

Análisis biomecánico comparativo entre coronas individuales y restauraciones ferulizadas implanto soportadas mediante el uso del método de los elementos finitos

José A. Guerrero*, Diana C. Martínez**, Luis M. Méndez M.***
Universidad Nacional de Colombia,

*jaguerrero@unal.edu.co, **dmartinezguerrero@gmail.com, ***lmmendezm@bt.unal.edu.co

Fecha de recepción del artículo: 1/6/2011 Fecha de aceptación del artículo: 1/7/2011

Resumen

Un implante dental es un dispositivo que sustituye la raíz de un diente ausente. Los implantes dentales han sido ampliamente utilizados en tratamientos de rehabilitación oral. El manejo científico de los implantes dentales se puede llevar a cabo en clínica o mediante algún método numérico, como el método de los elementos finitos, para evaluar o predecir su funcionamiento. En este artículo se presenta un análisis de elementos finitos, que fue validado mediante un análisis estadístico de historias clínicas. El estudio se encargó de comparar el desempeño biomecánico de restauraciones ferulizadas frente al de coronas individuales implantosoportadas en la región posterior del maxilar inferior. Para el estudio se emplearon tres tipos diferentes de materiales que son utilizados en clínica. Se observaron mayores esfuerzos en coronas individuales y una deformación muy similar para los tres tipos de material empleados. Además, se detectaron los sitios de mayor esfuerzo en el hueso del maxilar inferior.

Palabras clave

Análisis de elementos finitos, biomecánica, implantes dentales, implantes ferulizados, rehabilitación oral.

Abstract

A dental implant is a device that replaces a missing tooth root. Dental implants have been widely used in oral rehabilitation treatment. The scientific management of dental implants can be carried out in clinics or by some numerical method, such as finite element method, to evaluate or predict its performance. In this paper a finite element analysis presents, which was validated by statistical analysis of medical records. The study was commissioned to compare the biomechanical behavior of splinted restorations to individual crowns in the posterior region of the mandible. For the study, it employed three different types of materials that are used clinically. Greater efforts were observed in individual crowns and a very similar strain for all three types of material used. Also, it detected the sites of major stress in the lower jaw bone.

Keywords

Finite element analysis - FEA, biomechanic, dental implants, fixed partial implant, oral rehabilitation.

Introducción

Un implante dental es un dispositivo que sustituye la raíz de un diente ausente [1]. Los implantes de

oseointegración desarrollados por Branemark, fueron inicialmente diseñados para soportar arcos completos, restauraciones fijas implanto soportadas para pacientes edéntulos totales [2]. Sin embargo, hoy día los implantes dentales son usados para prótesis fijas soportadas (ferulizadas) o coronas implanto soportadas individuales, la elección del tipo de prótesis depende de las necesidades de tratamiento de los pacientes. En consecuencia, se requiere un conocimiento previo del comportamiento biomecánico de los implantes en la cavidad oral que permita comprender las fallas mecanobiológicas que se pueden presentar en la restauración y/o el implante. Algunas de estas fallas son la sobrecarga mecánica, el aflojamiento crónico del tornillo, la fractura del tornillo, la fractura del implante, la fractura de la restauración o el deterioro de la oseointegración [3]. Para llevar a cabo este análisis biomecánico es necesario identificar el sector donde serán colocados los implantes, considerar la calidad y cantidad ósea del sector identificado, conocer la relación con las estructuras anatómicas vecinas y tener presentes las fuerzas generadas por la masticación que influirán en la supervivencia de los implantes.

Muchos estudios son realizados para el análisis de implantes dentales. Estos estudios son hechos en clínica [3-8] o mediante simulaciones computacionales, empleando métodos numéricos, como el método de los elementos finitos [9-20]. Los estudios clínicos generalmente son estudios retrospectivos a 5 [5, 6, 8] o 10 años [8] que concluyen en un reporte de las tasa de éxito o fracaso en el tratamiento de rehabilitación oral y dan informe, además, de los tipos de falla que se presentaron junto con su respectivo porcentaje sobre el total del estudio. En cuanto a las simulaciones computacionales, muchas son realizadas en 2 o 3 dimensiones [9-20] y permiten una evaluación relativamente rápida de lo que puede pasar en clínica, al variar los diferentes factores que influyen en el tratamiento, mediante una explicación de los fenómenos físicos presentes en el mismo.

Algunos de los estudios clínicos más relevantes

que se pueden citar son los realizados por Becker [4], Scheller [5], Mericske [6], Guichet [7], Simon [3], Pjetursson [8], entre otros. Becker [4], reporto un estudio de colocación de coronas individuales implanto soportadas. Scheller [5], realizó un estudio para determinar el éxito a corto y largo plazo de restauraciones individuales de coronas cementadas implanto soportadas. Mericske [6], efectuó un estudio para evaluar la supervivencia de implantes únicos y valorar su mantenimiento y complicaciones protésicas. Guichet [7], realizó un estudio de simulación *In vitro* para examinar el efecto de ferulizar y observar la influencia del contacto interproximal estrecho sobre la pasividad de la estructura y las característica de la transferencia de cargas en restauraciones sobre implantes, con un modelo fotoelástico. Simon [3], realizó un estudio con el propósito de reportar la tasa de éxito de implantes rehabilitados con coronas individuales de molares y premolares en 50 pacientes parcialmente edéntulos. Por último, Pjetursson [8], realizó una revisión sistemática para valorar la supervivencia a 5 y 10 años de prótesis parcial fija implantosoportada y describir la incidencia de complicaciones biológicas y técnicas. Las tasas de éxito en estos estudios oscilan entre 85.5% y 98.6% siendo el reapretamiento o fractura del tornillo de fijación, la recementación de la corona, la fractura de la porcelana y la pérdida de la corona las complicaciones protésicas más frecuentes.

