

ARTÍCULO ORIGINAL

Franco-Silva BM ¹
Ángeles-Maslucán RJ ²

¹ Especialidad en Rehabilitación Oral. Universidad Científica del Sur - UCSUR.

² Mg. Esp. en Rehabilitación Oral. Docente de pregrado. Universidad Científica del Sur - UCSUR.

ANÁLISIS DE TENSIONES CON EL MÉTODO DE ELEMENTO FINITO A NIVEL DE LA INTERFASE HUESO - IMPLANTE DE UN NUEVO DISEÑO DE CONEXIÓN INTERNA: OCTODECÁGONO.

RESUMEN

Los fracasos de los implantes producidos después de la carga funcional están principalmente relacionados a factores biomecánicos. Diversos análisis han demostrado que el macro diseño del implante y el tipo de conexión pueden afectar la transmisión de fuerza al hueso peri-implantar.

OBJETIVO: Evaluar la distribución de tensiones en el hueso y el implante ante una fuerzas horizontales y verticales en tres diseños de implante de conexión interna: Octodecágono, hexágono interno y cono morse; por medio de análisis en elementos finitos (MEF).

MATERIALES Y MÉTODOS: Los tres diseños de conexión interna tuvieron aplicación de fuerza horizontal y vertical del 150N. El modelado geométrico de los sistemas de implantes se realizó con el software Solid Works 2011. Se obtuvieron resultados mediante el análisis de Von Mises a través del programa Cosmo Works.

RESULTADOS: El menor valor de máxima tensión a nivel óseo, ante fuerzas verticales y horizontales, se encontró en el (MEF 1) octodecágono y a nivel del implante en el (MEF 3) cono morse. Para el implante la tensión máxima se halló en el hexágono interno.

CONCLUSIÓN: El diseño de tipo conexión octodecagonal genera menores tensiones a nivel óseo y del implante ante fuerzas horizontales y verticales, distribuyendo mejor las cargas a este nivel. También se observó que la conexión cono morse genera menor tensión a nivel cervical en el implante, ante fuerzas verticales y horizontales.

PALABRAS CLAVE: Implantes dentales, biomecánica, diseño de implante dental-pilar, ingeniería de software.

STRESS ANALYSIS AT BONE AND IMPLANT LEVEL OF A NEW INTERNAL SLOTTED CONNECTION DESIGN IMPLANT, WITH FINITE ELEMENT METHOD.

ABSTRACT

The failures of the implants produced after functional loading are mainly related to biomechanical factors. Several analyzes have shown that the macro design of the implant and the type of connection can affect the transmission of force to the peri-implant bone.

OBJECTIVE: *To evaluate the stress distribution in bone and implant to horizontal and vertical load in three Internal Connection Implants: Octodecagon, hex and morse taper, through finite element analysis (FEM).*

MATERIALS AND METHODS: *The three internal connection designs were applying horizontal and vertical forces of 150N. The geometric modeling of the implant systems was performed with the software Solid Works 2011. Results were obtained by analysis of von Mises through Cosmo Works program.*

RESULTS: *The lower value of maximum stress at the bone level, with vertical and horizontal forces, was found in the (MEF 1) internal connection implant level in (MEF 3) Morse taper. To implant the maximum stress was found in the internal hexagon.*

CONCLUSION: *The design of octodecagon internal connection generates voltages below bone level implant and horizontal and vertical forces to better distribute loads at this level. It was also noted that internal morse taper connection generates less stress on the implant cervical level, with vertical and horizontal forces.*

KEY WORDS: *Dental implants, dental implant abutment design, finite element analysis.*

INTRODUCCIÓN

La colocación de implantes dentales ha sido un gran aporte en la rehabilitación de pacientes desdentados, es un tratamiento efectivo con resultados comprobados científicamente. La saucerización es un fenómeno ocurrido posterior a la colocación de implantes y uno de los factores que influyen en este es la resistencia a la fractura del implante y sus componentes.¹

