

Análisis biomecánico de implantes con diámetro de 2.9 y 3.3 mm en posición de incisivo lateral superior

Biomechanical analysis of 2.9 and 3.3 mm diameter implants in the upper lateral incisor position

Sebastián Muñoz-Zapata¹, Mauricio Naranjo-Pizano², Juan Gustavo Diosa-Peña³, Andrés González-Pareja⁴, Juan José Restrepo-Cardona⁵, Sandra González-Ariza⁶.

-
1. Odontólogo especialista en prótesis periodontal, Universidad CES. Email: smunoz@ces.edu.co
 2. Profesor e investigador, Universidad CES. Email: mnaranjo@ces.edu.co
 3. Profesor investigador universidad CES. Email: jdiosa@ces.edu.co
 4. Residente de Rehabilitación oral, Universidad CES. Email: gonzalezp.andres@uces.edu.co
 5. Residente de Rehabilitación oral, Universidad CES. Email: restrepoc.juan@uces.edu.co
 6. Odontóloga, Magister en epidemiología Universidad CES. Email: sgonzalez@ces.edu.co
-

RESUMEN

Introducción: Los implantes de diámetro reducido están indicados cuando el espacio del reborde alveolar es limitado, en zonas con reabsorción ósea o casos con arcos edéntulos con mínimo hueso alveolar donde el uso de implantes de diámetro convencional es restringido.

Objetivo: Analizar el comportamiento biomecánico y la distribución de esfuerzos de un incisivo lateral superior restaurado sobre implantes de 2.9 y 3.3mm de Roxolid y Titanio IV respectivamente.

Materiales y métodos: se utilizaron dos modelos con una sección maxilar anterior con hueso tipo 3 incluyendo implantes (Straumann®) de 2.9mm de diámetro (Roxolid) y de 3.3mm (Titanio grado IV) con longitudes de 12 mm. Se modeló una corona híbrida de un incisivo lateral superior en disilicato de litio sobre un pilar de titanio. Se insertan los pilares a los implantes con 35N de torque.

Resultados: Existe una mayor distribución de la tensión a lo largo de la interfase corona - pilar en el implante de 2.9mm. En el pilar de 3.3mm se genera mejor distribución de tensión, mientras que en el implante de 2.9mm hay mayor concentración de tensión en algunas zonas con cambios de sección.

Conclusión: En fuerzas oblicuas la corona del implante de 2,9mm concentra tensiones en la zona cervico palatina que son transmitidas al pilar, esto disminuye las fuerzas dirigidas al implante, mientras que, en la corona del implante de 3,3mm las fuerzas tensiles se distribuyen alrededor del diámetro de la corona lo que contribuye a la distribución homogénea de las cargas sobre la corona.

ABSTRACT

Introduction: Small diameter implants are indicated when the space of the alveolar ridge is limited, in areas with bone resorption or cases with edentulous arches with minimal alveolar bone where the use of conventional diameter implants is restricted.

Objective: To analyze the biomechanical behavior and stress distribution of a restored maxillary lateral incisor on 2.9 and 3.3mm Roxolid and Titanium IV implants respectively.

Materials and methods: two models were used with an anterior maxillary section with type 3 bone including implants (Straumann®) of 2.9mm diameter (Roxolid) and 3.3mm (Titanium grade IV) with lengths of 12 mm. A hybrid crown of an upper lateral incisor was modeled in lithium disilicate on a titanium abutment. The abutments are inserted into the implants with 35N of torque.

Results: There is a greater distribution of stress along the crown-abutment interface in the 2.9mm implant. In the 3.3mm abutment, a better stress distribution is generated, while in the 2.9mm implant there is a greater concentration of stress in some areas with section changes.

Conclusion: In oblique forces, the 2.9mm implant crown concentrates stresses in the cervico-palatal area that are transmitted to the abutment, this decreases the forces directed to the implant, while, in the 3.3mm implant crown, tensile forces are distributed around the diameter of the crown which contributes to the homogeneous distribution of the loads on the crown.

Palabras Clave: Análisis de elementos finitos, Estrés y esfuerzo, biomecánica de implantes, Implante dental, incisivo lateral.

Keywords: Finite element analysis, stress and strain, dental implant, implant biomechanics, implant abutment, lateral incisive.

Introducción

Los implantes dentales de diámetro reducido están indicados en casos donde el espacio en el reborde alveolar entre los dientes donde este será ubicado es limitado, en zonas con reabsorción ósea o en casos de arcos edéntulos con mínimo hueso alveolar en tablas vestibulares y palatinas donde el uso de implantes de diámetro convencional podría generar complicaciones quirúrgicas o protésicas (1) (2).

Este problema se presenta con alta incidencia en las zonas de los incisivos laterales maxilares, ya que es el segundo diente con mayor frecuencia de agenesia dental, lo que representa un reto clínico para el odontólogo a la hora de rehabilitar el diente faltante por el espacio mesio distal reducido que este ocupa en el arco, por lo que se requiere un implante de un diámetro menor para rehabilitarlo sin necesidad de llevar a cabo procedimientos adicionales. El uso de un implante de diámetro convencional en esta zona requiere en muchos casos movimientos ortodóncicos y/o regeneraciones óseas. Además del riesgo de reabsorción de los injertos óseos y las posibles complicaciones posquirúrgicas que terminan prolongando el tiempo de tratamiento(3).

De acuerdo con revisiones de literatura, los implantes con diámetro entre 1.8 a 2.9 mm son clasificados en la categoría de diámetro reducido, estrecho o pequeño (IDR) (1).