Por su parte, algunos de los estudios sobre implante dentales empleando simulaciones computacionales son los realizados por Papavasiliou [9], Iplikcioglu [10], Wang [11], Geramy [12], Gurcan [13], Lucie [14], Lufti [15], Simsek [16], Li & Kong [17], Xi – Ding [18], Merdji [19], Djebbar [20], entre otros. Papavasiliou [9], realizó un análisis de elementos finitos para indicar las zonas de mayor concentración de esfuerzos en diferentes tipos de hueso cuando se veía sometido a una carga oblicua. Iplikcioglu [10], efectuó un estudio de elementos finitos para comparar los efectos de diámetro, longitud y número de implantes sobre la distribución de esfuerzos en el hueso alrededor de implantes, soportando una prótesis fija de tres unidades,

en zona mandibular posterior edéntula. Wang [11], hizo un estudio de elementos finitos en tres dimensiones para investigar el efecto de diferentes materiales de prótesis, para una corona individual o para coronas ferulizadas, sobre los esfuerzos del hueso peri-implantar, en hueso de baja densidad bajo cargas estáticas. Geramy [12], llevo a cabo un estudio con el propósito de desarrollar un modelo de elementos finitos de la corona de un primer molar mandibular soportada por un implante de diámetro estándar de 3.75 mm, uno de 5.0 mm o la colocación de dos implantes de diámetro estándar y, de esa forma, comparó el desplazamiento como resultado de varias condiciones de carga. Gurcan [13], elaboro un análisis de elementos finitos para examinar el efecto del tipo de carga oclusal sobre la distribución de tensiones de una prótesis parcial fija implanto-soportada y el tejido óseo circundante, con el fin de determinar la carga oclusal óptima.

Lucie [14], empleó el método de los elementos finitos para simular la distribución de esfuerzos alrededor de implantes, con el propósito de determinar cual longitud y diámetro sería el mejor para disiparlos. Lufti [15], desarrollo un análisis de elementos finitos para determinar la cantidad y localización de esfuerzos funcionales tanto en los implantes, colocados en la región posterior del maxilar, como en el hueso adyacente a los mismos. Simsek [16], implementó un análisis de elementos finitos, tridimensional, para evaluar los efectos de tres diferentes distancias entre implantes sobre la distribución de esfuerzos en el hueso, en región posterior mandibular edéntula, alrededor de implantes endoóseos bajo cargas verticales, oblicuas y horizontales. Li & Kong [17], realizaron un estudio tridimensional de elementos finitos de la variación continua de longitud y diámetro del implante para identificar el rango óptimo en huesos de baja densidad, desde su perspectiva biomecánica. Xi – Ding [18], se encargo de analizar mediante el método de los elementos finitos implantes dentales en mandíbula bajo carga inmediata. Merdji [19], hizo un estudio de elementos finitos para determinar los niveles de distribución de los esfuerzos equivalentes en los componentes, de

la prótesis dental, bajo la acción de los esfuerzos mecánicos combinados, simulando el proceso de los dientes. Para finalizar, Djebbar [20], desarrollo un análisis de elementos finitos para evaluar los efectos de las cargas externas sobre la distribución de esfuerzos en los implantes dentales. En estos estudios se determinaron parámetros de diseño óptimos para implantes dentales, como diámetro y longitud; se evaluaron diferentes densidades óseas para determinar el tipo de implante adecuado en el tratamiento de acuerdo a su posición en la cavidad oral; se analizaron diferentes cargas aplicadas para determinar los efectos, tanto en el implante como en la estructura ósea, y además, evaluar la reacción, frente a estas cargas, de diferentes materiales prostéticos.

El objetivo de este artículo es realizar un estudio comparativo, del comportamiento biomecánico, entre el uso de coronas individuales y restauraciones ferulizadas implanto soportadas, mediante el método de los elementos finitos, que sirva como soporte en la toma de decisiones clínicas. En adelante, se mencionan los materiales y métodos empleados para el desarrollo del análisis. Luego, se presentan los resultados obtenidos de la simulación computacional. Finalmente, se presenta una discusión de dichos resultados.

Materiales y métodos

Este artículo se realizó sobre el modelo geométrico de la región posterior del maxilar inferior. Para poder desarrollar el modelo, de la zona mandibular de interés, se utilizó una tomografía computarizada de mandíbula que fue tomada como referencia para la elaboración del modelo geométrico, el cual se desarrolló en Solidworks 2010, de una sección mandibular que incluía el primer y segundo premolar y el primer molar. Se modelo el hueso como hueso trabecular rodeado de hueso cortical de 2mm de espesor. Además, se modelaron los implantes dentales, 2 para las prótesis ferulizadas (Figura 1a) y 3 (Figura 1b) para las coronas individuales, el modelo del implante tenía una longitud de 16mm y 4mm de diámetro, resultado de suponer 10mm

de implante y 6mm de abutment, como una única pieza para simplificar el modelo, que se colocaban uniformemente en la sección mandibular (Figura1).

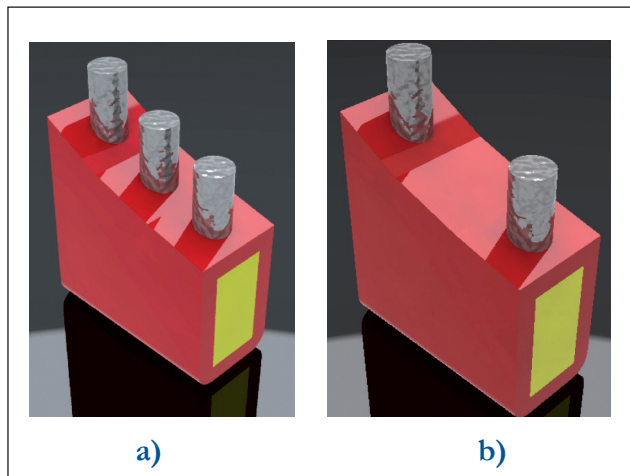


Figura 1. Sección mandibular con ubicación de los implantes **a)** para prótesis ferulizadas y **b)** para prótesis de coronas individuales.

