



Investigación original

Zonas de estrés en implantes dentales sinterizados valorados por elemento finito

Byron Velásquez Ron¹, Daniel Aponte Molina², Pablo Quintana Ramírez³,
María Rodríguez Tates⁴, Alexandra Mena Serrano⁵

- ¹. Departamento de Investigación de Prótesis Dental. Facultad de Odontología. Universidad de Las Américas. UDLA. Campus Colón. Quito-Ecuador. <https://orcid.org/0000-0001-5660-3941>.
- ². Departamento de Investigación de Prótesis Dental. Facultad de Odontología. Universidad de Las Américas. UDLA. Campus Colón. Quito-Ecuador. <https://orcid.org/0000-0001-8305-5995>.
- ³. Departamento de Investigación de Implantología. Facultad de Odontología. Universidad de Las Américas. UDLA. Campus Colón. Quito-Ecuador. <https://orcid.org/0000-0001-8716-8938>.
- ⁴. Departamento de Investigación de Prótesis Dental. Facultad de Odontología. Universidad de Las Américas. UDLA. Campus Colón. Quito-Ecuador. <https://orcid.org/0000-0002-4764-0764>.
- ⁵. Departamento de Investigación de Prótesis Dental. Facultad de Odontología. Universidad de Las Américas. UDLA. Campus Colón. Quito-Ecuador. <https://orcid.org/0000-0001-6358-8145>.

Autor de correspondencia:

Byron Velásquez Ron

E-mail: byron.velasquez@udla.edu.ec

Recibido: diciembre 2020

Fecha aceptado: febrero 2021

Citar como:

Velásquez Ron B, Aponte Molina D, Quintana Ramírez P, Rodríguez Tates M, Mena Serrano A. Zonas de estrés en implantes dentales sinterizados valorados por elemento finito. *Rev Odont Mex.* 2022; 26(2): 29-37. DOI: 10.22201/fo.1870199xp.2022.26.2.87313

Resumen

Introducción: los implantes de diseño personalizado en dientes permiten su colocación inmediata posextracción con buena adaptación al alveolo, acortando los tiempos de espera en casos en los que se requiera regeneración, o sea en los implantes convencionales. **Objetivo:** comparar

zonas de estrés entre implantes dentales personalizados sinterizados, implantes convencionales y dientes mediante el método de elemento finito. **Material y métodos:** se generaron tres modelos diseñados por computadora: implante convencional, implante personalizado y diente natural (segundo premolar superior); sometidos a tres fuerzas fijas perpendiculares al eje longitudinal del diente: 7.5 N, 100 N y 150 N. **Resultados:** el implante personalizado, en comparación con el implante convencional, tiene mejor distribución de fuerzas. Al compararse con el diente, la mayor concentración de fuerzas se encuentra en el inicio de la masticación, disipándose en toda su estructura. **Conclusiones:** el implante de diseño personalizado distribuye mejor las fuerzas oclusales en todo su eje limitando las zonas de estrés, y mantiene hueso y tejido conectivo mejorando el perfil de emergencia. No existe posibilidad de fractura de *abutments* definitivos o tornillos pasantes.

Palabras clave: implante dental, implante personalizado, análisis de estrés, sinterizado láser, CAD/CAM, oseointegración.

INTRODUCCIÓN

La estructura de los implantes dentales evoluciona periódicamente, con el objetivo de adaptarse de forma apropiada a procedimientos quirúrgicos-clínicos de carga inmediata¹. La tecnología de impresión tridimensional (3DP) produce implantes personalizados con anatomía exacta del diente perdido, como alternativa al implante de diseño convencional (roscado, recto o cónico). El implante personalizado proporciona mejor coincidencia, adaptación y retención primaria en el reborde residual, incluso en dimensiones similares a la raíz del diente natural². La combinación de escáneres orales, diseños por CAD/CAM y el uso de los 3DP, ayudan a crear prótesis dentales, guías quirúrgicas y restauraciones indirectas con un margen de error de 0.5%, lo que reduce el tiempo de trabajo³.

Estudios de ensayos clínicos e histológicos permitieron evaluar la posibilidad de elaborar implantes personalizados, elaborados mediante el sistema CAD/CAM, que al ser colocados en los alveolos posextracción de dientes unirradiculares (incisivos centrales y laterales superiores) en monos mostraron contacto hueso-implante mineralizado promedio de $41.2 \pm 20.6\%$ ⁴. Cheng *et al.* evaluaron a cinco pacientes a los que se les colocaron implantes en zona de premolares. Doce meses después de su colocación, se obtuvieron resultados de oseointegración, estabilidad y estética satisfactorios⁵, señalando que los niveles medios de hueso alrededor del implante poscolocación fueron de 0.59 mm (DE 0.5), post restauración de 0.36 (DE 1.20), y a doce meses de seguimiento en oclusión orgánica -0.31 mm (DE 0.90).