Los IDR han demostrado ser una opción de tratamiento con resultados biológicos y estético estables en el tiempo; también son una opción para la instalación de sobredentaduras o prótesis fijas múltiples (4) (5). La oseointegración es similar a la que presentan los implantes de diámetro convencional en lo relacionado al valor de contacto hueso-implante. Generalmente son implantes fabricados de aleaciones de titanio con alta resistencia a la fractura (6) (7).

Los IDR causan sangrado mínimo, necesitan un tiempo de cicatrización corto, minimizan o incluso evitan procedimientos quirúrgicos adicionales, y son fáciles de colocar y explantar (6).

Los incisivos laterales son dientes que se pueden perder durante el transcurso de la vida por diferentes motivos, como accidentes, caries, enfermedad periodontal o incluso por malformaciones dentales de tipo genético como la agenesia.(8).

La restauración de los incisivos laterales maxilares ausentes representa un reto clínico importante, debido a su localización en una zona estética, lo que requiere buena altura ósea y un adecuado tamaño de las papilas dentales para la colocación de un implante(9).

Existen situaciones clínicas donde no se cuenta con el espacio suficiente y la colocación de un implante de diámetro convencional, puede generar diferentes alteraciones en la oclusión, dehiscencias en la pared ósea vestibular con exposición del titanio sobre todo en periodontos delgados y contacto del implante con las raíces adyacentes. Estas situaciones contraindican el uso de implantes de diámetro convencional, por el riesgo estético, biológico y funcional que representa para el paciente (10).

Cuando se reemplaza un incisivo lateral con un implante, se debe usar un implante con un diámetro menor a 3,3mm para garantizar tener al menos 1mm de hueso entre el implante y el diente adyacente. (3).

Algunas casas comerciales que manejan sistemas de implantes de diámetro reducido son 3M ESPE IMTEC, Bicon Dental, Zimmer, Implant direct, Intra lock, Simpler implant y recientemente Straumann(1). Esta última casa comercial, lanzó en el año 2009 la aleación Roxolid, que está compuesta de un 15% de circonio y un 85% de titanio, la combinación de estos dos metales genera un material con una resistencia a la fractura y a la fatiga más elevada que los implantes de titanio. Las pruebas mecánicas han demostrado que Roxolid® es más resistente que el titanio grado 4. Este material combina una elevada fuerza mecánica con una excelente osteoconductividad y abre la puerta a una nueva generación de implantes más estrechos(11)

Se considera que las principales causas de falla de los implantes de diámetro reducido son fracturas del implante. Para identificar estas causas de fracaso se usan

pruebas de sobrecarga con la finalidad de establecer el origen de las fallas mecánicas. (6)

El propósito de este estudio es analizar el comportamiento biomecánico y la distribución de esfuerzos de un incisivo lateral superior restaurado sobre implantes de diámetros diferentes (2.9mm y 3.3mm) y aleaciones diferentes (Roxolid, Titanio IV) respectivamente.

Materiales y métodos

Este es un estudio de tipo descriptivo, en el cual se utilizó el método de los elementos finitos para modelar dos modelos con una sección maxilar anterior con hueso tipo 3 (12) que incluyeron implantes dentales de 2.9mm de diámetro con aleación Roxolid (11) y de 3.3mm de titanio grado IV (13) (14), ambos con una longitud de 12 mm (15). El diseño del modelado óseo se realizó con una longitud y diámetro necesario para la colocación de los implantes en la zona del incisivo lateral superior. A partir de esto se modeló una corona híbrida(16) de un lateral superior en disilicato de litio (e-max Press®, Ivoclar Vivadent, AG, FL, Schaan, Liechtenstein) (17) sobre un pilar de titanio Vario base SC y NC (Straumann®, Basilea, Suiza). Se insertaron los pilares a los implantes con 35N de torque (18) (19).

MATERIALES ORTOTRÓPICOS	E (MPa) M. ELÁSTICO			V (POISSON)			G (MPa)		
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	XY	YZ	XZ
HUESO CORTICAL Oseointegración al 75% (23)	9450	9450	14550	0.3	0.253	0.253	4275	3637	4275
HUESO ESPONJOSO oseointegración al 75% (23)	861	157.7	861	0.05	0.01	0.32	325.5	51	51
MATERIALES ISOTRÓPICOS									
IMPLANTE (TIGRADO IV) (24)	105000	105000	105000	0.37	0.37	0.37			
IMPLANTE (ROXOLID) (25) (26)	103700	103700	103700	0.334	0.334	0.334			
PILAR (TITANIO, ALUMINIO-6, NIOBIO-7) (24)	100000	100000	100000	0.34	0.34	0.34			
DISILICATO DE LITIO (e.max Press®) (16)	95000	95000	95000	0.26	0.26	0.26			
RESINA COMPUESTA (FiltekTMZ350,3M/ESPE)	8300	8300	8300	0.30	0.30	0.30			

Tabla 1: Constantes elásticas y naturaleza de los materiales

Modelo geométrico y contactos

La sección ósea maxilar de la zona del incisivo lateral superior se diseñó con las características de un hueso tipo 3 (12) con un núcleo esponjoso de 13mm de longitud por 8mm de espesor, rodeado por un hueso cortical de 1mm de grosor. La porción mesial y distal no estaban cubiertas por hueso cortical.(20) Se introdujo una región de transición correspondiente a un implante óseointegrado en un 83%, con un espacio de 0.5mm entre el hueso cortical y esponjoso y la parte más externa del implante(21).

Todos los materiales se clasificaron según su naturaleza, en elástico lineal isotrópicos (Titanio, Zirconio, Disilicato de litio, resina reforzada con cerámica) con excepción del hueso cortical y esponjoso que se consideró como un material elástico lineal Ortotrópico (22).