Luego de ello, se desarrolló la estructura de prótesis fija y las coronas individuales con un espesor que incluía tanto la aleación metálica del marco como la porcelana de las restauraciones. Después, se incluyeron en el ensamble total para obtener el modelo geométrico final para la prótesis ferulizada (Figura 2a) y para coronas individuales (Figura 2b).

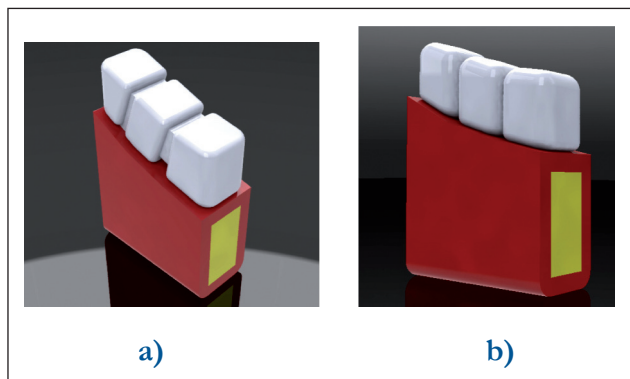


Figura 2: Modelo geométrico final para a) prótesis ferulizada y para b) coronas individuales.

El análisis de elementos finitos tiene una metodología que consta de tres etapas: preproceso, proceso y posproceso. La primera, toma el modelo geométrico y define sobre él las cargas, restricciones

y condiciones de frontera. El segundo, se encarga de mallas el modelo geométrico (dividirlo en pequeños elementos para hacer más sencillo su análisis) y de evaluar el efecto que tienen sobre el mismo las condiciones impuestas en el preproceso. Por último, el posproceso se encarga de analizar los resultados obtenidos en el proceso y, a partir de ellos, se obtienen valores aproximados de esfuerzos, deformaciones, entre otros. A continuación se describirá cada una de las etapas en el estudio realizado.

Preproceso

Una vez elaborado el modelo geométrico se procedió a su exportación e importación en ANSYS Workbench donde se inicio con el análisis de elementos finitos. Para ello, se definieron los materiales como isotrópicos, homogéneos y linealmente elásticos. Las propiedades de los mismos, para los tres tipos de materiales metálicos usados como soporte de prótesis analizados, fueron extraídas de la literatura [21-24] y se encuentran consolidadas en la siguiente tabla:

Tabla 1. Compilación de propiedades de los materiales empleados en los modelos.

Material	Modulo de elasticidad (GPa)	Coefficiente de Poisson
Hueso cortical [21]	14.3	0.30
Hueso trabecular [21]	0.231	0.30
Ti-6Al-4V [22]	113	0.35
Aleación metal base(Wiron 99®) [23]	205	0.30
Aleación Au-Pd(Lodestar®) [24]	98	0.30
Aleación Pd-Cu-Ga(Spartan Plus®) [24]	97	0.30

Proceso

En seguida, se procedió con el mallado de la estructura (Figura 3) en el cual resultaron 13562 nodos y 6180 elementos para el modelo de prótesis ferulizada y 13624 nodos y 5219 elementos para el modelo de coronas individuales.

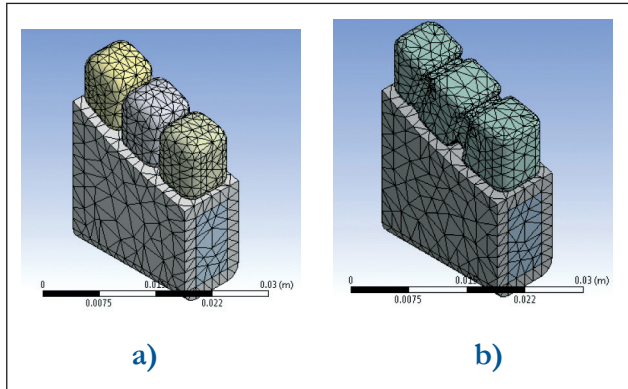


Figura 3. Mallado para **a)** prótesis ferulizada y para **b)** coronas individuales.

Para desarrollar el análisis de elementos finitos fue necesario suponer que las piezas estaban perfectamente unidas, es decir, se supuso una oseointegración del 100% en la interfase hueso – implante dental y una adhesión perfecta entre la prótesis y el marco metálico que la soporta. Además, se fijó la base del modelo con el fin de dar soporte al mismo y de esa forma generar el análisis estático por medio del método de los elementos finitos. Las

fuerzas aplicadas en el modelo tenían una magnitud de 450N [25], 300N [26] y 200N [26] para el molar, el segundo y el primer premolar, respectivamente (Figura 4).

Posproceso

Después que ANSYS daba solución al sistema, se le indicaba al software que visualizara los esfuerzos y deformaciones resultantes, para ambos modelos geométricos, con el fin de llevar a cabo el análisis de los mismos y, de esa forma, determinar los efectos que tienen las cargas sobre cada estructura.

Resultados

Los resultados obtenidos de esfuerzos y deformaciones fueron calculados para ambos modelos geométricos. La visualización de los mismos se llevó a cabo en escala de colores donde el color azul indica los valores mínimos, de esfuerzo o deformación, y el color rojo corresponde a los valores máximos.