En un caso clínico en el que una mujer de 35 años asistió para atención por un traumatismo en un incisivo central superior con fractura, se realizó la colocación de implante posextracción —para mantener el tejido óseo y gingival, se opta por la colocación de un implante personalizado (The Replicate System, Natural Dental Implants), con plasma rico en plaquetas e injerto—; así, se colocó provisional sin carga oclusal, el seguimiento a dieciséis meses confirmó la estabilidad ósea en el control radiográfico⁶.

El objetivo de este estudio fue comparar zonas de estrés de implantes dentales personalizados sinterizados, implantes convencionales y dientes naturales, mediante método de elemento finito.

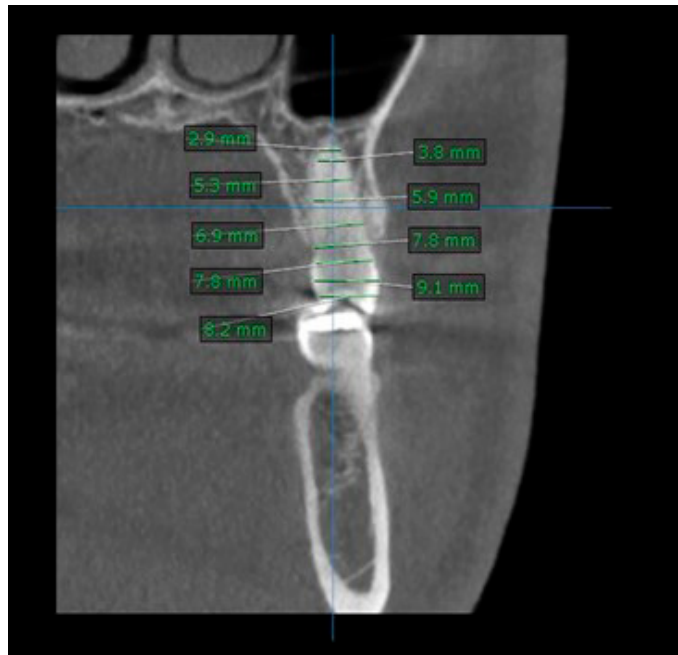


Figura 1. Vista sagital del segundo premolar superior con medidas desde apical hasta coronal, que van de palatino a vestibular.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se llevó a cabo un estudio transversal comparativo mediante tomografía computarizada del segundo premolar superior (Figura 1). Se diseñaron tres modelos, mediante *software* 3D, de un diente sin patologías, se excluyeron del estudio dientes premolares con restauraciones, caries y alteraciones de morfología. El implante personalizado de titanio grado 5, con forma exacta del segundo premolar, se comparó con el implante de titanio Zimmer® TSV de 4.1 mm x 13 mm. Con tomografía computarizada del segundo premolar superior, los archivos formato DICOM de TC se ingresaron al *software* de reconstrucción tridimensional Mimics® (Materialise, Lovaina, Bélgica) obteniendo un modelo sólido. El modelo CAD de bloque óseo maxilar posterior simplificado con hueso cortical palatal y vestibular correspondiente se obtuvo utilizando el *software* SolidWorks® CAD (SolidWorks Corp., Concord, Massachusetts, Estados Unidos). El bloque óseo edéntulo con alveolo dental de extracción simulado por eliminación de primer molar superior del modelo de elemento finito (EF*) se compuso de hueso cortical, hueso esponjoso, implantes, tornillos de titanio, pilares, prótesis de implantes posterior, corona total cerámica, diente natural y ligamento periodontal. Para la simulación de las cargas naturales desde la contraparte mandibular a la superficie oclusal al eje largo del implante personalizado, implante convencional (Zimmer TSV de 4.1 mm x 13 mm) y diente (Figura 2 A-C)⁷; se realizó en un ángulo perpendicular al eje del diente; además, se aplicó una carga de 7.5 N, 100 N y 150 N a la superestructura del modelo realizado para cada caso. Los materiales de los modelos se consideraron isotrópicos, homogéneos y linealmente elásticos⁸. Las propiedades mecánicas utilizadas para la simulación EF* son sustentadas en la tabla 1.