El diseño de la conexión implante-pilar tiene una influencia significativa en la capacidad de soporte y falla de los implantes. Bechelli² señala que en la implantología oseointegrada; en donde se carece de ligamento periodontal, las cargas oclusales se transmiten al hueso esponjoso peri implantar como compresiones. Una sobreoclusión transmitiría presiones que superan el módulo de elasticidad del hueso esponjoso (0.2% de la longitud del hueso) produciendo microfracturas y reabsorción. La tensión es un término de ingeniería utilizado para relacionar la cantidad de fuerza por unidad de área. Se expresa como: $Tensión = Fuerza (F) / Área (A)$. La tensión es una medida efectiva para conocer la intensidad de la fuerza que soporta un objeto. Otro término que se utiliza en relación con la tensión es la distribución de cargas; de forma parecida a la distribución de fuerza, esta tiene relación con las variaciones de tensión a lo largo de la estructura de un objeto.³

Estas fuerzas o cargas de tensión pueden ser clasificadas como:

- **Compresión:** Son aquellas que tienden a mantener la integridad de la interfase entre el hueso y el implante.
- **Tracción:** Son aquellas fuerzas que tienden a alterar o separar dicha interfase.
- **Cizallamiento:** Son aquellas fuerzas que actúan normalmente paralelas o tangentes a la superficie (al plano de interés) y tienden a alterar la interfase hueso-implante.⁴

Karl y col.⁵ determinaron que las fuerzas potencialmente perjudiciales en la rehabilitación implanto soportadas, son las de tracción, flexión o

fuerzas de compresión debido al desajuste pasivo. Las fuerzas de compresión tienden a mantener la integridad de la interfase hueso-implante, mientras que las fuerzas de tracción y cizalla tienden a separar o interrumpir esa interfase. Siendo la fuerza de cizalla la más destructiva para el hueso e implante; el hueso cortical es más fuerte ante la compresión y más débil ante las fuerzas de cizalla. El diseño del cuerpo del implante transmite la carga oclusal al hueso, los implantes dentales con aletas o roscados ejercen una combinación de 3 tipos de fuerzas sobre la interfase bajo la acción de una única fuerza, que está controlada por la geometría del implante.³

También Vasudeva y Bogra⁶ encontraron que las fuerzas horizontales son extremadamente dañinas, ya que generan torques. De forma parecida a la distribución de fuerzas, la distribución de la tensión tiene que ver con las variaciones de tensión a lo largo de la estructura de un objeto. Es necesario que exista una relación entre la fuerza aplicada y la tensión que actúa sobre el implante, los tejidos y la deformación resultante (elongación) que sufre el sistema. Cuanto más próximo este el módulo de elasticidad del implante al de los tejidos biológicos contiguos, menor posibilidad habrá de que haya un movimiento relativo en la interfase entre los tejidos y el implante. El hueso cortical puede ser cinco veces más flexible que el titanio. La única manera de controlar la deformación que experimentan los tejidos es controlando las tensiones aplicadas o cambiando la densidad del hueso que rodea el implante. Dicha tensión puede verse influenciada por el diseño, tamaño, número de implantes, angulación y la restauración.^{7,8}

Chun y cols.⁸ empleando un sistema de análisis de elementos finitos y modelos simulando 3 tipos de implantes (implante de una pieza, conexión interna y externa) observaron que al aplicar la fuerza en un tipo de implante u otro ésta se absorbe y distribuye de manera diferente. En los implantes de hexágono externo las fuerzas se distribuyen peor y producen una mayor sobrecarga mientras que los implantes de hexágono interno consiguen crear una mayor armonía de fuerzas.

Diversos análisis han demostrado que tanto el macro diseño del implante como el tipo de conexión puede afectar la transmisión de fuerza al hueso peri-implantar. Estudios recientes demuestran que la conexión tipo cono morse genera menor tensión al someterlo a cargas oclusales, disminuyendo por tanto la saucerización.^{7,9}

Se utilizan modelos de elementos finitos para determinar la respuesta de una estructura ante un conjunto de situaciones límite (de carga muscular, articular y oclusal). Su aplicación se ha llevado al campo odontológico desde hace más de una década y cada día se torna más viable. Actualmente se están aplicando en diversos aspectos de la implantología. Estas simulaciones informáticas son cada vez más reales al ser ejecutadas, mostrando elevados niveles de confiabilidad en sus resultados.¹

De esta manera el objetivo de este estudio fue analizar tensiones a nivel cervical del hueso e implante utilizando tres conexiones: Hexágono interno, cono morse y octodecágono, en modelos de elementos finitos.

