Revista Internacional de Investigación e Innovación Tecnológica

Página principal: www.riiit.com.mx

Análisis biomecánico de dos prototipos para implante trans-endodóntico de óxido de zirconia; estudio *in silico*

Biomechanical Analysis of Two Prototypes for a Zirconia-Oxide Trans-Endodontic Implant; an *In-silico* Study

González-Gurrola, E.R.[1], Bermúdez-Jiménez, C.O.[2], Baltazar-Hernández, V.[3], Cepeda-Argüelles, O.[2], Aguilera-Galaviz, L.A.[2], Gaitán-Fonseca, C.I.[2]*

[1] Maestría en Ciencias Biomédicas, Universidad Autónoma de Zacatecas "Francisco García Salinas".
[2] Unidad Académica de Odontología, Universidad Autónoma de Zacatecas "Francisco García Salinas".
[3] Maestría en Ciencia e Ingeniería de los Materiales, Universidad Autónoma de Zacatecas "Francisco García Salinas".
erubenodonto@gmail.com; carlosber8@uaz.edu.mx; victor.baltazar@uaz.edu.mx; oscarcepeda@uaz.edu.mx; luisgalaviz_65@uaz.edu.mx; cgaitan@uaz.edu.mx*

Innovación tecnológica: Prototipos de implantes trans-endodónticos.
Área de aplicación industrial: Odontología.

Recibido: 12 marzo 2025
Aceptado: 09 septiembre 2025

Abstract

INTRODUCTION: Trans-Endodontic Implants (TEI) are artificial extensions securely anchored through a tooth apex to healthy tissues. Recently, materials such as Titanium (Ti), Nickel-Titanium (Ni-Ti) alloys, Chromium-Cobalt (Cr-Co), and Chromium-Cobalt-Molybdenum (Cr-Co-Mo) have been employed; however, their use has been limited due to corrosion or poor technique and case selection. Recently, Zirconium Oxide (ZrO2) has been utilized due to its mechanical and aesthetic properties; computer-aided design (CAD) software allows the design of complex 3D structures and analysis of their behavior. OBJECTIVE: To design and produce two zirconium TEI models for future application as a restorative material in the oral cavity. METHODOLOGY: A 3D model of the TEI was created using SOLIDWORKS software, considering the implant measurements, which will be determined by the average length of incisors established in the literature; for the diameter the last rotary instrument used previously in root canal treatment was considered. RESULTS: The biomechanical characteristics of the thread were established, considering those that favor the osseointegration process. The results showed that the implant demonstrated adequate biomechanical characteristics. CONCLUSIONS: The designed implant showed promising

biomechanical properties, making it a potential alternative for the treatment of anterior teeth with apical segment fractures or extremely short roots. This design could provide a viable solution for restoring teeth with compromised roots.

Keywords: Prototype, Zirconia, Trans-endodontic implant, Biomechanical.

Resumen

INTRODUCCIÓN: Los Implantes Trans-Endodónticos (TEI) son extensiones artificiales ancladas de forma segura a través de un ápice del diente a los tejidos sanos. Recientemente se han empleado materiales como el Titanio (Ti), aleaciones de Níquel-Titanio (Ni-Ti), Cromo-Cobalto (Cr-CO), Cromo-Cobalto-Molibdeno (Cr-Co-Mo); sin embargo, su desuso se debió a la corrosión que producían o a una mala técnica y mala elección del caso. Recientemente se ha utilizado el Óxido de Zirconia (ZrO_2) debido a sus propiedades mecánicas y estéticas; el sistema de software CAD permite el diseño de estructuras complejas en 3D y el análisis de su comportamiento. OBJETIVO: Diseñar y producir dos modelos TEI de zirconia, para su futura aplicación como material restaurador en la cavidad bucal. METODOLOGÍA: Se realizó un modelo 3D del TEI utilizando el software SOLIDWORKS, tomando en cuenta las medidas del implante, las cuales serán determinadas por la longitud promedio de los incisivos establecida en la literatura; para el diámetro se consideró el último instrumento rotatorio utilizado previamente en el tratamiento de conductos. RESULTADOS: Se establecieron las características biomecánicas de la rosca considerando aquellas que favorecen el proceso de osteointegración. CONCLUSIONES: El implante demostró tener características biomecánicas adecuadas en cuanto a los resultados obtenidos. Este diseño podría ser una alternativa para el tratamiento de dientes anteriores que sufran fracturas en el segmento apical o en dientes con raíces extremadamente cortas.