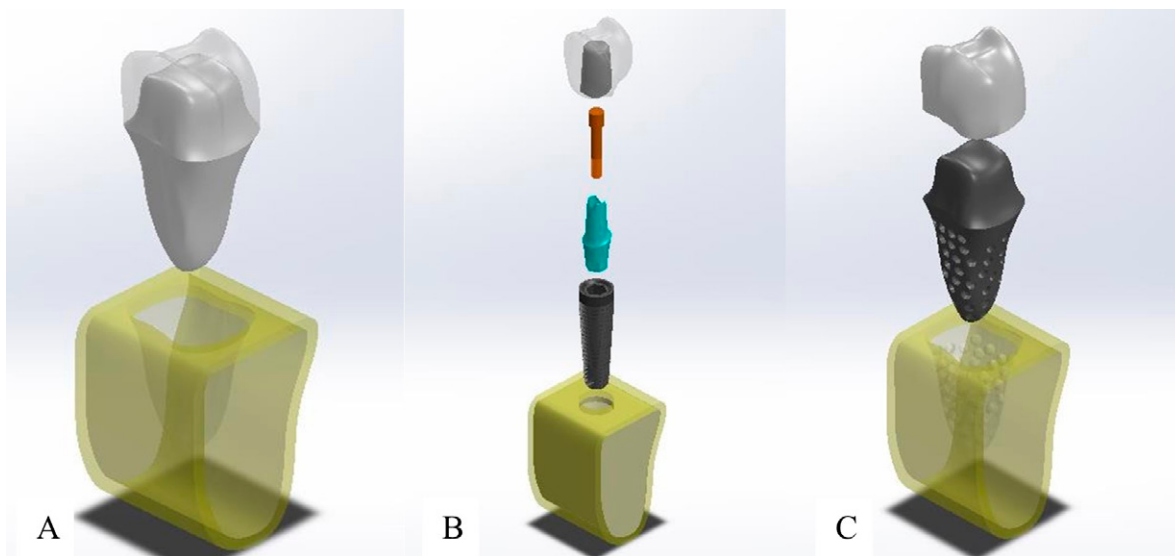


Figura 2. A. Diente natural, B. Implante convencional Zimmers, C. Implante sinterizado personalizado.

RESULTADOS

Se utilizó el dibujado en distintos planos y vistas, encontrando variación en tercera dimensión de acuerdo con la morfología de los modelos a analizar, ensambladas de manera que formaran un solo cuerpo.

El valor máximo de von Mises para fuerzas axiales de 7.5 N para el diente natural fue de 21.3 MPa (Figura 3A); para el implante convencional fue de 26.14 MPa (Figura 4A), y para el implante personalizado fue de 13.1 MPa (Figura 5A). Para las fuerzas axiales de 100 N los valores obtenidos fueron 284 MPa (Figura 3B), 348.55 MPa (Figura 4B) y 174 MPa (Figura 5B), respectivamente. Por último, se realizaron pruebas a 150 N, obteniendo el valor de 427 MPa para diente natural (Figura 3C), 522.83 MPa para el implante convencional (Figura 4C) y 261 MPa para el implante personalizado (Figura 5C).

Tabla 1.
Propiedades de materiales para el diseño de elemento finito.

	Módulo de Young (megapascals, MPa)	Proporción de Poisson	Referencia
Ti-6Al-4V	103.400	0.35	Sertgöz y Güvener, 1996.
Hueso cortical	3.700	0.3	Barbier <i>et al.</i> , 1998.
Hueso trabeculado	1,370	0.3	Barbier <i>et al.</i> , 1988.
Esmalte	84,100	0.3	Oskui <i>et al.</i> , 2017.
Dentina	18,300	0.31	Oskui <i>et al.</i> , 2017.
Pulpa	2	0.45	Oskui <i>et al.</i> , 2017.
Ligamento periodontal	2,000	0.45	Oskui <i>et al.</i> , 2017.
Zirconio ZrO ₂	220,000	0.30	Ereifej <i>et al.</i> , 2011.