Para obtener el esfuerzo y el desplazamiento a través de cada modelo, fue necesario emplear las siguientes constantes elásticas (Ver tabla 1) para cada uno de los modelos a analizar: modulo elástico (E), coeficiente de Poisson (ν), y el módulo de rigidez al cortante (G).

La base para crear la geometría de los implantes y elementos protésicos se basó en información proveniente de los catálogos de la casa fabricante(11) y de fotografías provenientes de estereomicroscopía de implantes seccionados (ver figura 1). Estos elementos junto con los remanentes biológicos se generaron en FreeCAD 0.19 (ver Figura 2).



Figura 1 Adquisición de geometrías mediante estereomicroscopía, implante Bone Level diámetro 2.9

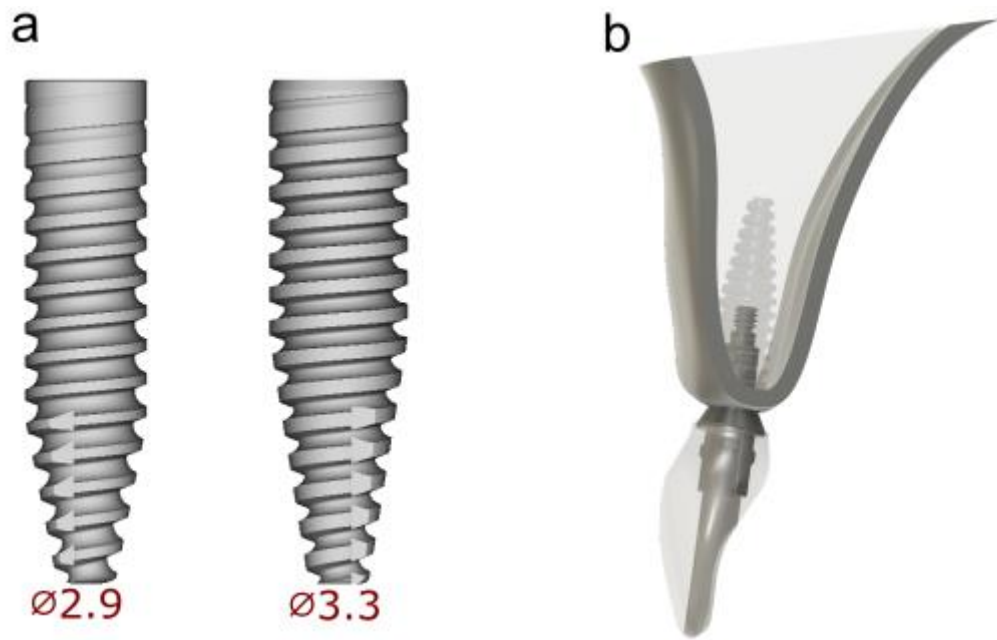


Figura 2 Modelo geométrico: a) Implante Bone Level 2.9 y 3.3 y b) Ensamble general

Modelado numérico

Para el modelo numérico se utilizó el software FEBio Studio 1.61, con el cual se discretizó las estructuras utilizando elementos tetraédricos de 4 nodos con un tamaño promedio de 0.25 mm teniendo 137.228 nodos y 538.793 elementos.

Propiedades mecánicas

Fuerzas, contactos y condiciones de frontera

Se evaluó la influencia de dos tipos de cargas en los modelos, una vertical y otra a oblicua a 45°, aplicada en un área de 4 mm² en la zona palatina a 3 mm del borde incisal. En el modelo se bloqueó el movimiento en todas las direcciones en las zonas laterales de los huesos cortical y esponjoso como se observa en la figura 3a. En todas las interfaces de todas las estructuras se utilizó el modelo *Tied elastic*.

Para simular la precarga de 35 N cm del tornillo, se utilizó la misma estrategia presentada por Fiorillo et al y Lee et al. aplicando una fuerza axial equivalente de 1.142 N determinada por la ecuación 1 (ver figura 3b).

1.

$$F = \frac{T}{KD}$$

Siendo F la fuerza equivalente en N, T el torque en [N mm], y finalmente D y K que son el diámetro de la rosca [mm] y el coeficiente de fricción equivalente de la rosca respectivamente.