Resultados para prótesis ferulizada

Una vez realizado el estudio, se le indicó a ANSYS que evaluara las deformaciones en el modelo geométrico ferulizado para los tres tipos de materiales de marco de soporte de interés. La figura 5a muestra la deformación del modelo geométrico

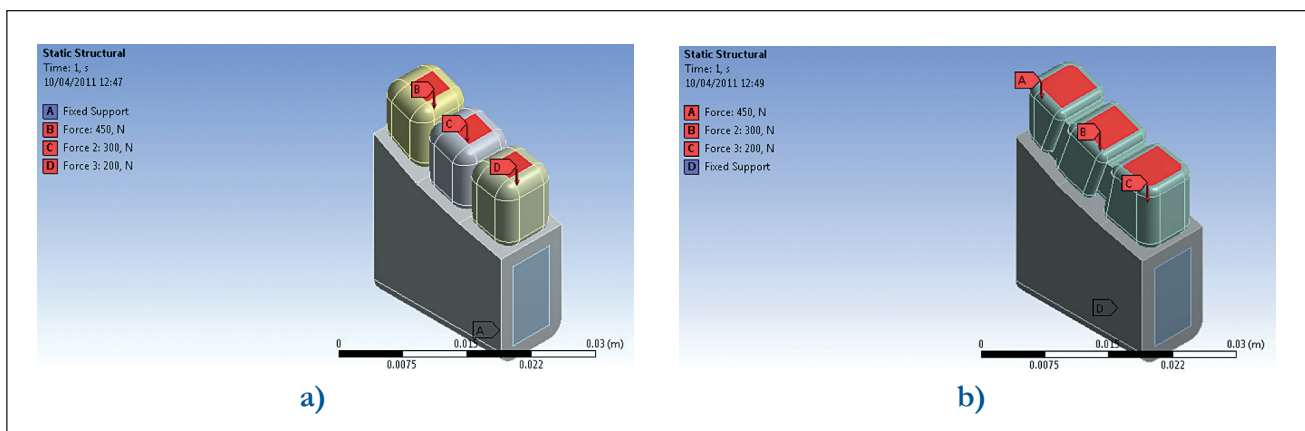


Figura 4. Condición de carga para **a)** prótesis ferulizada y para **b)** coronas individuales.

Luego de establecidas todas las condiciones, materiales, malla y cargas, se le indicó al paquete de software ANSYS que diera solución al análisis estático de los modelos planteados.

ferulizado con Wiron 99 como material para el marco de soporte de la restauración. En la figura 5b se observan las deformaciones que corresponden al modelo geométrico ferulizado con Spartan Plus como material para el marco de soporte de la restauración. Y, por último, la figura 5c ilustra las deformaciones del modelo geométrico ferulizado con Lodestar como material para el marco de soporte de la restauración.

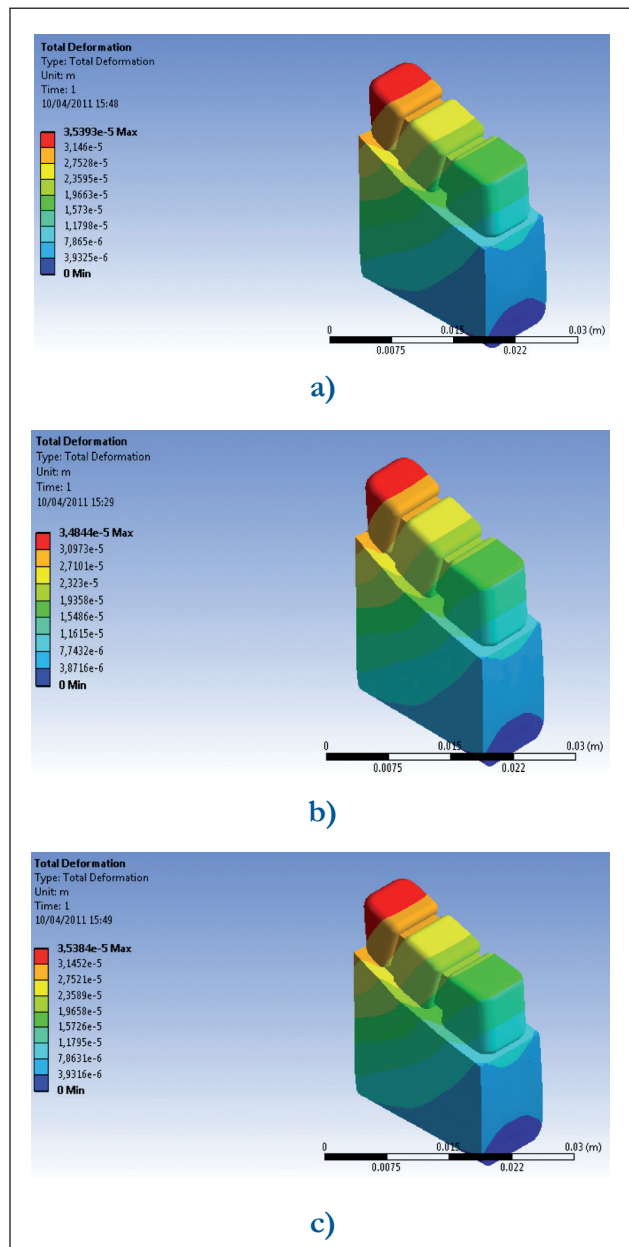


Figura 5: Deformación del modelo con prótesis ferulizada con a) Wiron 99, b) Spartan Plus y c) Lodestar como material para el marco de soporte de la restauración.