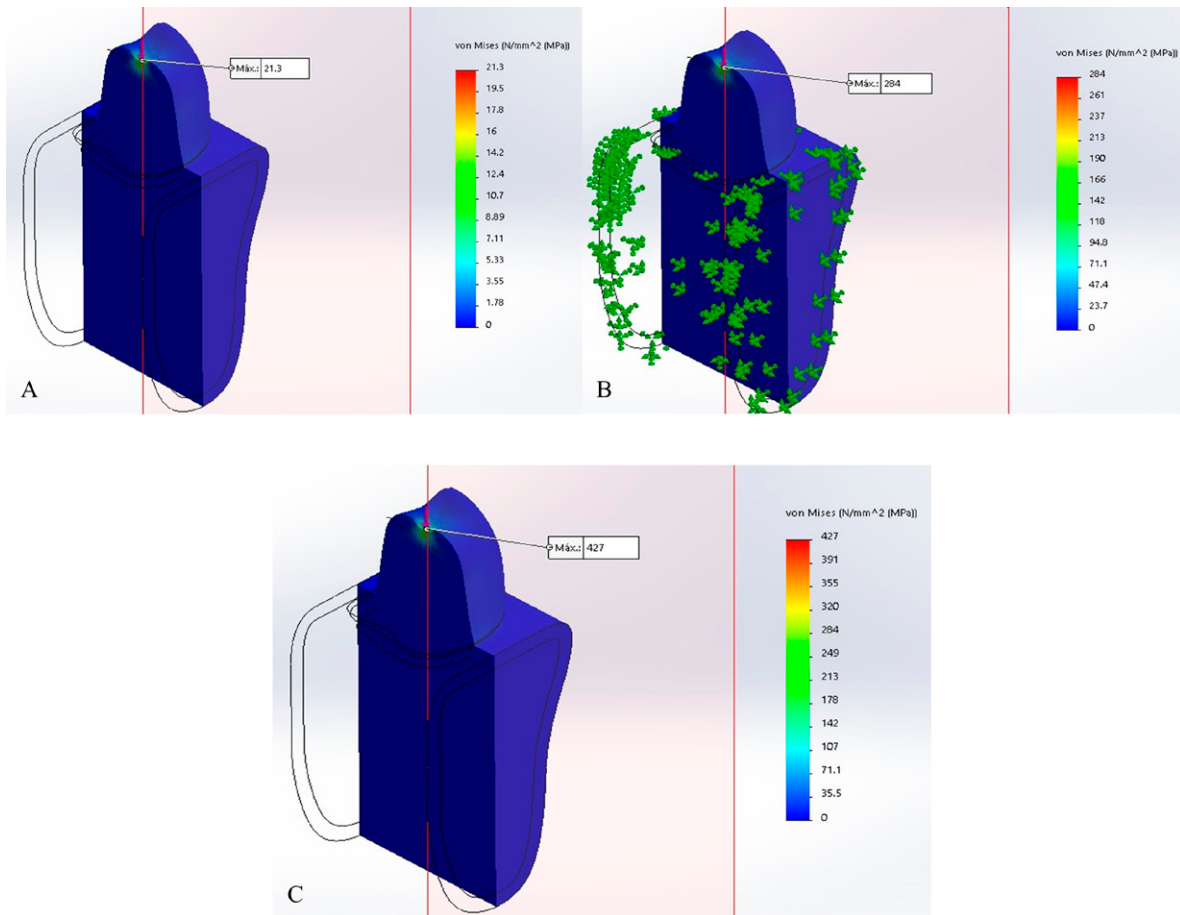


Figura 3. Diente, von Mises con fuerza axial, vista isométrica en corte. A) 7.5 N. B) 100 N. C) 150 N.

DISCUSIÓN

Los modelos de elemento finitos 3D utilizados en estudios permiten la representación de una geometría más detallada y compleja; siempre se deben tener en cuenta las limitaciones inherentes de elementos finitos con respecto a la distribución de fuerzas. Las estructuras de los modelos son homogéneas, isotrópicas y linealmente elásticas. Sin embargo, está bien documentado que el hueso cortical de la mandíbula es transversalmente isotrópico y homogéneo; se estableció interfaz 100% implante/hueso y pilar/implante, que no coincide con situaciones clínicas. Son de interés los valores de las diferentes fuerzas y tensiones en los diseños del implante. Los resultados obtenidos deben considerarse como una referencia para elegir entre diferentes diseños de implantes en un tratamiento clínico. Se requieren estudios clínicos prospectivos para verificar los resultados^{9, 10}. El conjunto de datos de esfuerzo de von Mises y el factor de seguridad (FDS) permitieron demostrar que el implante personalizado permite distribuir mejor las fuerzas oclusales sobre todo el eje axial, por lo que es la mejor alternativa para mantener hueso y tejido conjuntivo; mejora el perfil de emergencia, por la mayor circunferencia. No existe posibilidad de fractura de *abutments* definitivos o tornillos pasantes. Los implantes dentales con anatomía estándar para el reemplazo protésico de dientes perdidos funcionan de manera óptima llegando a una tasa del 90% de integración ósea; implantes