Palabras clave: Prototipo, Zirconia, Implante trans-endodóntico, Biomecánico.

1. INTRODUCCIÓN

Los implantes trans-endodóntico (TEI) de óxido de zirconia representan una alternativa para mantener un órgano dental previo a la extracción dental para aquellos casos clínicos que presentan fractura dental, movilidad dental por reabsorción de raíces o por una complicación endodontica-periodontal, sin embargo no soluciona problemas periodontales. De acuerdo con la literatura un estabilizador endodóntico se define como una prolongación metálica de la raíz, que tiene la finalidad de brindar estabilidad ósea a la pieza dental al aumentar su proporción corono-radicular (Rivera M.A, Solano R., 2000).

El desarrollo de los implantes trans-endodónticos se ha descrito desde los años 40, reconociéndose como el primer caso el reportado por Strock y Strock 1943 (Strock & Strock, 1987), el cual se trataba de un elemento metálico compuesto por Cromo, Cobalto-Molibdeno (Cr-Co-Mo). Durante los siguientes años se establecieron nuevas alternativas cambiando su diseño y composición, como ejemplos tenemos la colocación del implante en forma de agujas de Scialom (Scialom, 1962) utilizando tantalio. Chercheve en 1962 (Rivas, 2015) desarrolló un implante de Cromo-Cobalto en forma de agujas alargadas; Ramonte en 1965 inventó un tornillo auto-filetante utilizando titanio, Heinrich en 1971 uso

tantalio; actualmente varios autores sugieren el uso de limas manuales de acero inoxidable y niquel-titanio como estabilizadores (Prasad k., 2010), (Yadaba R.k, y cols. 2014), (Valdivia J.E., y cols. 2012), (Barzuna U., 2019), recientemente Larios C, y cols describen la citotoxicidad que pueden ocasionar los diferentes materiales que han sido utilizados en los TEI.

La topografía específicamente la micro y nanotopografía de un implante pueden modificar la forma y la actividad de las celulas mesenquimales lo que llevará a desarrollar una diferenciación de estas células hacía un linaje osteogénico (Pellegrini et al., 2018).

Las consideraciones clave incluyen el diámetro, forma y patrón de la rosca; un diámetro más amplio y una rosca cuadrada aumenta la superficie de contacto (Albrektsson & Wennerberg, 2004).

El Óxido de Zirconia (ZrO_2) es un material cerámico que se ha utilizado en las últimas décadas, en diversas áreas incluyendo la biomédica desde 1969 (Velazquez C., 2012). En odontología es un material de gran importancia clínica ya que posee características tales como color blanco marfíl similar al de los dientes, alta resistencia mecánica y de tenacidad, estabilidad química, resistencia a la corrosión; éstas propiedades han permitido el uso en confección de prótesis dentales y de endopostes, además de estas propiedades presenta una adecuada topografía superficial que le permite una mayor rugosidad y en la lógica de los biomateriales y reportes científicos resultados aceptables de osteointegración (Hafezeqoran, A., Koodaryan, R., 2017).

Los avances en la tecnología informática y las aplicaciones de software son en gran medida parte de los cambios tecnológicos que han llevado a la impresión 3D a pocisionarse en el área biomédica. El software CAD (Diseño Asistido por Computadora) nos permite crear objetos desde cero, pero en odontología y cirugía también tenemos fácil acceso a datos volumétricos en forma de datos de tomografía computarizada (TC), datos de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) y datos de escaneo de superficie óptica intraoral o de laboratorio (Dawood, A. y cols., 2015).