MATERIALES Y MÉTODOS

El trabajo de investigación fue enviado y aprobado por la Comisión de Ética e Investigación de la Escuela de Estomatología de la Universidad Científica del Sur. El tipo de estudio fue experimental por modelos en elementos finitos (MEF). El grupo de estudio estuvo conformado por tres simulaciones en MEF de implantes con aleación de titanio grado 5 (Ti-6Al-4V Solución tratada y envejecida SS) y aleación de titanio grado 4 en el pilar y tornillo. Los tres diseños de implantes presentaron coronas metal cerámica en premolares, con tres diferentes diseños de conexiones, siendo su distribución como sigue:

Grupo control: Modelo 1: Implante dental cónico y roscado diseñado de titanio grado cinco, regular (4.5x10.5mm); con una conexión de tipo hexágono interno con plataforma switching. Se realizó en base al modelo Biohorizons®.

Grupos experimentales: Modelo 2: Implante dental (4.5x10.5mm) con diseño de conexión tipo

cono Morse con plataforma switching. Se tuvo como referencia modelo Neodent®. Modelo 3: Implante dental cónico y roscado, (4.5x10.5mm); con conexión interna octodecagonal; la cual posee "switching platform", no se diseñó el tornillo del pilar con el fin de ponerlo en desventaja ante los otros diseños. Se tomó como referencia el implante BOLT® 2010 Unidentaldirect, LLC. All Rights Reserved.®

Se consideraron las simulaciones con los siguientes criterios de inclusión:

- Diseños realizados con el software Solid Works con un mallado completo ensamblado.
- Diseños cuya estructura fue realizada en base a los parámetros establecidos, propiedades de los materiales obtenidos a través de los antecedentes, como: Módulo de elasticidad coeficiente de Poisson, coeficiente de estructura y tipo de hueso.

Estos modelos fueron elaborados por un profesional odontólogo, capacitado y certificado en el uso de programa Solid Works 2011, en la Pontificia Universidad Católica del Perú en el Centro de Tecnología Avanzada (CETAM); además se recibió capacitación sobre dicho programa.

Las estructuras a modelar tuvieron las siguientes características: Implante de titanio (Ti6Al-4V) con sus respectivas conexiones, pilar de titanio (Ti6Al-4V) y hueso alveolar. Cada implante fue modelado como si fuese colocado en un bloque rectangular de hueso de 20 mm de diámetro por 12 mm de altura. Cada estructura se dividió en un número finito de elementos (discretización) interconectado por puntos (nodos o nudos), los cuales se encuentran en el sistema de coordenadas X, Y, Z; donde el conjunto resultante se denominó malla.

Se generaron tres modelos de implantes cónicos de 4.5mm de diámetro por 10.5 mm de longitud. La interfase completa entre el implante, el hueso y el pilar fue modelada en elemento finito como si estuviese oseointegrada. Luego de la creación del modelo como un proceso numérico, el problema estructural es solucionado por el programa computarizado y los resultados de los campos de tensiones y deformaciones son obtenidos. Se

simularon las fuerzas por medio del software de elemento finito “COSMOWORKS 2011”. Las cargas fueron de 150N, aplicadas de manera horizontal y vertical a lo largo del eje axial del implante.

El análisis se efectuó utilizando los resultados obtenidos: Tensiones, deformaciones, cizallamiento; entre otros. El análisis de tensiones fue realizado mediante la comparación de tensiones normales, principales y equivalentes de Von Mises (tensión efectiva).

Todos los componentes de tensiones normales o tensiones compresivas, como los componentes de tensiones de cizallamiento fueron incorporados en el cálculo de la tensión de Von Mises. Este criterio afirma que cuando la energía interna de un punto o nodo específico de la estructura excede el criterio límite, la estructura cederá en este punto. La estructura fue segura cuando la tensión de Von Mises fue menor o igual al valor absoluto de la tensión de tracción o compresión.¹⁰

El análisis comenzó con la estadística descriptiva que incluyó medidas de dispersión (máximo y mínimo) para las variables de estrés en cada uno de los diseños. Para interpretar los resultados de los análisis se usó el programa CosmoWorks, que estudia la distribución numérica de los resultados con trazados de contorno en 3D.

