

Influencia de parámetros de diseño sobre el comportamiento biomecánico de un implante dental corto

Influence of design parameters on the biomechanical behavior of a short dental implant

Alejandro López Cruz,^{I,II} Jesús Eduardo González Ruíz,^{II} Adrian Paz Ramos,^{III} Perla Sarría Popowski^I

^I Grupo de Investigaciones de Biomecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica, Universidad Tecnológica de La Habana "José Antonio Echeverría". La Habana, Cuba.

^{II} Departamento de Biomateriales Cerámicos y Metálicos, Centro de Biomateriales, Universidad de La Habana. La Habana, Cuba.

^{III} Departamento de Química, Universidad de Montreal. Quebec, Canadá.

RESUMEN

Introducción: Los implantes dentales deben transmitir esfuerzos al tejido óseo y generar deformaciones que favorezcan el equilibrio entre los procesos de formación y reabsorción ósea. Debido al alto número de pacientes que presentan maxilares con dimensiones reducidas, es necesario estudiar el comportamiento biomecánico de implantes dentales cortos.

Objetivos: Evaluar el efecto de los parámetros de diseño: diámetro máximo, longitud de la interfaz hueso-implante y altura del filete de la rosca sobre el comportamiento biomecánico de un nuevo diseño de implante dental corto.

Métodos: Los modelos tridimensionales del implante dental corto fueron creados usando el software Autodesk Inventor Profesional versión 2011 (Autodesk Inc, California, USA) y analizados con el software de elementos finitos Autodesk® Algor® Simulation (Autodesk Inc, California, USA).

Resultados: Los niveles máximos de esfuerzos equivalentes de von Mises se obtuvieron, en el hueso cortical peri-implantar. Las cargas aplicadas al implante generaron, en el hueso trabecular peri-implantar, los mayores esfuerzos equivalentes de von Mises en la región apical y los menores valores en la región próxima al hueso cortical. Además, los mayores valores de deformación se obtuvieron en el hueso trabecular para todos los modelos estudiados.

Conclusiones: En general, los resultados de las simulaciones mostraron que la mayoría de los modelos estudiados generan esfuerzos y deformaciones en el hueso cortical peri-implantar en niveles que estimulan el crecimiento y la remodelación ósea. No obstante, en algunas de las variantes simuladas se observaron niveles de esfuerzos y deformaciones, en zonas del hueso trabecular peri-implantar, que pueden provocar pérdida ósea en los maxilares. Las variables diámetro del implante y altura del filete de la rosca exhibieron la mayor influencia sobre los esfuerzos y deformaciones máximas generados en el tejido óseo.

Palabras clave: implante dental corto; parámetros de diseño; esfuerzos equivalentes de von Mises; deformaciones; método de elementos finitos.

ABSTRACT

Introduction: Dental implants should transmit stresses to the bone tissue and generate strain levels that favor the balance between the bone formation and bone resorption processes. Due to the high number of patients with reduced jawbone dimensions, it is essential to study the biomechanical behavior of short dental implants.

Objective: Evaluate the effect of the design parameters: Maximum diameter, Length of the bone-implant interface and Thread depth on the biomechanical behavior of a new design of short dental implant.

Methods: The 3D models of the short dental implant were created using Autodesk Inventor Professional software (Autodesk Inc, California, USA) and analyzed by finite elements with Autodesk® Algor® Simulation software (Autodesk Inc, California, USA).

Results: The maximum von Mises equivalent stress was obtained in peri-implant cortical bone. The loads applied to the implant generated in peri-implant cancellous bone, the highest von Mises equivalent stress in the lower end of the apical region and the lowest stress values in the region next to the cortical bone. In addition, the highest strain values were obtained in cancellous bone for all models under study.

Conclusions: In general, the simulation results showed that most of the models under study generate stresses and strains in peri-implant cortical bone at levels that stimulate bone growth and bone remodeling. However, for some models, it was observed levels of stress and strain in peri-implant cancellous bone that could provoke the bone onset. The variables Implant diameter and Thread depth exhibited the greatest influence on the maximum stresses and strains obtained in the bone tissue.