Un aspecto de este campo, la biomecánica, se refiere a la respuesta de los tejidos biológicos a las cargas aplicadas. La biomecánica utiliza las herramientas y métodos de la ingeniería mecánica aplicada para buscar relaciones estructura-función en materiales vivos (Bidez, M., Misch, C. 2005).

Una aplicación de ello es el método de elementos finitos (FEA), ha adquirido una gran importancia en la solución de problemas ingenieriles, físicos, biomédicos, etc., ya que permite resolver casos que hasta hace poco tiempo eran prácticamente imposibles de resolver por métodos matemáticos tradicionales (Oñate, E., 2010). Por lo tanto, este estudio tuvo como objetivo diseñar, producir y evaluar dos modelos de implante trans-endodóntico de zirconia para su futura aplicación como material de restauración en cavidad bucal por metodos de simulación digital (*in silico*).

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1 Diseño de los prototipos trans-endodónticos.

Se llevo a cabo un estudio *in silico* con el objetivo de realizar prototipos digitales y analizar la función biomecánica mediante el estudio de elementos finitos optimizando tiempo y material. Se desarrollaron dos prototipos tridimensionales (3D) de implante trans-endodóntico de zirconia, los cuales fueron creados utilizando el software SOLIDWORKS® (SolidWorks corp, Concord, Massachusetts, EE.UU.) a partir de una forma cilíndrica y detallando el

roscado con extrusiones. Para establecer los parámetros de longitud y diámetro para los prototipos se emplearon las medidas promedio reportadas en la literatura de la anatomía de incisivos superiores mismos que deberían tener el tratamiento de conductos estableciendo a la última lima con la que es posible instrumentar sin dañar o debilitar la estructura radicular (Ahlbrecht et al., 2017). Así mismo, las características mecánicas de la rosca como el paso, la profundidad y el ancho fueron aquellas que favorecían el proceso de osteointegración, esto hace referencia al proceso en el cual los osteocitos permiten integrarse a la superficie del implante generando una mejor estabilidad (Delgado-Ruiz et al., 2019).

2.2 Análisis de elementos finitos (FEA).

Una vez que se completó el procedimiento de modelado 3D de los prototipos, se exportó al software comercial ANSYS (Workbench, Swanson Analysis, Huston, PA, EE. UU.). Ambos prototipos fueron sometidos al análisis de elementos finitos considerando las propiedades de la Zirconia (Suárez-B, N. y cols, 2015) (Talmazov, G. y cols. 2020) y se estableció un vector de fuerza de 220 N el cual se considera como el de una fuerza de mordida normal a través del eje longitudinal a 0 grados de inclinación (Ferrario, V. F., 2004). Se revisó cuantitativamente la tensión de Von Mises y la distribución de la deformación equivalente a lo largo del implante.

3. RESULTADOS

3.1 Diseño de los implantes trans-endodónticos.

Se realizarón dos diseños de implante tras-endodóntico (P1-P2) mediante el Software “SOLIDWORKS” (SolidWorks Corporation, Concord, MA, EE. UU) considerando la longitud promedio de los incisivos superiores menos el tamaño de la corona de acuerdo a (Ash y Cols) que debe ser anclado al hueso de 4 a 6 mm posterior al ápice, por lo que la longitud de dicho implante es de 17 mm.

En cuanto a el diámetro del primer prototipo (P1), se estableció tomando en cuenta el último instrumento rotatorio que se utiliza en el tratamiento de conductos previo en los incisivos, considerado que deben ser instrumentados con una lima de acabado F3 con el sistema Protaper Universal identificado con un anillo azul en el mango la cual tiene una conicidad de 0.09 por cada milímetro de parte activa y una longitud activa de 16 mm, por lo que el diámetro final será de 3 mm (Figura 1a). En cuanto a el tamaño y forma de la rosca, se consideró en tipo V, con un paso de 1mm y una profundidad de 0.3 mm (Figura 1b y 1c).