RESULTADOS

Al analizar las tensiones mediante gráficos de Von Mises ante la aplicación de fuerzas horizontales para el hueso y el pilar la conexión interna octodecagonal presentó menor valor de máxima tensión. Ante las fuerzas verticales también presento menor valor de máxima tensión tanto para el hueso, implante y pilar, por lo que presenta mejor distribución de tensiones. El resultado para la fuerza aplicada al implante en dirección vertical, se muestra en la tabla 1 donde la tensión máxima en el MEF 2 que corresponde al implante hexágono interno, tiene un valor de 9.31 Mpa, observados en el grafico 1b. En el hueso se observó que la conexión octodecagonal tuvo un valor de

0.001Mpa. (Véase en tabla 2 y gráfico 2a). Además a manera de ampliar los resultados se aplicó una fuerza a nivel del pilar cuyo valor de Von Mises fue de 39.74 Mpa, para la conexión hexagonal, mostrado en la tabla 3.

La aplicación de fuerzas horizontales consideradas las más nocivas para la estabilidad, tuvieron los siguientes resultados vistos en la tabla 4; el implante como morse presentó el menor valor de máxima tensión 0.019 Mpa. El gráfico 4 representa la ubicación de dicha tensión a nivel cervical.

En la tabla 5 el resultado de la tensión a nivel óseo fue de 0.0018 Mpa para la conexión octodecagonal. Para el pilar se observa el mínimo valor máximo fue de 10.41Mpa.

TABLA 1

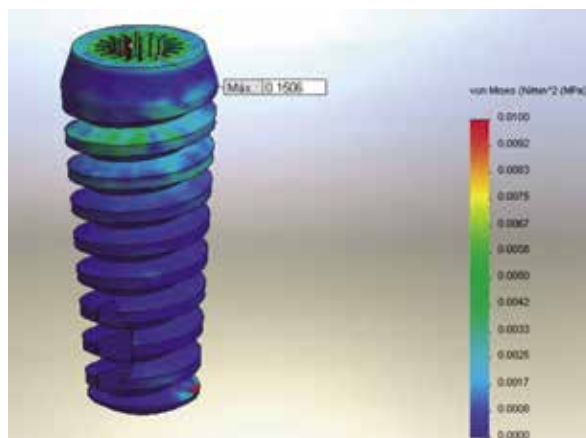
TENSIONES DEL IMPLANTE EN Mpa ANTE LA FUERZA VERTICAL DE 150 N

Tipos de implante	Valor máximo	Valor mínimo
MEF1	0.15	0
MEF2	9.31	0
MEF3	0.019	0

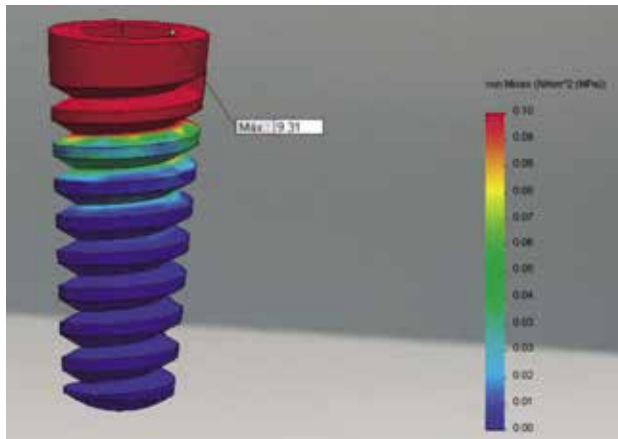
MEF 1: Diseño de implante con conexión octodecagonal
 MEF 2: Diseño de implante con conexión hexágono interno
 MEF 3: Diseño de implante con conexión interna como morse

GRÁFICO 1

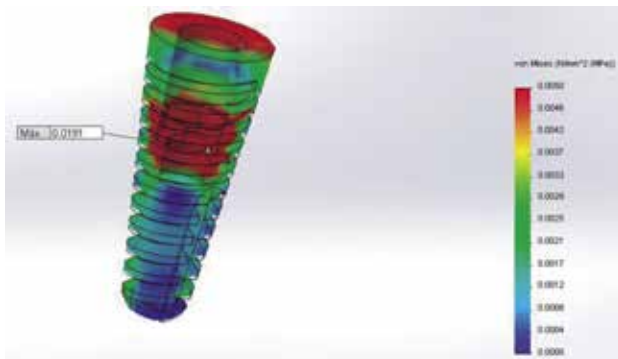
ANÁLISIS DE VON MISES CON APLICACIÓN DE FUERZA VERTICAL A NIVEL DEL IMPLANTE EN LAS TRES CONEXIONES INTERNAS