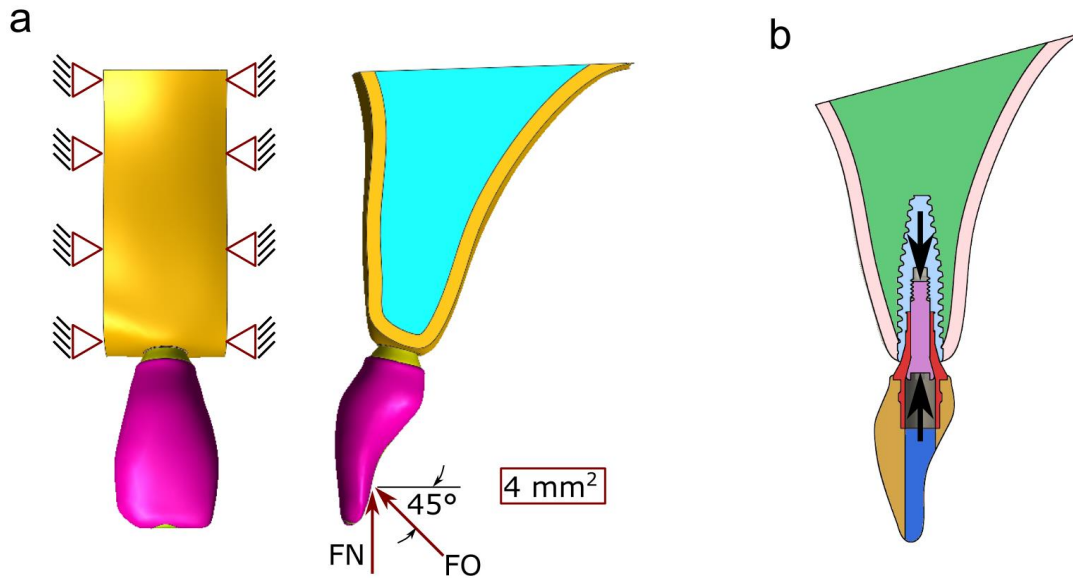


Figura 3 Cargas y condiciones de frontera: a) Condiciones generales de carga y frontera y b) Aplicación de carga axial equivalente.

Técnicas y procedimientos para la recolección de información.

El proyecto se realizó en conjunto con las facultades de Odontología e Ingeniería Biomédica de la universidad CES con el grupo de Bioingeniería de Cabeza y Cuello. El Código de aprobación del comité de ética institucional es Ae676 acta 167.

El software empleado para la modelación y para el mallado fue FreeCad versión 0.19 y FElbio Studio versión 1.61 Utha, USA para el análisis de elementos finitos.

También se utilizó el criterio de esfuerzo principal de compresión y tensión según su ubicación.

Resultados

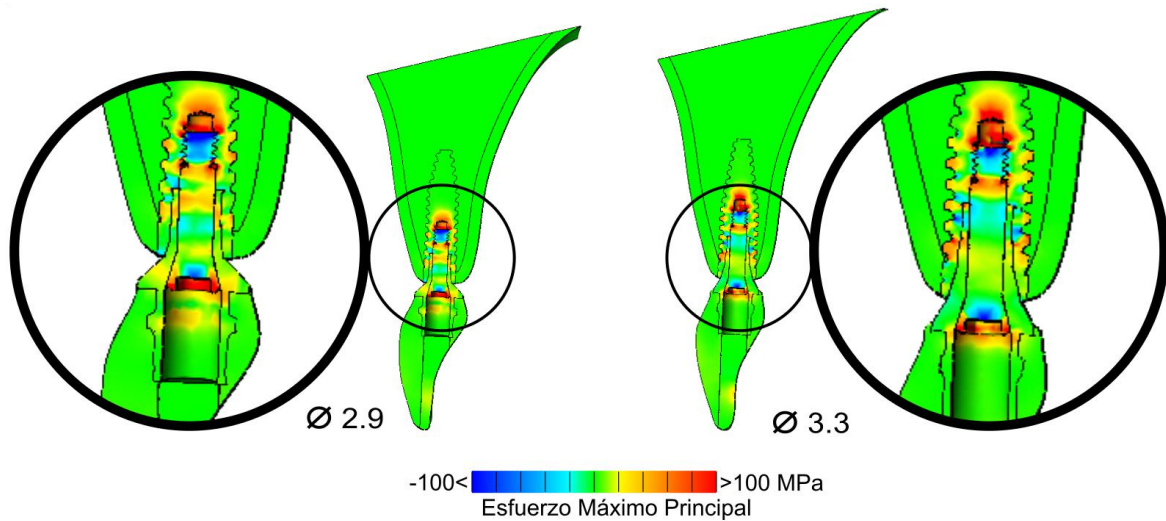


Figura 4 Esfuerzo máximo principal, modelo para el implante Bone level 2.9 mm y 3.3mm. Las áreas rojas corresponden al esfuerzo tensil y las áreas azules al esfuerzo compresivo

La zona de mayor esfuerzo tensil en ambos implantes se encuentra en la punta del tornillo pasante relacionado con el torque aplicado. Esta tensión en ambos se extiende a las cuatro primeras roscas del implante. Existe una mayor distribución de la tensión a lo largo de la interfase corona - pilar en el implante de 2.9mm.

En el pilar de 3.3mm se genera mejor distribución de tensión debido a su forma redondeada, mientras que en el implante de 2.9mm hay mayor concentración de tensión en algunas zonas con cambios de sección (Fig. 4).