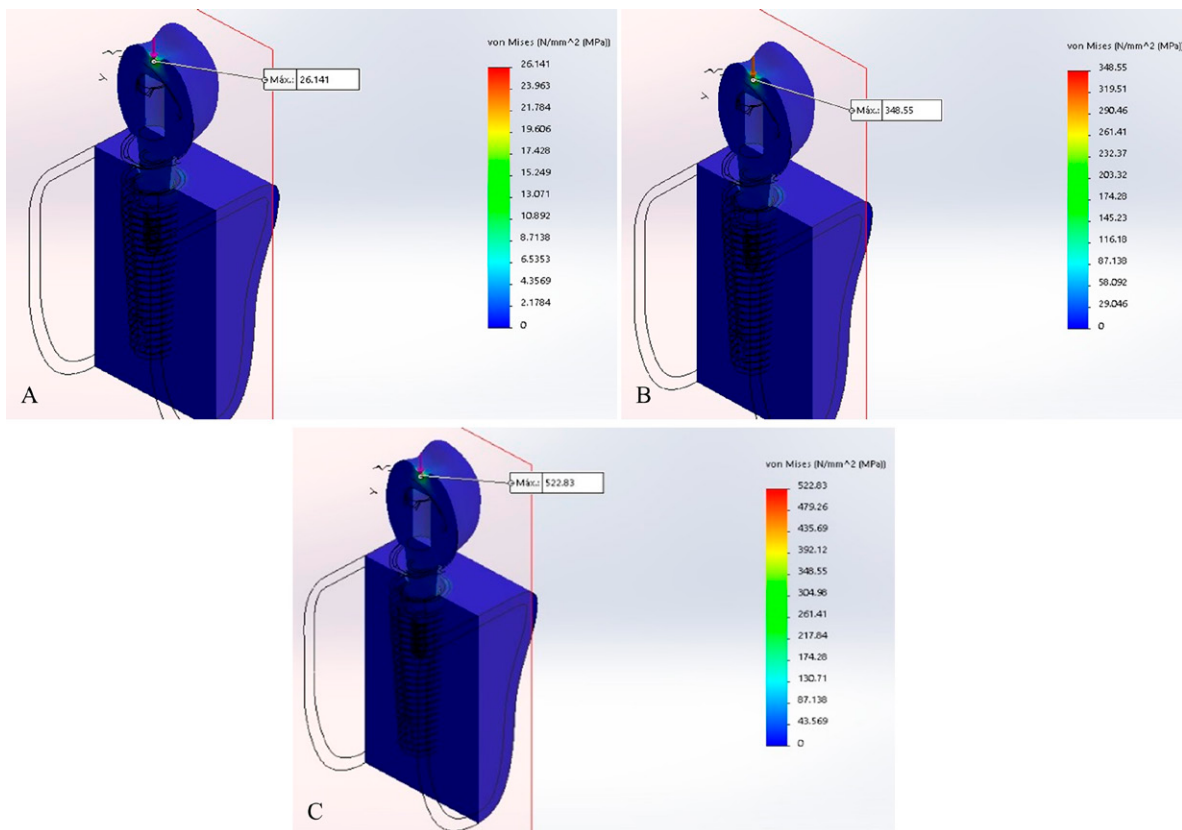


Figura 4. Implante convencional, von Mises con fuerza axial, vista isométrica en corte. A) 7.5 N. B) 100 N. C) 150 N.

personalizados sinterizados, posextracción en los ensayos clínicos, tienen un éxito del 80%, lo que brinda a los clínicos otras opciones de tratamiento, contrastando con los resultados de Kharsan *et al.*, que indicaron que, en todos los modelos, las fuerzas máximas de von Mises en el hueso cortical periimplante, en las dos condiciones de carga, estaban por debajo de 2500, inferiores al umbral de tolerancia fisiológica del hueso, lo que indicaba que la fuerza en el hueso alrededor de los implantes estaba dentro del umbral fisiológico, con poco efecto en la tasa de supervivencia del implante¹¹.

Los implantes personalizados sinterizados colaboran en la solución, elaborados con base en una tomografía computarizada del diente a extraerse; estos datos permiten obtener el modelo virtual del diente perdido en la exodoncia, en sintetizadora o una fresadora se imprime en óxido de titanio, con ajuste perfecto en el alveolo del diente. La concentración de los esfuerzos en el implante personalizado es menor comparado con el implante convencional, y guarda similitud con el diente natural. Liu *et al.* y Mangano *et al.*, en sus artículos de tratamiento de superficie con láser en el implante, indican que, bajo microscopía electrónica de barrido, fue evidente un contacto íntimo de la matriz fibrosa con la superficie del implante, y se pudo ver que algunos haces de colágena se unían directamente a la superficie metálica. Al cambiar la microtextura de la superficie, fue posible cambiar la respuesta de los tejidos blandos periimplantarios que transmiten fuerzas oclusales axiales^{12, 13}.