En el prototipo 2 (P2) la longitud y un diámetro fue el mismo que en el prototipo 1 (Figura 1d), sin embargo, se consideró una rosca cuadrangular con un paso de 1mm y una profundidad de 0.3mm., así como un extremo apical redondeado (Figura 1e y 1f).

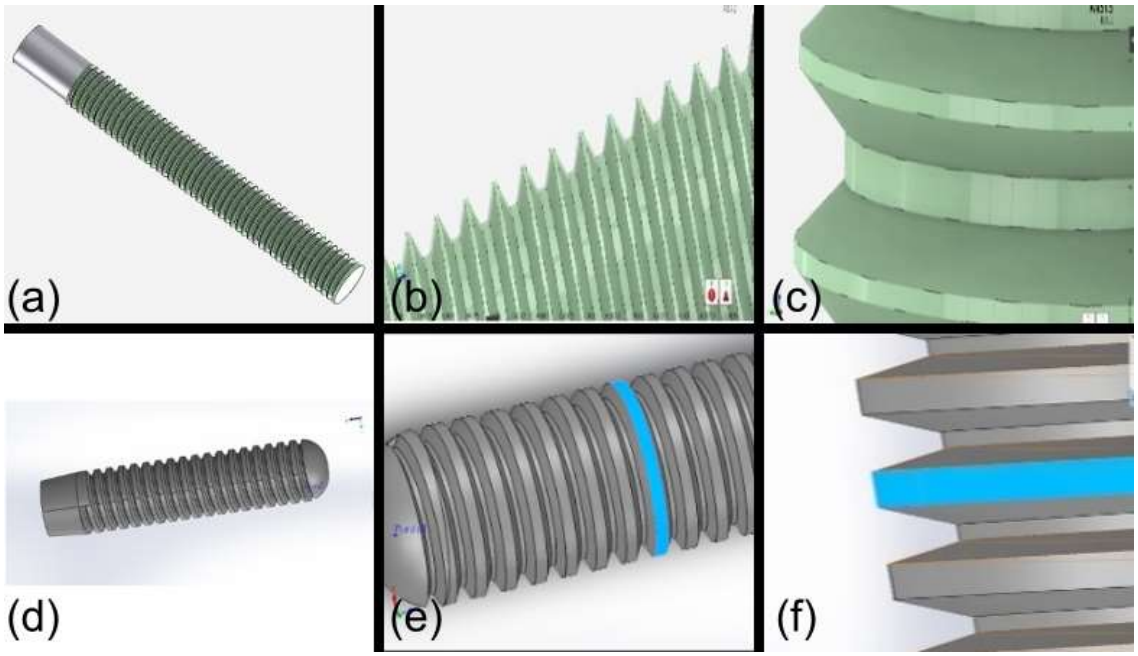

Figura 1. (a) Longitud final del P1 con un tamaño de 16 mm y un diámetro de 3 mm. (b) Rosca del P1. (c) Forma de la rosca de P1 en tipo V. (d) Longitud final del P2 con un tamaño de 16 mm y un diámetro de 3 mm. (e) Forma de la rosca del P2. (f) Forma de la rosca de P2 de tipo cuadrangular.

3.2 Análisis de elementos finitos (FEA).

El tipo de mallado fue de tipo rígido, se rectificó para evitar errores usando el software Meshmixer (Autodesk/Meshmixer 20017) y se describen las características de los elementos y nodos formados en el FEA (Tabla 1). Los colores en el FEA indican la tensión que se ejerce en la estructura del implante siguiendo una escala de rojo/naranja de mayor tensión, a una menor de verde/azul.

Las mediciones de datos a lo largo de las superficies del implante en las regiones designadas del FEA mostraron que, en general, P1 tienen una mayor tensión en la parte superior observada con un color rojo/naranja donde comienza la fuerza, pero a su vez se va distribuyendo a lo largo del mismo en la parte externa de las roscas tomando un color verde y en la parte interna de la misma un color azul, se puede observar que la concentración mínima de Von Mises es 4.13001 N/m^2 y una máxima de Von Mises de 3.227e+02 N/m^2 (Figura 2a y 2b).