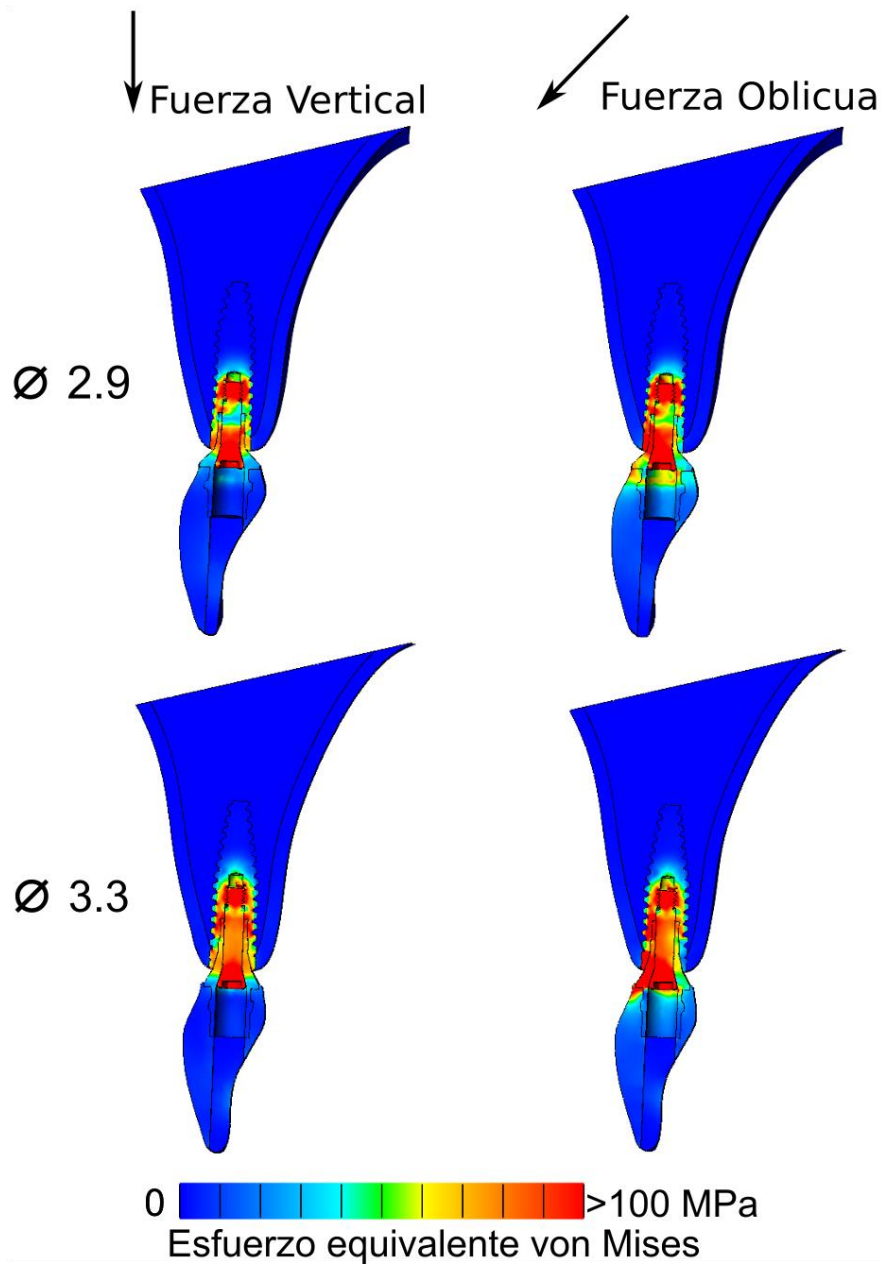
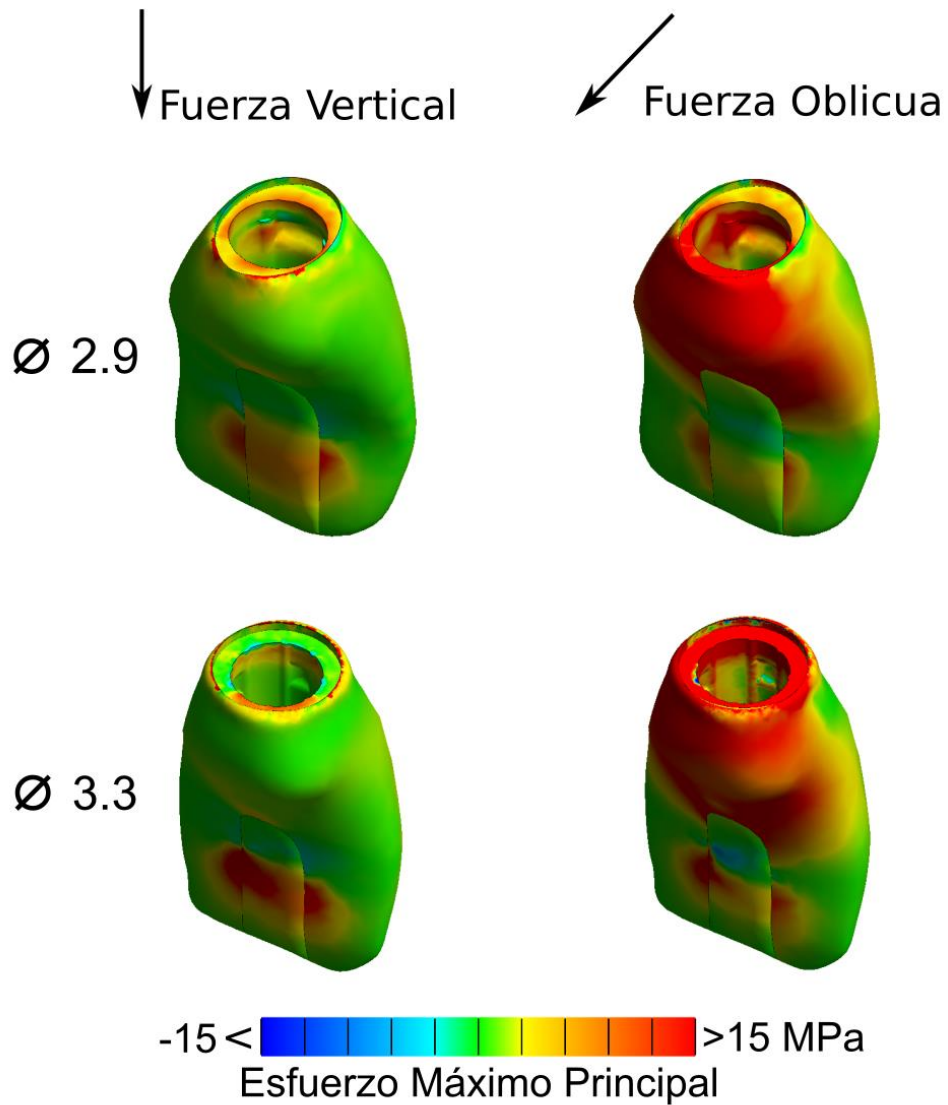


Figura 5 Comparación de Esfuerzo equivalente von Mises para las diferentes condiciones de carga y diámetros de implantes a 100 N de carga

El esfuerzo equivalente a Von Mises en el implante de 2.9mm no es homogéneo y se concentra en la punta y cabeza del tornillo.