El implante personalizado involucra menos elementos, permite que la distribución de esfuerzos vaya directamente al implante y la convierte en estructura eficiente. El implante convencional en valores de von Mises y FDS presenta alta concentración de esfuerzos en zona coronal

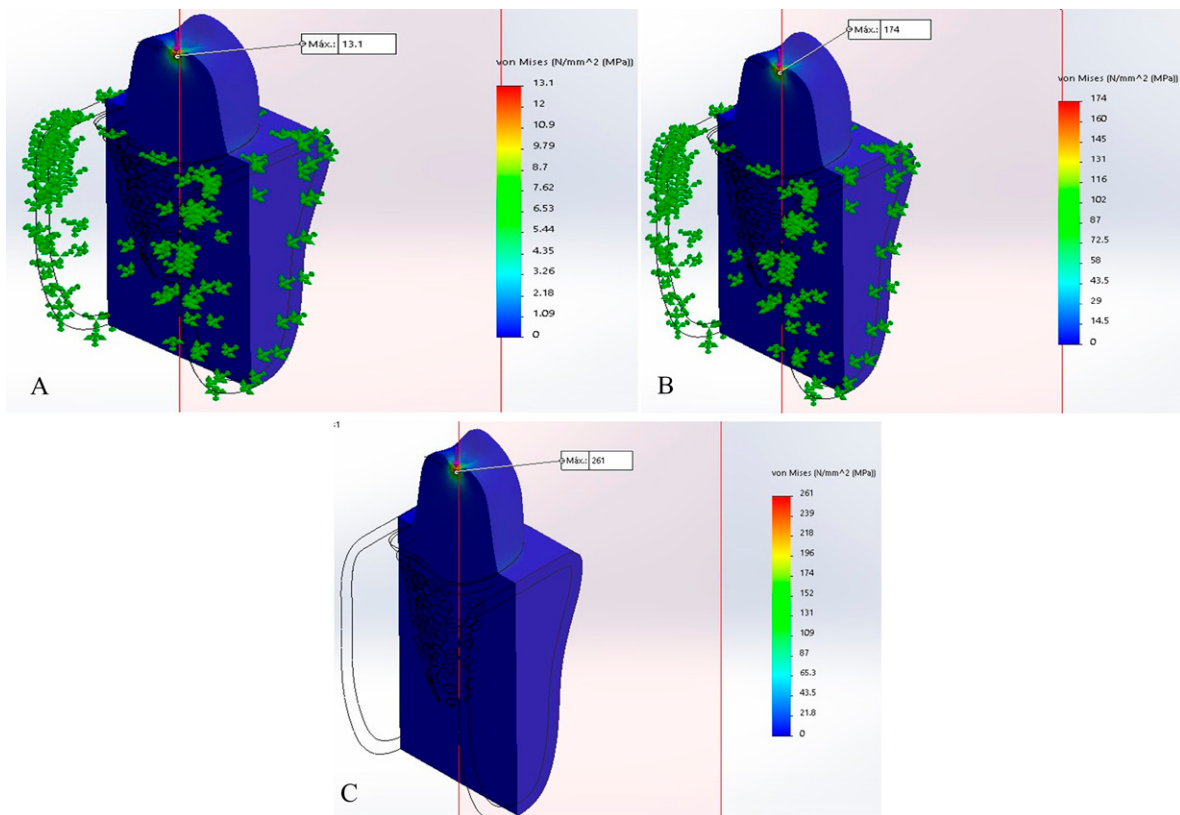


Figura 5. Implante personalizado, von Mises con fuerza axial, vista isométrica en corte. A) 7.5 N. B) 100 N. C) 150 N.