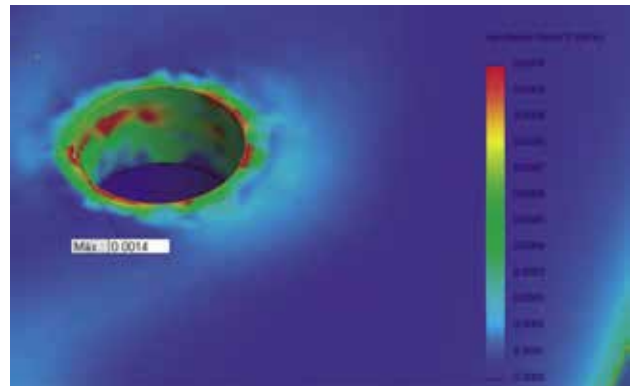
1a) Aplicación de fuerzas verticales 150 N, octodecagono.



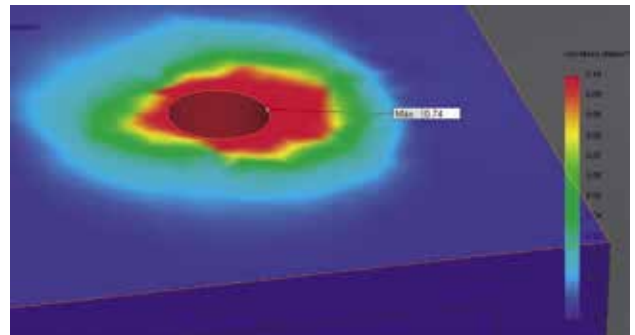
1b) Aplicación de fuerzas verticales 150 N, hexágono interno.



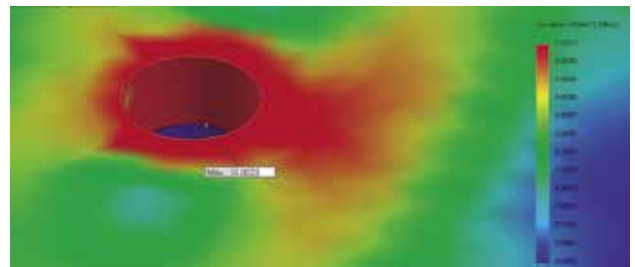
1c) Aplicación de fuerza vertical 150 N, como morse.



2a) Aplicación de fuerza vertical de 150 N, conexión octodecagonal.



2b) Aplicación de fuerza vertical de 150 N, hexágono interno.



2c) Aplicación de fuerzas verticales 150 N, como morse.

TABLA 2

TENSIONES A NIVEL ÓSEO LA FUERZA VERTICAL DE 150 N EN Mpa

Tipos de implante	Valor máximo	Valor mínimo
MEF1	0.001	0
MEF2	0.74	0
MEF3	0.0023	0

MEF 1: Diseño de implante con conexión octodecagonal
 MEF 2: Diseño de implante con conexión hexágono interno
 MEF 3: Diseño de implante con conexión interna como morse