En el implante de 3.3mm se presenta una distribución homogénea de los esfuerzos en el tornillo, el pilar y en el implante.

Cuando se aplica una fuerza oblicua, el implante reacciona contrarrestando la fuerza masticatoria presentando mayores fuerzas tensiles en la zona vestibular del implante a nivel de la cresta ósea extendiéndose hasta la sexta rosca del implante.



(Fig. 5)

Figura 6 Comparación de Esfuerzo equivalente von Mises para las diferentes condiciones de carga y diámetros de implantes para las coronas a 100 N de carga

El esfuerzo tensil máximo durante la aplicación de la fuerza vertical solo se genera en el punto donde contacta la corona con el diente antagonista.

Durante la aplicación de la fuerza oblicua el esfuerzo tensil máximo se concentra en la zona cervico- palatina de ambas coronas.

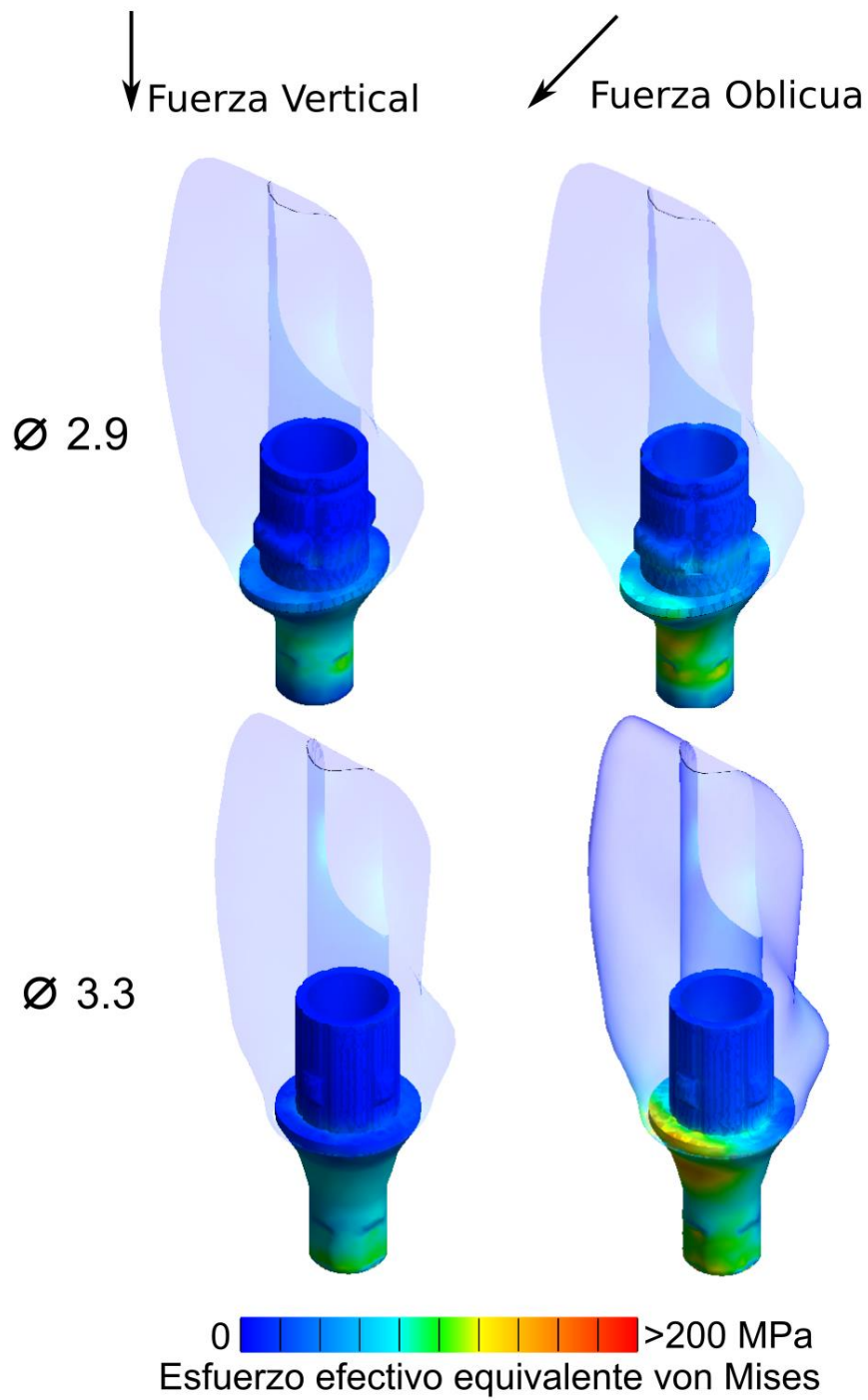


Figura 7 Distribución de esfuerzos en el pilar las diferentes condiciones de carga y diámetros de implantes para las coronas a 100 N de carga

El Variobase de 2.9mm presenta una mayor concentración de esfuerzos.

DISCUSIÓN

Los estudios de elementos finitos (FEA) son uno de los métodos más frecuentemente usados para el análisis de estrés tanto en la industria como en la ciencia. Se usan para analizar las articulaciones del cuerpo, funcionamiento de prótesis y comportamiento de implantes dentales (29).