P2 disipa la tensión en toda la estructura con un patrón de color azul mismo que indica que no existe distorsión. Se obtuvieron las tensiones de Von Mises con una mínima de 4.48e-08N/mm^2 (MPa) y una máxima 38.5N/mm^2 (MPa) (Figura 2c y 2d).

Tabla 1. Características de la malla y número de elementos y nodos formados en ambos prototipos.

CARACTERÍSTICAS	P1	P2
Tipo de malla	Malla sólida	Malla solida
Mallador utilizado	Malla estándar	Malla estándar
Puntos jacobianos	4 Puntos	16 puntos
Tamaño de elementos	0.691442 mm	0.733609 mm
Tolerancia	0.0345721 mm	0.0366805 mm
Número total de nodos	8898	30275
Número total de elementos	4930	19903
Cociente máximo de aspecto	26.35	14.844
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	88.8	92
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.203	0.0502
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0	0

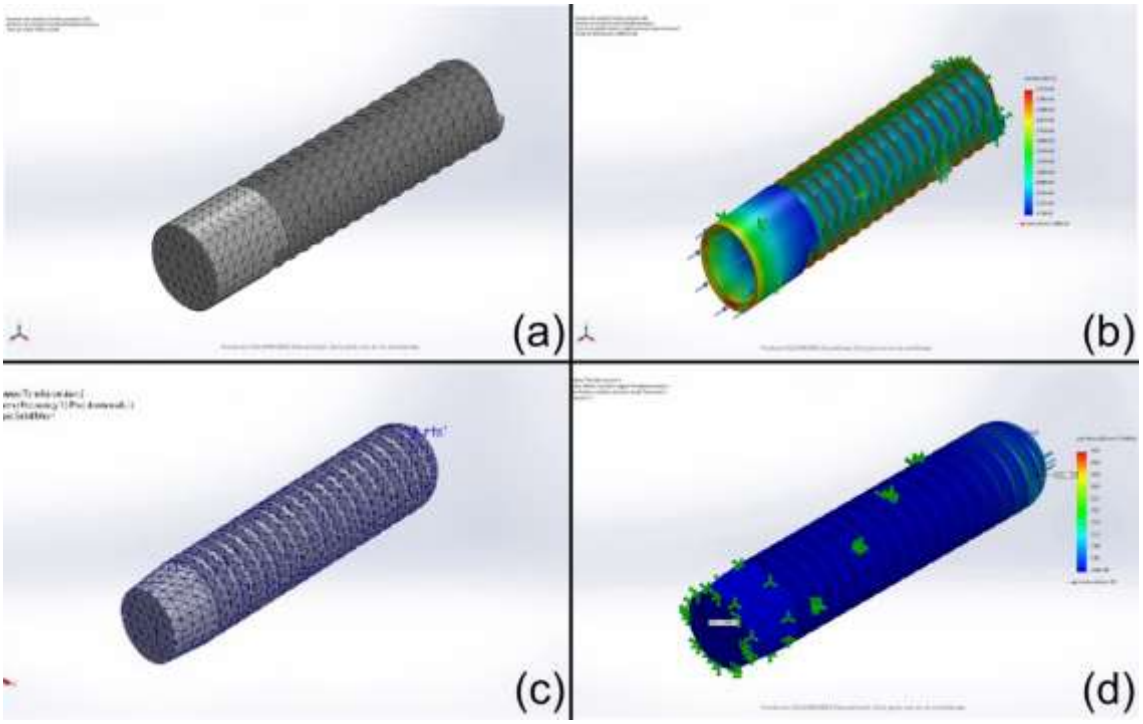

Figura 2. (a) Se observa el mallado rectificado del implante de P1. **(b)** Se aprecia el análisis de fuerzas mediante elementos finitos del mismo prototipo sometido a una carga de 220 N en el eje longitudinal, donde la tensión de Von Mises se encuentra en una escala de colores que va desde azul (menor tensión) hasta rojo (mayor tensión). **(c)** Se observa el mallado de la estructura con una rectificación del P2. **(d)** El análisis de fuerzas mediante elementos finitos sometido a una carga de 220 N en el eje longitudinal del mismo prototipo, donde la tensión de Von Mises se encuentra en una escala de colores que va desde azul (menor tensión) hasta rojo (mayor tensión).