Keywords: short dental implant; design parameters; von Mises equivalent stresses; strain; finite element analysis.

INTRODUCCIÓN

El hueso es un tejido vivo y funcional diseñado para soportar cargas.¹⁻³ Cuando es retirado un componente de la dentadura, el sitio donde este se encontraba no recibe los estímulos mecánicos necesarios para mantener el equilibrio entre los procesos de regeneración y reabsorción ósea. Esta situación hace que la velocidad de reabsorción

ósea se incrementa; dando lugar a que se disponga de menor cantidad de hueso para colocar el implante dental y a que se afecte significativamente la estética del paciente.

El éxito del tratamiento con implantes dentales depende de la calidad y cantidad de hueso existente en el lugar donde se desea colocar el implante.⁴ La colocación de los implantes dentales puede complicarse en pacientes con insuficiente cantidad de tejido óseo en la zona donde se coloca el implante.⁴⁻⁷

En varios casos es posible colocar implantes dentales con pequeñas dimensiones (implantes dentales cortos y minis). El uso de estos posibilita incrementar el número de pacientes que pueden beneficiarse de una rehabilitación oral con implantes dentales, reduciendo la morbilidad del procedimiento y disminuyendo los costos del tratamiento.⁴ Algunos de los factores que explican el fracaso de los implantes dentales cortos son: la presencia de elevadas fuerzas de oclusión, la densidad ósea del maxilar receptor, el aumento de la altura de la corona y el diseño del implante.^{7,8}

Por otro lado, en trabajos donde se analiza el comportamiento biomecánico de implantes dentales cortos,⁹⁻¹² se ha demostrado que los esfuerzos en el hueso peri-implantar se incrementan en comparación con los generados por implantes que poseen medidas estándares.⁴ Debido a lo anteriormente expuesto, es recomendable que el uso de nuevos modelos de implantes cortos esté acompañado por un previo y exhaustivo análisis biomecánico de varias situaciones.

El propósito de este trabajo fue evaluar el efecto del diámetro máximo, la longitud de la interfaz hueso-implante y la altura del filete de la rosca sobre el comportamiento biomecánico de un nuevo diseño de implante dental corto.

MÉTODOS

MODELACIÓN POR ELEMENTOS FINITOS (MEF)

Un segmento tridimensional de la región molar de una mandíbula humana con un implante dental corto anclado en ella fue modelado usando el software Autodesk Inventor Professional versión 2011 (Autodesk Inc, California, USA). Este segmento de hueso estaba compuesto por dos tipos microestructurales de tejido: el hueso cortical y el hueso trabecular. La longitud del segmento de hueso en la dirección mesiodistal fue 10 mm y su ancho de 12 mm. El implante fue colocado aproximadamente en el centro del segmento de la mandíbula.

Siete modelos de un implante dental corto, cónico, monocomponente y con un perfil de rosca cuadrada o rectangular (0,8 mm de paso) se simularon por el MEF con el software Autodesk® Algor® Simulation (Autodesk Inc, California, USA). Con el uso de este software, se generaron varios mallados, considerando diferentes niveles de refinamiento. Finalmente, se empleó en las simulaciones una malla con 50425 nodos y 67436 elementos. La [tabla 1](#) muestra los parámetros de diseño de los modelos. El diámetro máximo (Modelos A, B y C), la longitud de la interfaz hueso-implante dental (Modelos D, E y F) y la altura del filete de la rosca (Modelos G, H e I) fueron variados para analizar su efecto sobre los esfuerzos y deformaciones transmitidos al hueso peri-implantar.

Tabla 1. Parámetros de diseño evaluados en los modelos estudiados

Parámetros de Diseño (mm)	Modelos						
	A	B	C	D	E	F	G
Diámetro máximo	3,8	4,4	5,0	4,4	4,4	4,4	4,4
Longitud de la interfaz hueso-implante	6,0	6,0	6,0	5,0	7,0	6,0	6,0
Altura del filete de la rosca	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,2	0,4

Los valores máximos de esfuerzos equivalentes de von Mises, así como los valores de deformaciones máximas, en los huesos cortical y trabecular alrededor del implante, fueron comparados en el software Statgraphics® Centurion XV (Statpoint Technologies, Inc.). Se utilizó una prueba de Comparación de Múltiples Muestras para determinar la influencia de cada parámetro de diseño estudiado.