Los FEA consisten en un proceso en el que modelo matemático desarrollado se puede mostrar gráficamente para parecerse a la estructura real que se ha modelado. A la organización de elementos finitos asemejando el modelo se le llama "malla (mesh) de elementos finitos". Al proceso de creación de la malla, los elementos, sus respectivos nodos (límites de puntos que rodean el elemento), y a la definición de las condiciones del contorno (puntos que fijan el modelo en el espacio y que se oponen a la fuerza externa) se le denomina "discretización" del modelo (30).

Los FEA son generalmente considerados una herramienta aceptable para simular la biomecánica del hueso periimplantar. Después de generar los modelos de implantes y huesos, se asignan sus respectivas propiedades, y se aplican cargas y condiciones de contorno, tensión y deformación que se pueden calcular en función de la configuración preestablecida por las ecuaciones que gobiernan y sus subconjuntos de algoritmos (31). El análisis de esfuerzos por elementos finitos se puede hacer de manera bidimensional o tridimensional. Los FEA 3-D se han introducido como una herramienta teórica superior a los FEA 2-D. Ya que uno de los principales propósitos de la técnica 3-D FEA es resolver problemas físicos o determinar la efectividad y el comportamiento de una estructura existente o componente estructural sometido a determinadas cargas (32).

Los modelos construidos en 3D requieren un mayor número de elementos haciéndolos más complejos en comparación a los estudios 2D, adicionalmente reproducen de mejor manera al modelo que se quiere evaluar lo que posibilita un análisis de esfuerzos y deformaciones más detallado.

Los Resultados de este estudio de elementos finitos 3D muestran que los implantes de diámetro reducido de 2.9mm y 3.3mm presentan una zona de mayor tensión en la punta del tornillo pasante relacionado con el torque aplicado. Lo que coincide con el estudio de Gong Zhang y col. en el que la aplicación del torque resultó en concentración de estrés sobre el tornillo. En este mismo estudio los autores encontraron que cuando la dirección de aplicación de la carga era oblicua el estrés se duplicaba en la corona, el pilar y el tornillo comparado con la carga vertical (26).

Los estudios de Aaron Yu-Jen Wu y col. y Lucie Himmlova y col. Mencionan que el área de superficie en los implantes de diámetro reducido es menor que en los implantes de diámetro convencional, por eso se puede asumir que la concentración de esfuerzos es mayor en un implante de diámetro reducido, lo que concuerda con lo encontrado en nuestro en la prueba Von mises (27) (22).

Cuando se aplica una fuerza oblicua al implante de 2.9mm, se genera un esfuerzo Von mises no homogéneo a lo largo del tornillo, esto podría relacionarse con la forma del pilar Vario base, que es más ancho buco lingualmente y tiene un mayor grosor en las zona vestibular y lingual concediéndole mayor rigidez.

Cuando se aplica una fuerza oblicua en la corona, se concentran las zonas de tensión en la parte cervico palatino, a diferencia de lo que ocurre en la corona del implante de 3.3m donde hay una distribución homogénea alrededor de la porción cervical de la corona, lo que podría contribuir con un mejor comportamiento biomecánico del disilicato de litio. Existe una mayor distribución de la tensión a lo largo de la interfase corona - pilar en el implante de 2.9mm debido a la forma ovalada del vario base. Siendo este un comportamiento esperado y similar al de un diente natural.

Los diferentes módulos elásticos que presentan los materiales hacen que los esfuerzos tensiles sean mayores en el disilicato de litio comparado con la resina, como se ve en la figura 6.

El Variobase de 2.9mm presenta una mayor concentración de esfuerzos debido a su forma ovalada, lo que podría disminuir la transmisión de estos esfuerzos al implante.

CONCLUSIÓN

- Cuando se aplica una fuerza oblicua a la corona del implante de 2,9mm las tensiones se concentran en la zona cervico palatina y se transmiten al pilar, lo que disminuye las fuerzas dirigidas hacia el implante, mientras que, en la corona del implante de 3,3mm las fuerzas tensiles se distribuyen alrededor del diámetro de la corona lo que contribuye a la distribución homogénea de las cargas sobre la corona.
- El diseño del pilar variobase en el implante de 2.9mm al ser más ancho buco lingualmente favorece la disipación de esfuerzos cuando se aplican cargas oblicuas, como consecuencia de su mayor rigidez.