Luego, se procedió a determinar los esfuerzos equivalentes (von – Mises) para el mismo modelo geométrico con las mismas tres variaciones de material, con lo cual ANSYS arrojó los siguientes resultados (Figura 6):

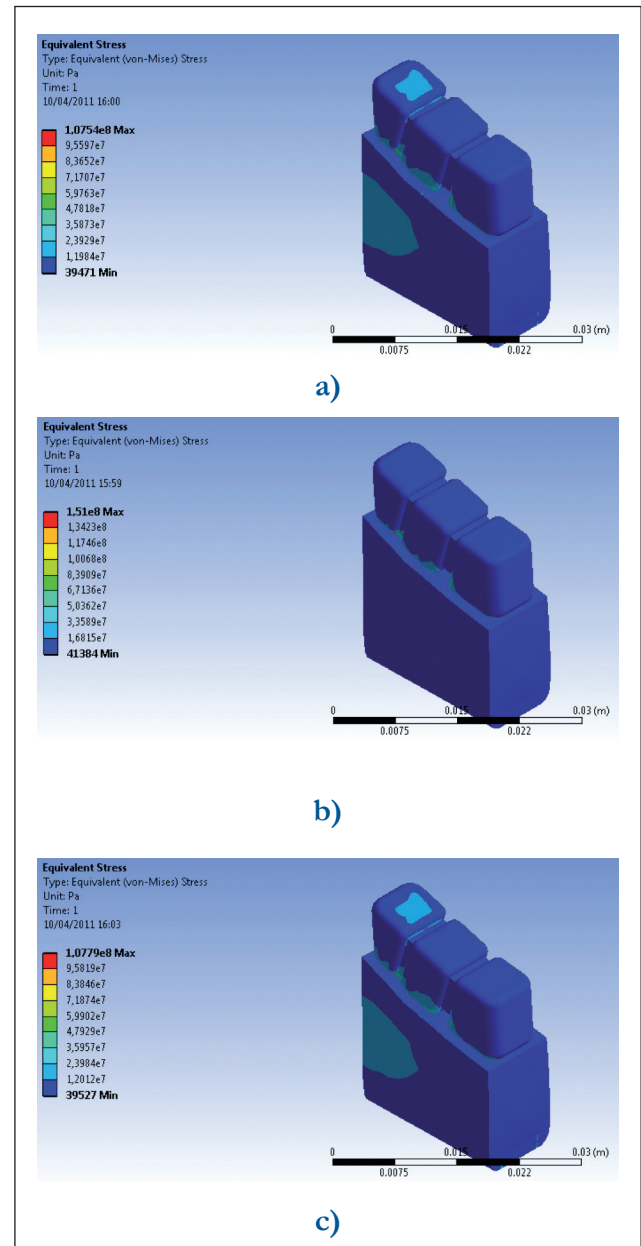


Figura 6. Esfuerzos equivalentes (von – Mises) del modelo con prótesis ferulizada con a) Wiron 99, b) Spartan Plus y c) Lodestar como material para el marco de soporte de la restauración.

Sin embargo, se puede observar que los esfuerzos máximos no son claros en la Figura 6. Por lo tanto,

a continuación (Figura 7) se ilustran las regiones de esfuerzos máximos para el modelo ferulizado con las mismas tres variaciones de material.

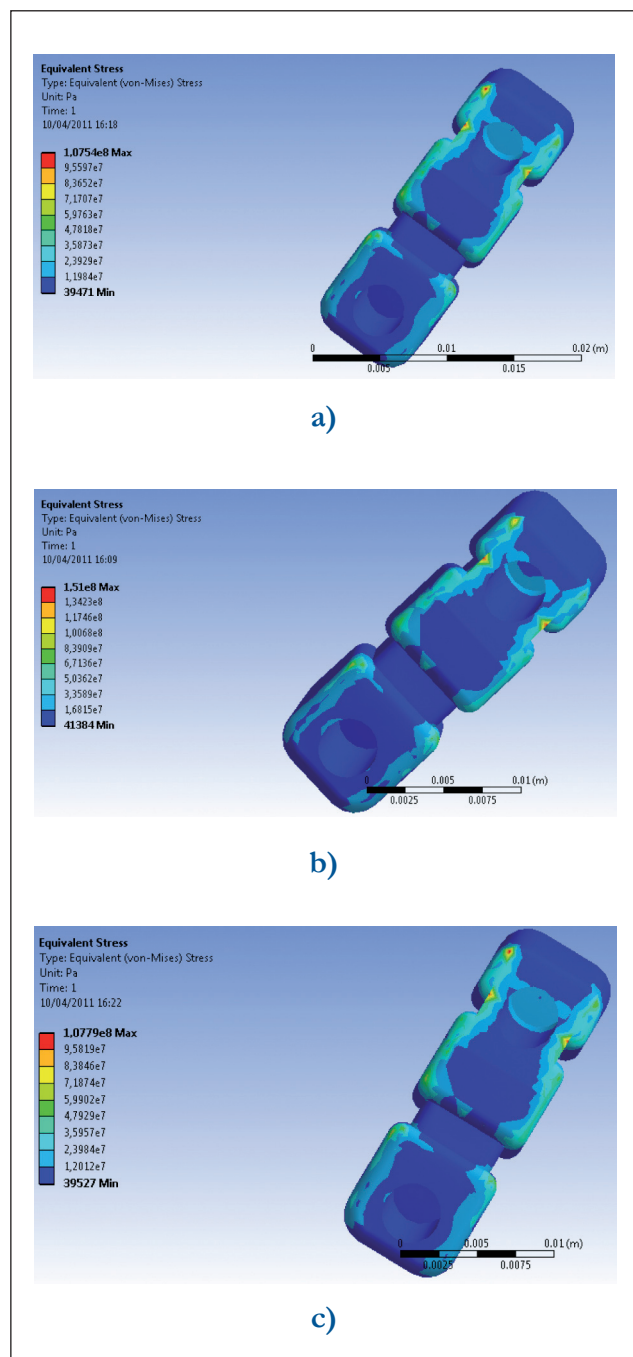
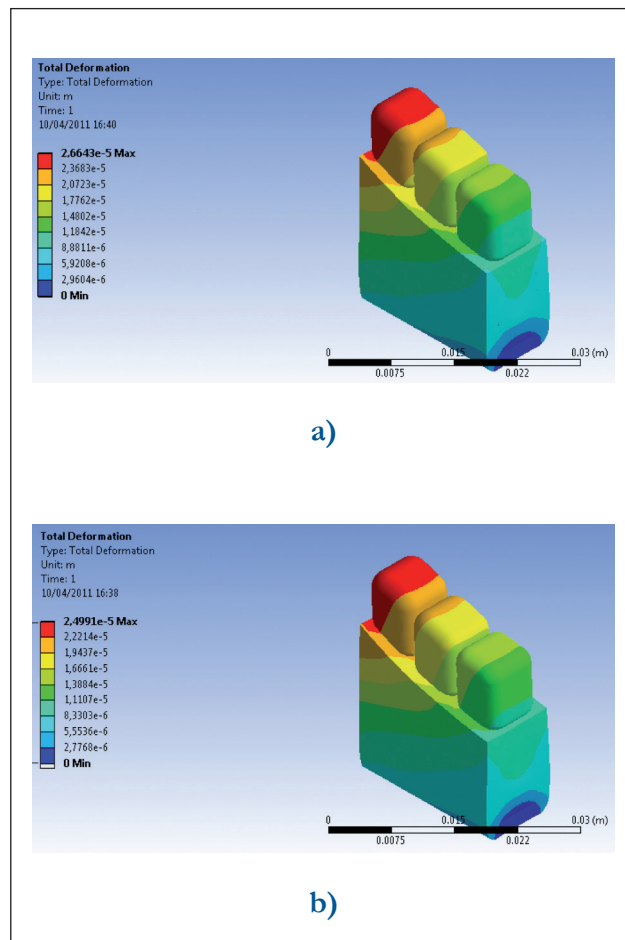