y conexión. El comportamiento de la distribución de esfuerzos inicia en el área de la fuerza masticatoria, se distribuye de manera homogénea, baja hasta la raíz (implantes), distribuye los esfuerzos hacia afuera (parte externa de la raíz o implantes), mientras se va disipando, llega al contacto del hueso, se disipa por completo al llegar al 1/3 de la longitud de la raíz (implante) dentro del hueso. El estudio de cinco pacientes con implantes de raíces fabricados a partir de tomografía computarizada funcionó bien después de doce meses con carga funcional; únicamente en un paciente, uno de los dos implantes análogos de raíz falló temprano. Las mediciones clínicas y radiográficas periimplantarias demostraron una situación estable después de doce meses de carga funcional¹⁴⁻¹⁶. El FDS informa del comportamiento de distribución de esfuerzos, interactúa en todo el sólido, además de permitir observar en dónde se encuentra el valor máximo von Mises¹⁷. La corona clínica es el elemento con mayor concentración de esfuerzos en los tres modelos analizados, según el análisis von Mises. Los modelos analizados recibieron fuerza masticatoria de 7.5 N, 100 N y 150 N evidenciando carga en la cresta ósea y la del implante. La tensión máxima de von Mises se observó en la región crestal del hueso y en la región del módulo de la cresta en los implantes. El diseño del módulo de la cresta diverge de la tensión de von Mises mínima en el hueso crestal durante la carga vertical dentro del hueso también en el módulo de cresta del implante. Los diseños de cresta recta tuvieron mínima tensión a carga oblicua que, a la vertical, la cresta convergente muestra la máxima tensión de von Mises¹⁷⁻¹⁹.

Los resultados del FDS coinciden en valores inferiores a 1.23 localizados en la corona, concentrando los esfuerzos resistentes que soportan las cargas masticatorias, lo que contrasta con lo encontrado por Westover *et al.*, donde se ubica la concentración de tensión en la parte

de conexión del implante, especialmente por encima del tejido blando y dentro del hueso. En el tejido blando, la tensión de tracción se produjo en el lado bucal y la compresión en el lado lingual de la cortical. Por el contrario, en el diseño del nivel del hueso, la tensión de tracción se produjo en el lado lingual del hueso cortical. El titanio puro y el titanio con zirconio mostraron un patrón de distribución de esfuerzos similar. Los valores de tensión máxima fueron más bajos en el diseño de tejido blando que en el diseño de hueso, más bajos con titanio zirconio y titanio puro, tanto para el hueso cortical como para el cuerpo del implante. El valor máximo tendió a aumentar a medida que disminuía la longitud del cuerpo del implante. Además, el diseño del cuerpo del implante fue más influyente que su longitud, y el diseño de tejido blando mostró un valor de tensión similar al diseño de hueso más largo²⁰⁻²².

CONCLUSIONES

El implante personalizado en el modelo demostró mejor comportamiento en tolerar las zonas de estrés; la concentración de esfuerzos es menor comparada con el implante convencional, guardando semejanza en el comportamiento con el diente natural. Al involucrar menos elementos, permite la distribución de esfuerzos directamente en la relación implante-alveolo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Araki H, Nakano T, Ono S, Yatani H. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Extra Short Implants Focusing on Implant Designs and Materials. *Int J Implant Dent*. 2020; 29; 6(1): 5. DOI: 10.1186/s40729-019-0202-6
2. Brune A, Stiesch M, Eisenburger M, Greuling. The Effect of Different Occlusal Contact Situations on Peri-Implant Bone Stress – A Contact Finite Element Analysis of Indirect Axial Loading. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2019; 99: 367–73. DOI: 10.1016/j.msec.2019.01.104
3. Chen J, Zhang Z, Chen X, Zhang C, Zhang G, Xu Z. Design and Manufacture of Customized Dental Implants by Using Reverse Engineering and Selective Laser Melting Technology. *J Prosthet Dent*. 2018; 112(5): 1088–95.e1. DOI: 10.1016/j.prosdent.2014.04.026
4. Moin DA, Hassan B, Wismeijer D. Immediate Nonsubmerged Custom Root Analog Implants: A Prospective Pilot Clinical Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018; 33(2): e37–e44. DOI: 10.11607/jomi.6048
5. Chen J, Zhang Z, Chen X, Zhang X. Influence of Custom-Made Implant Designs on the Biomechanical Performance for the Case of Immediate Post-Extraction Placement in the Maxillary Esthetic Zone: A Finite Element Analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2017; 20(6): 636–44. DOI: 10.1080/10255842.2017.1283406
6. He L, Li D, Zhang J, Li X, Lu S, Tang Z. Influence of Different Abutment Designs on the Biomechanical Behavior of Dental Root-Analog Implant: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Implant Dent*. 2016; 25(6): 802–6. DOI: 10.1097/ID.0000000000000487
7. He L, Zhang J, Li X, Hu H, Lu S, Tang Z. Irregular Implant Design Decreases Periimplant Stress and Strain Under Oblique Loading. *Implant Dent*. 2017; 26(5): 744–50.
8. Huempferner-Hierl H, Schaller A, Hemprich A, Hier T. Biomechanical Investigation of Naso-Orbitoethmoid Trauma by Finite Element Analysis. *Brit J Oral Maxillofac Surg*. 2014; 52(9): 850–3. DOI: 10.1016/j.bjoms.2014.07.255