4. DISCUSIÓN

Son muchos y conocidos los factores patológicos que obligan a la extracción dentaria entre los que podemos destacar fractura radicular, reabsorción ósea por movimientos ortodóntico o un proceso infeccioso o patológico, pero frecuentemente es posible prolongar la permanencia del diente mediante la aplicación de un implante trans-endodóntico pasando a través del conducto radicular del mismo y anclandose al tejido óseo aproximadamente 4 milimetros despúes de la raíz, contribuyendo a aumentar la estabilidad del diente.

Los prototipos diseñados en este estudio *in silico* y sometidos al análisis de elementos finitos demuestran tener un comportamiento biomecánico aceptable

para soportar fuerzas de masticación que se ejercen en los incisivos superiores oscilando entre 150 a 200 N (Delgado R. y cols, 2019); la concentración de la tensión se distribuyó en la parte superior y a lo largo de las roscas en la parte externa de las mismas en P1, en cuanto a P2, la tensión se distribuye más uniforme y de una fueza menor en la estructura, con esto se comprueba que la fuerza de tension de Von Mises no sobrepasa el límite elástico del material en ambos prototipos por lo que no existe una deformación en su estructura. Esta estabilidad biomecánica es un factor importante para el éxito del implante en los primeros años después de la implantación, y la salud periodontal es la siguiente prioridad (Chang. y cols., 2019). Incluso después de la perfecta integración del implante y de proporcionar una adecuada interfaz implante-hueso, la carga intensa y sucesiva podría aumentar la probabilidad de falla del implante dental. Cuanto mayor sea la tensión en la interfaz implante-hueso, mayor será la posibilidad de reabsorción ósea y fallo del implante (Haiat. y cols,. 2014) (Li. y cols., 2020).

Por lo tanto, la mayoría de los diseños de cuerpos de implantes actuales utilizan una forma de tipo tornillo, aprovechando el aumento del área de superficie por roscas, la capacidad de autorroscado, la estabilidad mecánica y la transferencia de carga. Las características de la rosca tienen la capacidad de convertir las cargas oclusales en cargas compresivas más favorables en la interfaz del hueso (Resnik., 2020). La tensión distribuida, transferida a través de diversos tipos de diseños de hilos, influye aún más en el comportamiento de las células y los tejidos hacia la curación ósea durante el proceso de osteointegración.

5. CONCLUSIONES

Estos diseños pueden ser una alternativa para el tratamiento de dientes anteriores superiores que sufren fracturas en el segmento apical o con raíces extremadamente cortas; en el análisis biomecánico demuestran tener la resistencia necesaria para soportar las fuerzas de masticación y propiciar mejor comportamiento en la osteointegración.

La valoración *in silico* con relación a datos volumétricos de densidades óseas (relación ITE- hueso- diente) proporcionaría un panorama más amplio sobre la distribución de las fuerzas en dichas estructuras, al igual que los estudios in vitro e in vivo para el comportamiento de osteointegración.

6. REFERENCIAS

Rivera Briones, M.A., y Solano Robles, R. (2000). Estabilizadores endodóncicos, casos clínicos, revisión bibliográfica. Práctica odontológica. vol. 21, no. 7. 12-16 pp.

Strock, A., & Strock, M. J. T. J. o. o. i. (1987). Method of reinforcing pulpless anterior teeth. *13*(3), 527-530.

Betancourt Rodríguez, E. (1991). Implantes de agujas con la técnica del Doctor Jacques Scialom. *Pract. Odontol*, 57-8.

Rivas, A. S. (2015). Implante Transendodóntico De Cromo-Cobalto. *Revista Kiru*, *1*(2).