GRÁFICO 2

ANÁLISIS DE VON MISES CON APLICACIÓN DE FUERZA VERTICAL A NIVEL DEL HUESO, EN LAS TRES CONEXIONES INTERNAS

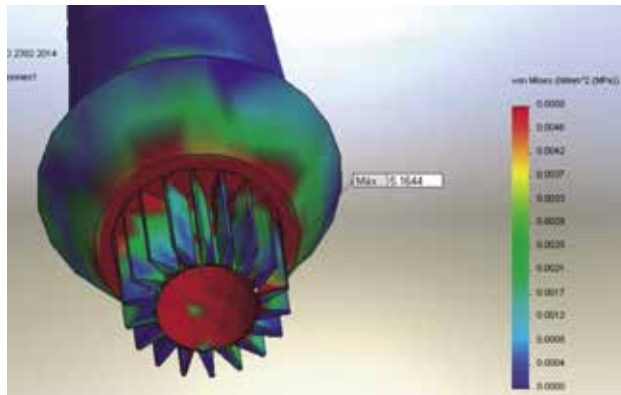
TABLA 3

TENSIONES DEL PILAR ANTE FUERZA VERTICAL DE 150 N EN Mpa

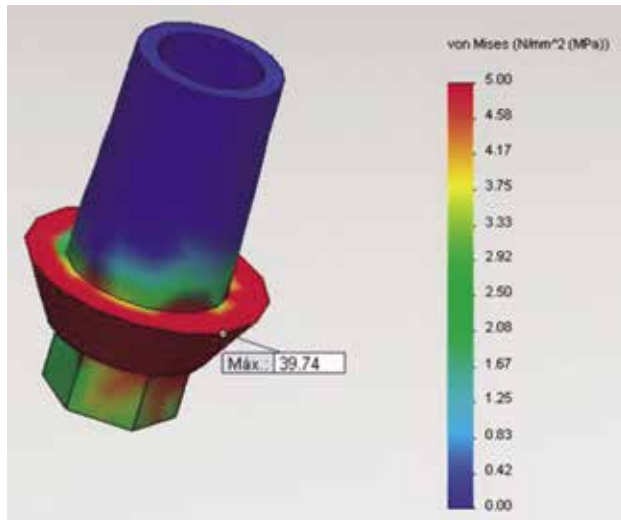
Tipos de implante	Valor máximo	Valor mínimo
MEF1	5.16	0
MEF2	39.74	0
MEF3	30.2	0

MEF 1: Diseño de implante con conexión interna octodecagonal
 MEF 2: Diseño de implante con conexión hexágono interno
 MEF 3: Diseño de implante con conexión interna como morse

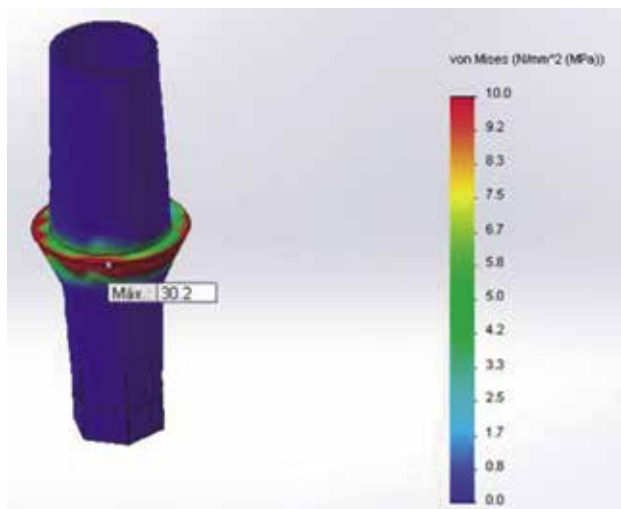
GRÁFICO 3
ANÁLISIS DE VON MISES CON APLICACIÓN DE FUERZA VERTICAL A NIVEL DEL PILAR



3a) Aplicación de fuerzas verticales 150 N, octodecágono.



3b) Aplicación de fuerzas verticales 150 N, hexágono interno.



3c) Aplicación de fuerzas verticales 150 N, como morse.