SISTEMA DE CARGAS Y CONDICIONES DE FRONTERA

Las cargas fueron aplicadas en la superficie superior del implante y se consideró que este se encontraba osteointegrado (condición de carga diferida). Para simular condiciones de masticación normales, se aplicaron 117,4 N, 17,1 N y 23,4 N de fuerza en la dirección axial, bucolingual y mesiodistal respectivamente. Como condiciones de frontera, se limitó el borde inferior del hueso en las direcciones x, y, z (cero desplazamientos).¹³

PROPIEDADES DE LOS MATERIALES

Los materiales del implante (Ti6Al4V) y de los huesos se asumieron isotrópicos, homogéneos y linealmente elásticos. Para el material del implante (Ti6Al4V) se utilizó un Módulo de Young de 11 300 MPa y un Coeficiente de Poisson de 0,35. De acuerdo con los reportes de Li y colaboradores,¹⁴ el Módulo de Young del hueso fue seleccionado en función de la densidad ósea del maxilar (hueso trabecular= 0,5 g/cm³ y hueso cortical= 1,7 g/cm³). En el caso del hueso cortical, los valores usados fueron 13 000 MPa y 0,30 para el Módulo de Young y el Coeficiente de Poisson, respectivamente. En el hueso trabecular, los valores del Módulo de Young y Coeficiente de Poisson empleados fueron 690 MPa y 0,30, respectivamente.

RESULTADOS

La figura muestra que, bajo las condiciones de carga estudiadas, los niveles máximos de esfuerzos se generaron en la zona superior del hueso cortical, cerca del cuello del implante.

En el hueso trabecular, las condiciones de carga simuladas generaron los mayores niveles de esfuerzos equivalentes de von Mises en el área en contacto con el extremo inferior del implante (región apical). Por otro lado, los valores de esfuerzos mínimos se localizaron en áreas del hueso trabecular cercanas al hueso cortical (Fig.).

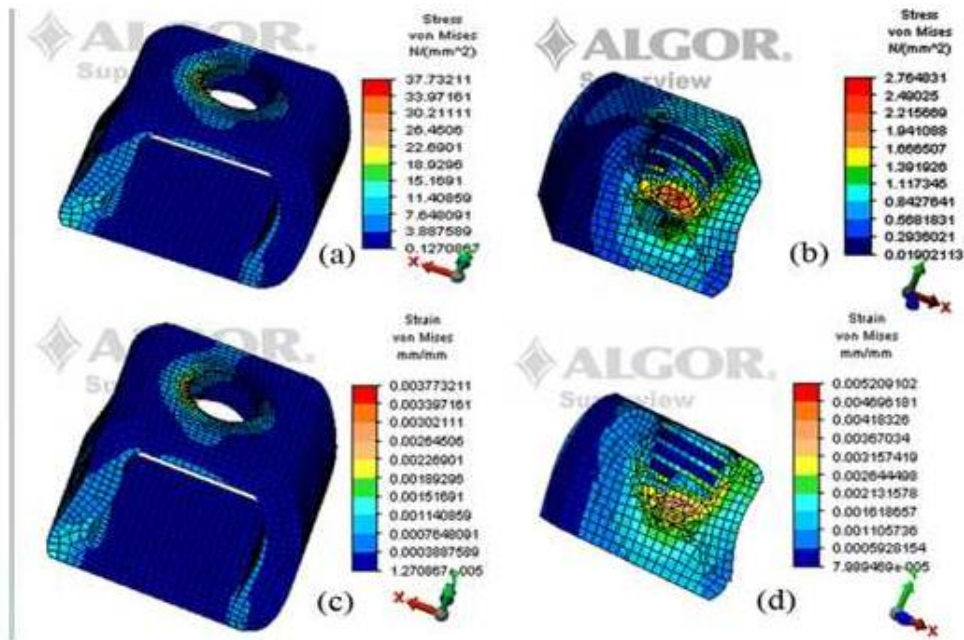


Fig. Esfuerzos equivalentes de von Mises (a-hueso cortical y b-hueso trabecular), y deformaciones (c-hueso cortical y d-hueso trabecular) generadas en el tejido óseo por el modelo B de la tabla 1.