Figura 7. Esfuerzos máximos equivalentes (von – Mises) del modelo con prótesis ferulizada con **a)** Wiron 99, **b)** Spartan Plus y **c)** Lodestar como material para el marco de soporte de la restauración.

Resultados para prótesis con coronas individuales

Al igual que para el modelo geométrico de prótesis individuales, el análisis de esfuerzos y deformaciones para el modelo geométrico de prótesis con coronas individuales, para cada uno de los tres materiales del marco de soporte de la prótesis, fue llevado a cabo en el paquete de software ANSYS Workbench. La figura 8a muestra la deformación del modelo geométrico de coronas individuales con Wiron 99 como material para el marco de soporte de la restauración. En la figura 8b se observan las deformaciones que corresponden al modelo geométrico de coronas individuales con Spartan Plus como material para el marco de soporte de la restauración. Y, por último, la figura 8c ilustra las deformaciones del modelo geométrico de coronas individuales con Lodestar como material para el marco de soporte de la restauración.



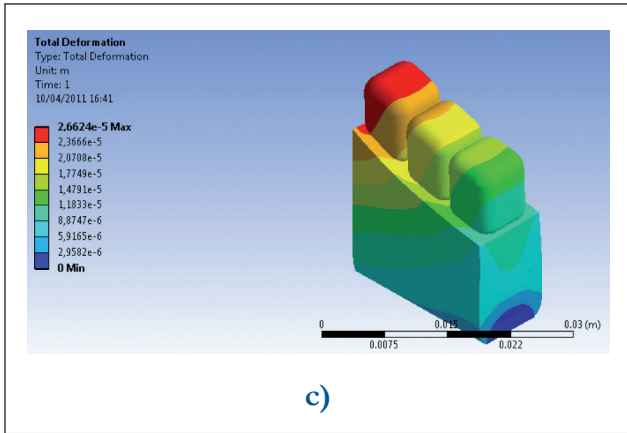


Figura 8. Deformación del modelo geométrico de prótesis con coronas individuales con a) Wiron 99, b) Spartan Plus y c) Lodestar como material para el marco de soporte de la restauración.