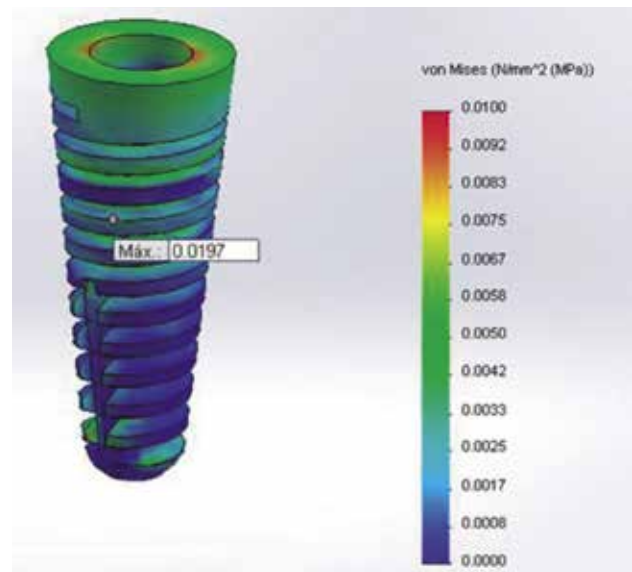
TABLA 4

TENSIONES A NIVEL ÓSEO ANTE FUERZAS HORIZONTALES DE 150N

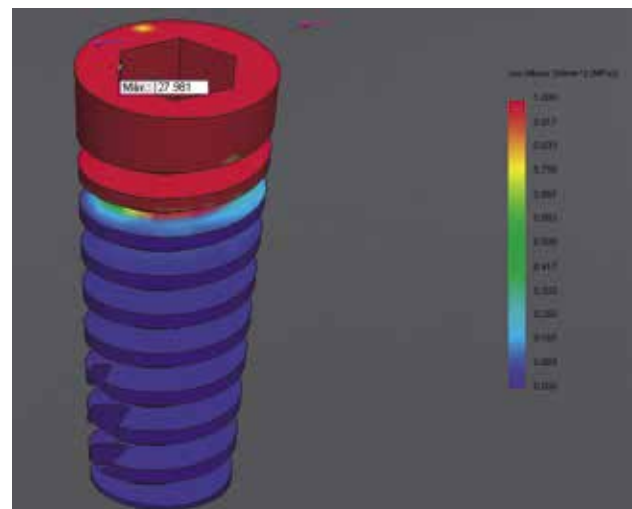
Tipos de implante	Valor máximo	Valor mínimo
MEF1	0.49	0
MEF2	25.98	0
MEF3	0.019	0

MEF 1: Diseño de implante con conexión octodecagonal
 MEF 2: Diseño de implante con conexión hexágono interno
 MEF 3: Diseño de implante con conexión interna como morse

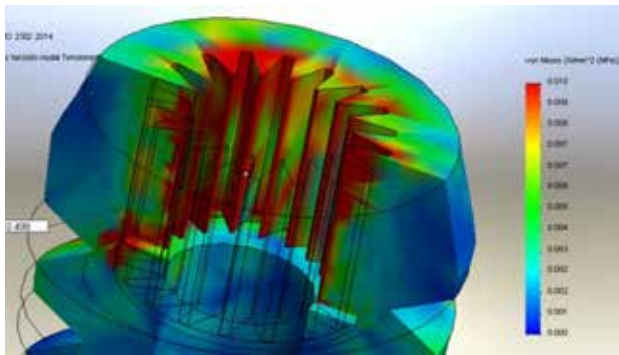
GRÁFICO 4
ANÁLISIS DE VON MISES CON APLICACIÓN DE FUERZA HORIZONTAL A NIVEL DEL IMPLANTE



4a) Aplicación de fuerzas horizontales 150 N, como morse.



4c) Aplicación de fuerzas horizontales 150 N, hexágono interno.



4c) Aplicación de fuerzas horizontales 150 N, octodecagono.

TABLA 5

TENSIONES A NIVEL ÓSEO ANTE FUERZA HORIZONTAL DE 150 N EN Mpa

Tipos de implante	Valor máximo	Valor mínimo
MEF1	0.0018	0
MEF2	2.651	0
MEF3	0.0023	0

MEF 1: Diseño de implante con conexión octodecagonal
 MEF 2: Diseño de implante con conexión hexágono interno
 MEF 3: Diseño de implante con conexión interna como morse

TABLA 6

TENSIONES DEL PILAR ANTE FUERZA HORIZONTAL DE 150 EN Mpa

Tipos de implante	Valor máximo	Valor mínimo
MEF1	10.41	0
MEF2	126.29	0
MEF3	55.1	0

MEF 1: Diseño de implante con conexión octodecagonal
 MEF 2: Diseño de implante con conexión hexágono interno
 MEF 3: Diseño de implante con conexión interna como morse

DISCUSIÓN

El avance de la implantología ha traído consigo diversos diseños de conexión interna, con algunas variantes entre sí, los cuales ofrecen algunas ventajas y apuntan a obtener mejores resultados en su supervivencia. Existen diversos tipos de implantes de conexión interna en el mercado, cuya diferencia está en la arquitectura mecánica externa e interna del implante; es por ello que se realizó este estudio buscando comparar y analizar las tensiones a nivel del hueso y del implante utilizando tres

conexiones internas: Hexágono, como morse y octodecágono, siendo este último un diseño poco convencional y hasta ahora no analizado.