Es de significar que, en todas las variantes simuladas, los niveles mínimos de deformaciones se observaron en el hueso cortical y los máximos en el hueso trabecular (Fig.). La tabla 2 muestra los valores máximos y mínimos de esfuerzos equivalentes de von Mises y de deformaciones para cada modelo estudiado.

Tabla 2. Niveles de esfuerzos y deformaciones en el hueso peri-implantar en condiciones de carga diferida

Modelos	Nivel	Esfuerzos en el hueso peri-implantar (MPa)		Deformaciones en el hueso peri-implantar	
		Hueso Cortical	Hueso Trabecular	Hueso Cortical	Hueso Trabecular
A	Máximo	32,93	7,77	0,0039	0,013
	Mínimo	0,09	0,084	0,000009	0,00016
B	Máximo	22,69	2,22	0,0023	0,0042
	Mínimo	0,13	0,0118	0,000013	0,000022
C	Máximo	22,77	6,21	0,0019	0,0117
	Mínimo	0,19	0,0542	0,000019	0,000102
D	Máximo	22,90	2,34	0,0023	0,0044
	Mínimo	0,10	0,079	0,00001	0,000027
E	Máximo	21,92	3,02	0,0022	0,0050
	Mínimo	0,19	0,00977	0,000019	0,000018
F	Máximo	25,83	3,32	0,0026	0,0062
	Mínimo	0,19	0,046	0,000019	0,000021
G	Máximo	18,55	2,60	0,0019	0,0049
	Mínimo	0,08	0,02453	0,000008	0,000045

DISCUSIÓN

Los resultados de las simulaciones mostraron en el implante esfuerzos significativamente inferiores al límite de fluencia de la aleación Ti6Al4V (material del implante, resultado no mostrado). Por otro lado, en el hueso cortical peri-implantar, la mayoría de los modelos exhiben niveles de esfuerzos y deformaciones que favorecen la remodelación ósea en las condiciones simuladas (Modelos B, C, D, E, G), de acuerdo a los reportes de *Li* y colaboradores¹⁵ y de *Chou* y colaboradores.¹⁶ Por otra parte, existen pequeñas áreas donde los niveles de esfuerzos y deformaciones obtenidos resultaron ligeramente superiores a los límites recomendados. Los mismos se encuentran localizados fundamentalmente en la zona del hueso trabecular en contacto con la región apical del implante dental.

Como anteriormente se expuso, los resultados del presente estudio demuestran que los esfuerzos máximos equivalentes de von Mises se localizan en el hueso cortical, alrededor del cuello del implante. Este comportamiento ha sido reportado con anterioridad.^{14,17,18} Por otro lado, un exceso de dicho parámetro se asocia con la pérdida de masa ósea y al fracaso de implantes dentales. En el hueso cortical, los niveles de esfuerzos mostraron valores entre 10 y 22 MPa en el área que rodea al implante, mientras que en el hueso peri-implantar oscilaron entre 2 y 7,7 MPa.

En todos los modelos simulados los mayores valores de deformaciones se observaron en el hueso trabecular (*Fig.* y *tabla 2*). En dicho hueso, los valores de este parámetro en la zona en contacto con la región apical de los implantes simulados, de acuerdo a los reportes de *Chou* y colaboradores,¹⁶ pueden provocar fallas debido a la formación de microgrietas y una aceleración del proceso de reabsorción ósea. Por otro lado, las deformaciones en el hueso cortical pueden considerarse apropiadas para mantener la remodelación ósea o para estimular ese proceso.

Al aumentar el diámetro del implante, en el hueso cortical, ocurre un incremento de las zonas donde los niveles de esfuerzos y deformaciones estimulan el crecimiento y la remodelación ósea. Un comportamiento análogo al anterior ocurre cuando se aumenta la longitud del implante y la altura del filete de la rosca.