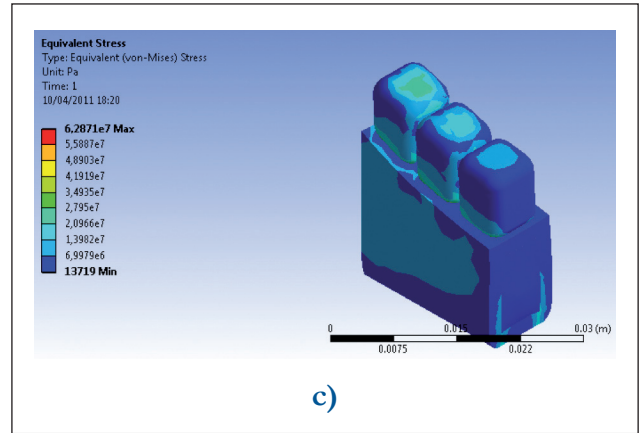
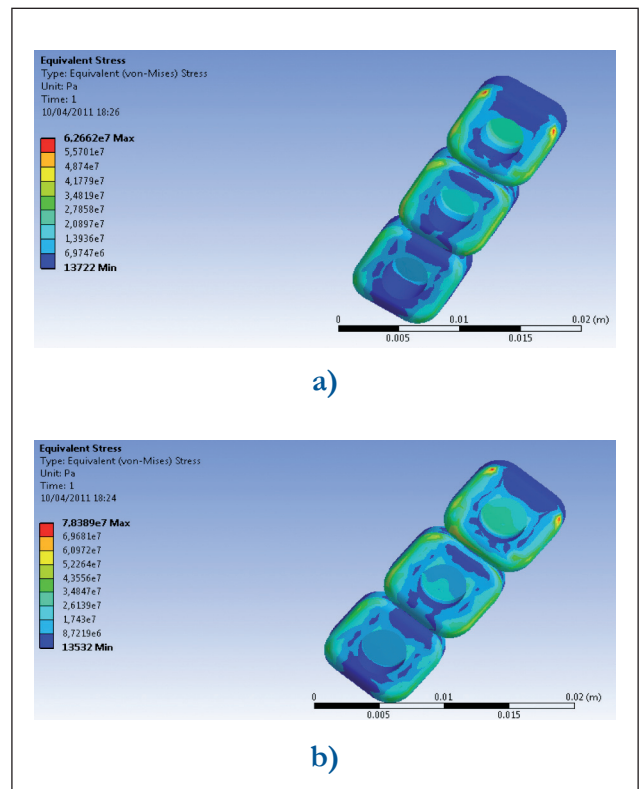
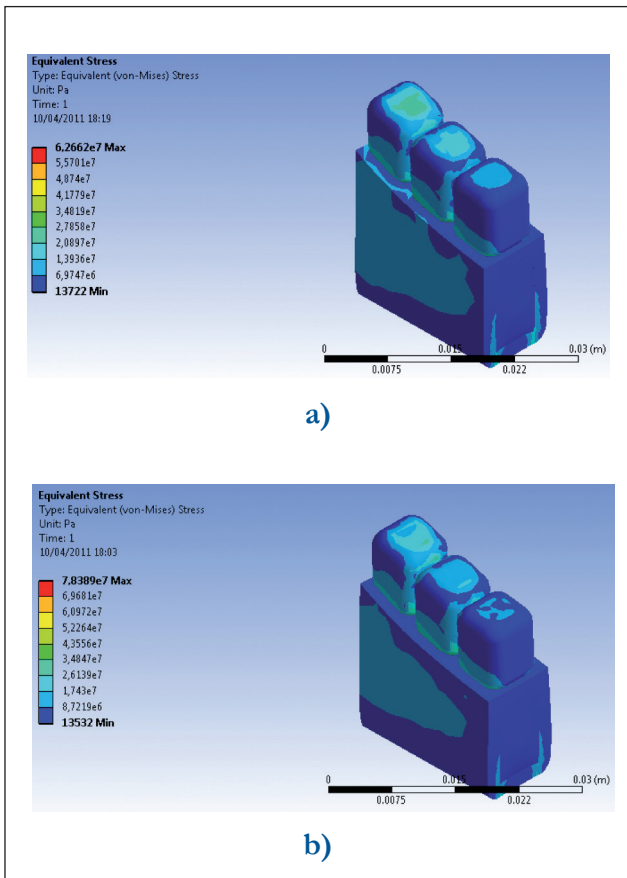


Figura 9. Esfuerzos equivalentes (von – Mises) del modelo con coronas individuales con a) Wiron 99, b) Spartan Plus y c) Lodestar como material para el marco de soporte de la restauración.

En seguida, se determinaron los esfuerzos equivalentes (von – Mises) para el mismo modelo geométrico con las mismas tres variaciones de material, con lo cual se visualizaron en ANSYS los siguientes resultados (Figura 9):

De forma similar a lo que ocurrió con el modelo geométrico de prótesis ferulizada, se observa que los esfuerzos máximos no son claros en la Figura 9. Por lo tanto, a continuación (Figura 10) se observan las regiones de esfuerzos máximos para el modelo geométrico de prótesis con coronas individuales, con las mismas tres variaciones de material.



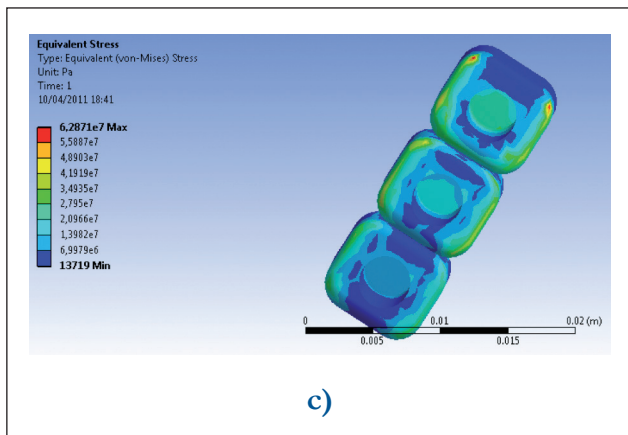


Figura 10. Esfuerzos máximos equivalentes (von – Mises) del modelo geométrico con coronas individuales **a)** Wiron 99, **b)** Spartan Plus y **c)** Lodestar como material para el marco de soporte de la restauración.

Discusión

Al llevar a cabo un análisis de los resultados obtenidos en el paquete de software ANSYS Workbench se pueden apreciar mayores deformaciones en la zona del molar, donde la carga es mayor, comparado con los premolares, tanto para la estructura ferulizada (Figura 5) como para la estructura de coronas individuales (Figura 8). Por lo tanto, también se observan mayores esfuerzos en la base de la restauración en la misma sección, para ambos modelos (Figura 7 y 10), valores que, además, corresponden a los esfuerzos máximos que experimenta la estructura total. Por otra parte, se presentan esfuerzos mejor distribuidos en el modelo geométrico de prótesis con coronas individuales (Figura 9) que en el modelo geométrico de prótesis ferulizada (Figura 6); razón por la cual, los valores de esfuerzos concentrados son menores en el modelo de prótesis con coronas individuales. En referencia a los materiales del marco usado como soporte de la restauración, el material Wiron 99 reporta un desempeño menos favorable de respuesta a la carga que el Spartan Plus y que el Lodestar.

