish. *Implantología contemporánea* (Tercera edición). Barcelona: Elsevier, 2009, pp. 1-123
- [2] D. Rodríguez Rius. *Obtención de capas de nitruro de titanio mediante tratamiento termoquímico en titanio y Ti6Al4V y caracterización de sus propiedades para aplicaciones biomédicas*. Barcelona: Universidad Politécnica de Catalunya, 2000, pp. 22-35.
- [3] G. Zorza. *Pilares personalizados: uma comparação entre os sistemas em uso clínico*. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, 2003, pp. 45-57
- [4] “Aleaciones no nobles para metalo-cerámicas” BEGO (Bremen Goldschlagerei). Technologiepark Universitat. Fecha de consulta : 2 de octubre de 2012. Disponible en: http://www.bego.com/es/produkte/path/konventionelle_keramik_ni_basis_legierungen/
- [5] C. I. López, L. A. Laguado, L. E. Forero. “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”. *Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales*. Vol., 1 No.1, Julio, 2009, pp. 47-54.
- [6] M. Barry, D. Kennedy, K. Keating, Z. Schaperl, “Design of dynamic test equipment for the testing of dental implants”. *Materials and Design*, Vol., 26 No. 3, Mayo 2005, pp. 209-216.
- [7] O. Kayabasi, E. Yuzbasoglu, F. Erzincanli. “Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method”. *Advances in Engineering Software*. Vol., 37 No. 10, October, 2006, pp. 649-658.
- [8] L. A. Lang, B. Kang, R. F. Wang, B. R. Lang. “Finite element analysis to determine implant preload”. *The Journal of Prosthetic Dentistry* Vol., 90, No. 6, December, 2003, pp. 539-546.
- [9] R. G. Budynas, J. K. Nisbett. *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley*. México: McGraw Hill, 2008, pp. 1-883