Las variables diámetro del implante y altura del filete de la rosca mostraron la mayor influencia sobre los esfuerzos máximos equivalentes de von Mises obtenidos en el hueso cortical. En ese sentido, al comparar la influencia de dichas variables se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre sí. Por otra parte, al evaluar el efecto de los esfuerzos máximos equivalentes de von Mises obtenidos en el hueso trabecular no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las variables estudiadas. No obstante, la variable que mostró mayor influencia fue la altura del filete de la rosca. Adicionalmente, las variables estudiadas no mostraron entre ellas diferencias estadísticamente significativas sobre las deformaciones máximas generadas en el hueso cortical, así como en el hueso trabecular. No obstante, en ambos huesos, la mayor influencia sobre las deformaciones máximas la exhibieron las variables diámetro del implante y altura del filete de la rosca.

Apoyo financiero

Centro de Biomateriales de la Universidad de La Habana.

Declaración de conflicto de intereses

Los autores declaran que no existe conflicto de interés.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Almeida EO, Freitas AC, Rocha EP, Pessoa RS, Gupta N, Tovar N, et al. Critical Aspects for Mechanical Simulation in Dental Implantology. In: Moratal D, editor. Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments; 2012. p. 81-106.
2. Nordin M, Frankel VH. Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético. 3ra ed. España; 2001.
3. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. J Dent. 2002;30:271-82.
4. Azañón R, Martínez I, Ferrer J, Marzo R. Pertinencia del uso de implantes dentales cortos en pacientes con atrofia ósea severa. Revisión de la literatura. Av Periodon Implantol. 2013;25(3):153-64.
5. Elias CN, Rocha FA, Nascimento AL, Coelho PG. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. J mech behavior biomed mater. 2012;16:169-80.
6. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85(6):585-98.
7. Grando AF, Rezende CEE, Sousa EAC, Rubo JH. Effect of veneering material on the deformation suffered by implant-supported fixed prosthesis framework. J Appl Oral Sci. 2014;22(3):209-17.
8. Pérez O, Velasco E, Rodríguez O, González L. Resultados del tratamiento con implantes dentales osteointegrados en la fase quirúrgica. Rev Cubana de Estomatología. 2013;50(4):351-63.
9. Al Khalifa E. Success of short - versus long- dental implants in the bicuspid area: a retrospective study: [Master of Science in Dental Medicine] University of Pittsburgh; 2013.
10. Ritkajorn T. Evaluation of stress distribution patterns on short implants with differing crown heights: A Three Dimensional Finite Element Analysis: [Master of Science] University of Minnesota; 2010.
11. Saldarriaga AV. 3-Year Survival Estimates of Short (less than or equal to 6 mm) Length Implants and the Relationship to Crown-to-Implant Ratios: [Master of Science] University of Minnesota; 2011.
12. Yang M. Short Dental Implants in Maxillary Sinus Augmentation Sites: A Preliminary Study: [Master of Science] University of Minnesota; 2011.

13. Guan H, Staden R, Loo Y-Ch, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of Bone and Dental Implant Parameters on Stress Distribution in the Mandible: A Finite Element Study. *Int J Oral Max Impl.* 2009;24(5):866-76.
14. Li T, Kong L, Wang Y, Hu K, Song L, Liu B, et al. Selection of optimal dental implant diameter and length in type IV bone: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Max Sur.* 2009;38:1077-83.
15. 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.* 2007;23:1073-88.
16. Chou H-Y, Müftü S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent.* 2010;104(5):293-300.
17. John J, Rangarajan V, Savadi RC, Kumar KSS, Kumar PS. A Finite Element Analysis of Stress Distribution in the Bone, Around the Implant Supporting a Mandibular Overdenture with Ball/O Ring and Magnetic Attachment. *J Indian Prosthodont Soc.* 2012;12(1):37-44.
18. Quaresma SET, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A Finite Element Analysis of two different dental implants: Stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol.* 2008;34(1):1-6.

Recibido: 2 de noviembre de 2017.

Aprobado: 6 de diciembre de 2017.

Alejandro López Cruz. Grupo de Investigaciones de Biomecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica, Universidad Tecnológica de La Habana "José Antonio Echeverría". La Habana, Cuba.
Correo electrónico: alej.31084@gmail.com