9. Igarashi K, Nakahara K, Haga-Tsujimura M, Kobayashi E, Watanabe F. Hard and Soft Tissue Responses to Three Different Implant Materials in a Dog Model. *Dent Mat J*. 2015; 34(5), 692–701. DOI: 10.4012/dmj.2014-361
10. Jenny G, Jauernik J, Bierbaum S, Bigler M, Grätz K, Rücker M, *et al*. A Systematic Review and Meta-Analysis on the Influence of Biological Implant Surface Coatings on Periimplant Bone Formation. *J Biomed Mater Res A*. 2016; 104(11): 2898–910. DOI: 10.1002/jbm.a.35805
11. Hong DGK, Oh JH. Recent Advances in Dental Implants. *Maxillofac Plast Reconstr Surg*. 2017; 39(1): 33. DOI: 10.1186/s40902-017-0132-2
12. Kharsan V, Bandgar V, Mirza A, Jagtiani K, Dhariwal N, Kore R. Comparative Evaluation of Three Abutment-Implant Interfaces on Stress Distribution in and Around Different Implant Systems: A Finite Element Analysis. *Contemp Clin Dent*. 2019;10(4): 590–4. DOI: 10.4103/ccd.ccd_739_18
13. Liu J, Dai Q, Weir MD, Schneider A, Zhang C, Hack GD, *et al*. Biocompatible Nanocomposite Enhanced Osteogenic and Cementogenic Differentiation of Periodontal Ligament Stem Cells In Vitro for Periodontal Regeneration. *Materials (Basel)*. 2020; 13(21): 4951. DOI: 10.3390/ma13214951
14. Mangano C, Piattelli A, Scarano A, Raspanti M, Shibli JA, Mangano FG, *et al*. A Light and Scanning Electron Microscopy Study of Human Direct Laser Metal Forming Dental Implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2014; 34(1): e9–e17. DOI: 10.11607/prd.1213
15. Moraschini V, Poubel LA, Ferreira VF, Barboza Edos S. Evaluation of Survival and Success Rate of Dental Implants Reported in Longitudinal Studies with a Follow-Up Period of at least 10 Years: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2015; 44(33): 377–88. DOI: 10.1016/j.ijom.2014.10.023
16. Oskui I, Hashemi A, Jafarzadeh H, Kato A. Finite Element Investigation of Human Maxillary Incisor Under Traumatic Loading: Static vs Dynamic Analysis. *Comput Methods Programs Biomed*. 2018; 155: 121–5. DOI: 10.1016/j.cmpb.2017.12.007
17. Patankar A, Kshirsagar R, Patankar S, Pawar S. Immediate, Non Submerged Root Analog Zirconia Implant in Single Rooted Tooth Replacement: Case Report with 2 years Follow Up. *J Maxillofac Oral Surg*. 2016; 15 (supl. 2): 270–3. DOI: 10.1007/s12663-015-0786-1
18. Patil SM, Deshpande AS, Bhalerao RR, Metkari SB, Patil PM. A Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Influence of Varying Implant Crest Module Designs on the Stress Distribution To The Bone. *Dent Res J (Isfahan)*. 2019;16(3): 145–52.
19. Prasad K, Bazaka O, Chua M, Rochford M, Fedrick L, Spoor J, *et al*. Metallic Biomaterials: Current Challenges and Opportunities. *Materials (Basel)*. 2017; 10(8): 884. DOI: 10.3390/ma10080884
20. Schubert O, Beuer F, Guth J, Nold E, Edelhoff D, Metz I. Two Digital Strategies in Modern Implantology-Root-Analogue Implants and the Digital One-Abutment/One Time Concept. *Int J Comput Dent*. 2018; 21(2): 115–31.
21. Tunchel S, Blay A, Kolerman R, Mijiritsky E, Shibli A. 3D Printing/Additive Manufacturing Single Titanium Dental Implants: A Prospective Multicenter Study with 3 Years of Follow-Up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016; 8590971. DOI: 10.1155/2016/8590971
22. Westover B. Three-Dimensional Custom-Root Replicate Tooth Dental Implants. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2019; 31(3): 489–96. DOI: 10.1016/j.coms.2019.03.010