Barzuna Ulloa, Mayid. (2019). Implantes endodónticos - Vitalium vs. Titanio Caso clínico con un seguimiento de 18 años. *Odontología Vital*, (31), 67-77.

Larios Cervantes, A., Aguilera Galaviz, A., Aceves, C. y Gaitan Fonseca, C. Diseño, fabricación y evaluación clínica de implantes trans-endodónticos de óxido de zirconio. Revista Iberoamericana de Ciencias ISSN 2334-2501, vol 3, número 1 Universidad Autónoma de Zacatecas, Zacatecas - México. ReIbCi - Febrero 2016.

Velázquez-Cayón, R., Vaquero-Aguilar, C., Torres-Lagares, D., Jiménez-Melendo, M., & Gutiérrez-Pérez, J. L. (2012). Mechanical resistance of zirconium implant abutments:

A review of the literature. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, *17*(2), e246.

Hafezeqoran, A., & Koodaryan, R. (2017). Effect of zirconia dental implant surfaces on bone integration: a systematic review and meta-analysis. *BioMed research international*, *2017*.

Bidez, M., & Misch, C. (2005). Clinical biomechanics in implant dentistry. *Dental Implant Prosthetics, ed*, *2*, 95-106.

Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *British dental journal*, *219*(11), 521-529.

OÑATE, E. Structural analysis with the finite element methods. Linear Statics. CIMNE, Barcelona: Springer Verlag, 2010, Vol.

Suárez-B, N. T., Escobar-Restrepo, J. C., Latorre-Correa, F., & Villarraga-Ossa, J. A. (2015). Comportamiento estático de un pilar de circona sometido a envejecimiento artificial: método de elementos finitos. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, *27*(1), 30-62.

Talmazov, G., Veilleux, N., Abdulmajeed, A., & Bencharit, S. (2020). Finite element analysis of a one-piece zirconia implant in anterior single tooth implant applications. *PloS one*, *15*(2), e0229360.

Ferrario, V. F., Sforza, C., Zanotti, G., & Tartaglia, G. M. (2004). Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *Journal of dentistry*, *32*(6), 451-457.

Delgado-Ruiz, R. A., Calvo-Guirado, J. L., & Romanos, G. E. (2019). Effects of occlusal forces on the peri-implant-bone interface stability. *Periodontology 2000*, *81*(1), 179-193.

Haiat, G., Wang, H. L., & Brunski, J. (2014). Effects of biomechanical properties of the bone–implant interface on dental implant stability: from in silico approaches to the patient's mouth. *Annual review of biomedical engineering*, *16*, 187-213.

Chang, J. Z. C., Tsai, P. I., Kuo, M. Y. P., Sun, J. S., Chen, S. Y., & Shen, H. H. (2019). Augmentation of DMLS biomimetic dental implants with weight-bearing strut to balance of biologic and mechanical demands: from bench to animal. *Materials*, *12*(1), 164.

Resnik, R. (Ed.). (2020). *Misch. Implantología Contemporánea*. Elsevier.

Ahlbrecht, C. A., Ruellas, A. C. d. O., Paniagua, B., Schilling, J. A., McNamara, J. A., Jr., & Cevidanes, L. H. S. (2017). Three-dimensional characterization of root morphology for maxillary incisors. *PLOS ONE*, *12*(6), e0178728. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178728

Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2004). Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont*, *17*(5), 536-543.

Delgado-Ruiz, R. A., Calvo-Guirado, J. L., & Romanos, G. E. (2019). Effects of occlusal forces on the peri-implant-bone interface stability. *Periodontol 2000*, *81*(1), 179-193. https://doi.org/10.1111/prd.12291

Pellegrini, G., Francetti, L., Barbaro, B., & Del Fabbro, M. (2018). Novel surfaces and osseointegration in implant dentistry. *J Investig Clin Dent*, *9*(4), e12349. https://doi.org/10.1111/jicd.12349

Strock, A., & Strock, M. J. T. J. o. o. i. (1987). Method of reinforcing pulpless anterior teeth. *13*(3), 527-530.