Para validar este modelo se llevo a cabo una revisión, y un análisis estadístico, de 945 historias clínicas del posgrado de Rehabilitación Oral de la facultad de Odontología de la Universidad Nacional de

Colombia. De las 945 historias, 110 correspondían a pacientes con tratamientos protésicos sobre 256 implantes, de los cuales 178 implantes se colocaron en el sector posterior. De los 178, 90 fueron rehabilitados con coronas individuales, 8 con prótesis parcial fija y 2 con prótesis híbrida; 31 se encuentran al momento de la revisión de las historias clínicas en tratamiento, 31 implantes no han terminado tratamiento; 4 implantes fueron rehabilitados con prótesis dentoimplantosoportada, 3 implantes rehabilitados con prótesis parcial fija cantiléver, 3 implantes fueron rehabilitados con sobredentaduras y dos implantes no refieren tipo de rehabilitación realizada.

Como complicaciones posteriores al tratamiento terminado, se encuentra que: 6 implantes rehabilitados con coronas individuales presentan pérdida ósea. Un implante rehabilitado, después de un año, presento desalojo y pérdida de corona metal-porcelana, quedando expuesto al medio oral el abutment. En dos implantes rehabilitados con coronas individuales, mediante una radiografía, se observa que no hay adecuado asentamiento del abutment, existiendo un espacio en la interfase implante-abutment. En los implantes rehabilitados con prótesis parcial fija se observa pérdida ósea en implante distal de prótesis fija de tres unidades en sector posterior mandibular y reparación, en dos ocasiones, de fractura de porcelana de prótesis fija de tres unidades en el sector posterior maxilar. De los 90 implantes colocados en el sector posterior rehabilitados con coronas individuales, se presentaron complicaciones en 8.8% de los casos y de los 8 implantes rehabilitados con prótesis fija se reporta complicación de dos casos, correspondiente a un 25%.

En conclusión, se puede observar que, en clínica, los odontólogos tienen una tendencia a seleccionar tratamientos de rehabilitación oral, en la región posterior del maxilar, con coronas individuales y que, además, se presenta una diferencia de porcentaje de falla del tratamiento que desfavorece las prótesis ferulizadas. Por lo tanto, los resultados del análisis estadístico se ajustan perfectamente a

los resultados arrojados por el modelo estudiado en este artículo.

A futuro, este trabajo sirve como base para la elaboración de una investigación más profunda en donde se tengan en cuenta aspectos como el refinamiento de la geometría, una aproximación más realista con respecto a los porcentajes de oseointegración, valores de carga fluctuantes, entre muchos otros. De esta forma, se podrá tener un mejor entendimiento de los eventos que se encuentran presentes en este tipo de tratamientos de rehabilitación oral y, el estudio, servirá como base para la toma de mejores decisiones clínicas.

Referencias

1. T. Whicker, Glossary of implant terms, AAID nomenclature committee, Journal of oral implantology, vol. 16 (1), pp. 57-63, 1990.
2. K.J. Anusevice, Phillips ciencia de los materiales dentales, Elsevier, Barcelona – España, 2004.
3. R. Simon, Single Implant-supported molar and premolar crowns: A ten-year retrospective clinical report, Journal prosthetic dentistry, vol. 90, pp. 517-21, 2003.
4. W. Becker, Replacement of maxillary and mandibular molar with single endosseus implant restorations: A retrospective study, Journal prosthetic dentistry, vol. 74, pp. 51-5, 1995.
5. H. Scheller, A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations, International journal of oral maxillofacial implants, vol. 13, pp. 212-218, 1998.
6. R. Mericske, Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacements by non-sumerged implants, Clinical oral implant research, vol. 12, pp. 309-318, 2001.
7. D. Guichet, Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implants restorations, Journal prosthetic dentistry, vol. 87, pp. 528-35, 2002.
8. B. Pjetursson, A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures(FPDs) after an observation period of at least 5 years, Clinical oral implant research, vol. 15, pp. 625-642, 2004.h
9. G. Papavasiliou, Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support prosthesis type, and loading during function, Journal prosthetic dentistry, vol. 76, pp. 633-40, 1996.
10. H. Iplikcioglu, Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-fixed partial prostheses on stress distribution in the bone, Journal of dentistry, vol. 30, pp. 41-46, 2002.
11. T. Wang, Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis, International journal of oral maxillofacial implants, vol. 17, pp. 231-237, 2002.
12. A. Geramy, Finite element analysis of three designs of an implant supported molar crow, Journal of dentistry, vol. 92, pp. 434-40, 2004.
13. E. Gurcan, The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study, Journal of dentistry, vol. 91, pp. 144-50, 2004.
14. H. Lucie, Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis, Journal of dentistry, vol. 91, pp. 20-5, 2004.
15. Lutfi, Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary

- posterior region of the sinus floor, *Journal of dentistry*, vol. 93, pp. 38-44, 2005.
16. B. Simsek. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis, *Medical engineering & physics*, vol. 28, pp. 199-213, 2006.
 17. T. Li y L. Kong, Selection of optimal dental implant diameter and length in type IV bone: a three-dimensional finite element analysis. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, vol. 38, pp. 1077-1083, 2009.
 18. X. Ding, Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: A three-dimensional finite element analysis, *Journal of prosthodontics*, Vol. 18, págs. 393-402, 2009.
 19. A. Merdji, Stress analysis in dental prosthesis, *Computational materials science*, vol. 49, pp. 126-133, 2010.
 20. A. Djebbar, Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant, *Materials and design*, vol. 31, pp. 2097-2001, 2010.
 21. C. L. Lin, Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method, *European journal oral sciences*, vol. 115, pp. 408-416, 2007.
 22. M. Mc Craken, Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys, *Journal of Prosthodontics*, vol. 8, pp. 40-43, 1999.
 23. Perfil técnico Wiron 99 BEGO.
 24. Vivadent, Dental alloys compositions and physical properties, Ivoclar.
 25. A. Nataly, Dental biomechanics, Taylor & Fracis, Italy, 2003.
 26. O. T. Cacciacane, Rehabilitación implanto-asistida. Bases y fundamentos, Ripano, Argentina, 2008.