Referencias

1. Gleiznys A, Skirbutis G, Harb A, Barzdziukaite I, Grinyte I. New approach towards mini dental implants and small-diameter implants: an option for long-term prostheses. 2012;14(2):8.
2. Jackson BJ. Small-Diameter Implants: A 7-Year Retrospective Study. Journal of Oral Implantology. 1 de abril de 2017;43(2):125-9.
3. Abdulgani DA, Kontoes DN, Chlorokostas DG, Muhamad DA-H. Interdisciplinary Management Of Maxillary Lateral Incisors Agenesis With Mini Implant Prostheses: A Case Report. :8.
4. Al-Nawas B, Domagala P, Fragola G, Freiburger P, Ortiz-Vigón A, Rousseau P, et al. A Prospective Noninterventional Study to Evaluate Survival and Success of Reduced Diameter Implants Made From Titanium-Zirconium Alloy. Journal of Oral Implantology. 1 de agosto de 2015;41(4):e118-25.
5. Allum SR, Tomlinson RA, Joshi R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. Clin Oral Implants Res. junio de 2008;19(6):553-9.
6. Barros SE, Janson G, Chiqueto K, Garib DG, Janson M. Effect of mini-implant diameter on fracture risk and self-drilling efficacy. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. octubre de 2011;140(4):e181-92.
7. Schiegnitz E, Al-Nawas B. Narrow-diameter implants: A systematic review and meta-analysis. Clin Oral Impl Res. octubre de 2018;29(S16):21-40.
8. Polder BJ, Van't Hof MA, Van der Linden FPGM, Kuijpers-Jagtman AM. A meta-analysis of the prevalence of dental agenesis of permanent teeth. Commun Dent Oral Epidemiol. junio de 2004;32(3):217-26.
9. Priest G. The treatment dilemma of missing maxillary lateral incisors-Part II: Implant restoration. J Esthet Restor Dent. julio de 2019;31(4):319-26.
10. Silveira GS, de Almeida NV, Pereira DMT, Mattos CT, Mucha JN. Prosthetic replacement vs space closure for maxillary lateral incisor agenesis: A systematic review. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. agosto de 2016;150(2):228-37.
11. Straumann® Bone Level Tapered Implant Ø 2.9mm SC.pdf.
12. Lekholm U, Zarb GA, Albrektsson T. Patient selection and preparation. Tissue.pdf.
13. Al-Nawas B, Brägger U, Meijer HJA, Naert I, Persson R, Perucchi A, et al. A Double-Blind Randomized Controlled Trial (RCT) of Titanium-13Zirconium versus Titanium Grade IV Small-Diameter Bone Level Implants in Edentulous Mandibles - Results from a 1-Year Observation Period: RCT on Implants from TiZr and Ti Grade IV. Clinical Implant Dentistry and Related Research. diciembre de 2012;14(6):896-904.

14. Quirynen M, Al-Nawas B, Meijer HJA, Razavi A, Reichert TE, Schimmel M, et al. Small-diameter titanium Grade IV and titanium-zirconium implants in edentulous mandibles: three-year results from a double-blind, randomized controlled trial. *Clin Oral Impl Res.* julio de 2015;26(7):831-40.
15. Maló P, de Araújo Nobre M. Implants (3.3 mm Diameter) for the Rehabilitation of Edentulous Posterior Regions: A Retrospective Clinical Study with Up to 11 Years of Follow-Up: Narrow-Diameter Implants in Posterior Regions of the Jaws. *Clinical Implant Dentistry and Related Research.* junio de 2011;13(2):95-103.
16. Catalogo IPS e.max.Press Monolithic Solutions. 2014 Oct.pdf.
17. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* julio de 2014;112(1):22-30.
18. Mifsud, David P., et al. «Immediately Loaded Mini-implants Supporting Mandibular Overdentures A One-year Comparative Prospective Cohort.pdf.
19. Dörsam I, Bauroth A, Keilig L, Bourauel C, Heinemann F. Definition of a drilling protocol for mini dental implants in different bone qualities. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger.* septiembre de 2020;231:151511.
20. Juodzbalys G, Kubilius M. Clinical and Radiological Classification of the Jawbone Anatomy in Endosseous Dental Implant Treatment. *JOMR [Internet].* 12 de junio de 2013 [citado 2 de abril de 2021];4(2). Disponible en: <http://www.ejomr.org/JOMR/archives/2013/2/e2/v4n2e2ht.htm>
21. Lian Z, Guan H. Effect of Bone-Implant Contact Percentage on Bone Remodeling Surrounding a Dental Implant. En: 2010 International Conference on Biomedical Engineering and Computer Science [Internet]. Wuhan, China: IEEE; 2010 [citado 11 de abril de 2021]. p. 1-4. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5462510/>
22. Li J, Li H, Shi L, Fok ASL, Ucer C, Devlin H, et al. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dental Materials.* septiembre de 2007;23(9):1073-8.
23. Kurniawan D, Nor FM, Lee HY, Lim JY. Finite element analysis of bone-implant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* septiembre de 2012;41(9):1090-6.
24. Welsch G, Boyer R, Collings EW. *Materials Properties Handbook: Titanium Alloys.* ASM International; 1993. 1206 p.
25. Karl M, Krafft T, Kelly J. Fracture of a Narrow-Diameter Roxolid Implant: Clinical and Fractographic Considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 19 de septiembre de 2014;29(5):1193-6.
26. Lee T, Ueno T, Nomura N, Wakabayashi N, Hanawa T. Titanium-Zirconium Binary Alloy as Dental Implant Material: Analysis of the Influence of Compositional Change on Mechanical Properties and In Vitro Biologic Response. *Int J Oral Maxillofac Implants.* mayo de 2016;547-54.

27. Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. enero de 2004;91(1):20-5.
28. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. EVALUATING PARAMETERS OF OSSEOINTEGRATED DENTAL IMPLANTS USING FINITE ELEMENT ANALYSIS—A TWO-DIMENSIONAL COMPARATIVE STUDY EXAMINING THE EFFECTS OF IMPLANT DIAMETER, IMPLANT SHAPE, AND LOAD DIRECTION. :9.
29. Akça K. A Comparison of Three- Dimensional Finite Element Stress Analysis with In Vitro Strain Gauge Measurements on Dental Implants. 2002;7.
30. Zhang G, Yuan H, Chen X, Wang W, Chen J, Liang J, et al. A Three-Dimensional Finite Element Study on the Biomechanical Simulation of Various Structured Dental Implants and Their Surrounding Bone Tissues. *International Journal of Dentistry*. 2016;2016:1-9.
31. Wu AY-J, Hsu J-T, Chee W, Lin Y-T, Fuh L-J, Huang H-L. Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: In-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses. *Journal of the Formosan Medical Association*. septiembre de 2016;115(9):794-800.