En el MEF 2 que corresponde al diseño de hexágono interno, se obtuvo el máximo valor de tensión vertical y horizontal en el análisis de Von Mises para el implante y hueso, durante la aplicación de las fuerzas horizontal y vertical. Este diseño con el cambio de plataforma tiene la ventaja biomecánica de cambiar la concentración de tensión fuera de la interfaz hueso-implante, lo cual es favorable para asegurar la continuidad de la oseointegración.¹¹ Sin embargo, esto puede tener la desventaja de aumento de estrés en el pilar y el tornillo del pilar, que fue lo que sucedió en el estudio, donde se obtuvo la tensión máxima en el pilar. En los pilares, el máximo estrés de Von Mises se concentró en la superficie de aplicación de carga oclusal, siendo mayor en el MEF 2 (hexágono interno). Este resultado puede deberse a la forma y altura de la conexión y al hecho que posea plataforma modificada. La carga aplicada incide primero en la corona siendo la primera que absorbe toda la carga y conforme se va acercando a la zona apical del implante esta va disminuyendo. Quaresma y col.²⁰ evaluaron implantes cilíndricos con conexión hexágono interno e implantes cónicos con conexión cónica interna, en donde los pilares presentaron mayor estrés bajo cargas axiales en el punto de aplicación de las fuerza; es decir el tercio superior del pilar.

El MEF 3 (como morse) tiene resultados comparados a estudios realizados por Ferreira y cols.¹² quienes encontraron que asociando un implante de plataforma invertida con la conexión tipo como Morse se produce un mejor sellado, logrando una salud óptima de los tejidos (menor interfaz implante - pilar), mejor distribución de las cargas y por ende menor resorción a nivel cervical.¹³⁻¹⁶

Estudios realizados por Cimen y Yengin¹⁷ y Maram y col.¹⁸ sobre el efecto de plataforma invertida y el estrés óseo, mostraron que el procedimiento de cambio de plataforma tiene la ventaja biomecánica de desplazar el estrés a un área de concentración

lejos de la interfase hueso-implante. Los resultados fueron similares a estudios realizados por Coppédé y col.¹⁹ quienes encontraron que los implantes de diseño de conexión cónica presentan menor estrés que los de diseño de conexión hexágono interno.

Balik y col.²¹ realizaron un estudio de elementos finitos para comprobar la distribución de las fuerzas en implantes de hexágono externo, tornillos y coronas en la región posterior. Concluyendo que los futuros implantes deberían incluir un número menor de ángulos agudos en el cuello (lugares donde queda más débil el metal por falta de grosor) así como paredes más gruesas y refuerzos a modo de arandela interna para mejorar la resistencia a las tensiones. Estas características están presentes en el implante octodecagonal MEF 1.

Chun y col.²² emplearon un sistema de análisis de elementos finitos y modelos, simulando 3 tipos de implantes (implante de una pieza, conexión interna y externa) observaron que al aplicar la fuerza en un tipo de implante u otro, ésta se absorbe y se distribuye de manera diferente. En los implantes de hexágono externo las fuerzas se distribuyen peor y producen una mayor sobrecarga mientras que los implantes de hexágono interno consiguen crear una mayor armonía de fuerzas.²³ De este modo, habrá mayor parte del tornillo y pilar encargado de soportar esas fuerzas pero la cantidad recibida por cada punto en concreto es menor ya que hay un área mayor absorbiendo la carga. Por otra parte, también se debe tener en cuenta que no sólo el implante, tornillo y pilar reciben fuerzas, el hueso de soporte también sirve como amortiguador. Se hayaron tensiones similares entre el octodecágono y cono morse, siendo el primero menor pero con valores que no difieren en gran proporción. Uno de los resultados obtenidos en este estudio fue la ubicación de la tensión máxima en el cuello del implante al igual que Akça y col.²⁴ quienes observaron que el máximo stress se encontró en el cuello del implante y la interfase de conexión implante-pilar. Además, la tensión de la carga vertical se acumuló en la superficie cónica del pilar, mientras que la tensión producida durante la carga oblicua se concentra en el cuello del implante y el tornillo del pilar. También encontraron que las

tensiones en el cuello del implante disminuyeron cuando se utilizó el pilar cónico.

En este estudio se observó que el diseño de tipo octodecágono genera tensiones menores en sentido horizontal y vertical para el hueso y el pilar, distribuyendo mejor las cargas a este nivel, a diferencia de los diseños de conexión hexágono interno y cono morse. También se observó que la conexión cono morse genera menor tensión a nivel cervical en el implante, ante fuerzas verticales y horizontales, sin embargo sus resultados en comparación con los obtenidos para la conexión octodecagonal no tienen gran diferencia.

CONCLUSIÓN

Al analizar las tensiones en el hueso, bajo las mismas condiciones de carga, el diseño de conexión octodecagonal, distribuye mejor las cargas horizontales y verticales, reduciendo el estrés en el hueso a nivel cervical y a nivel del pilar. Sin embargo en el análisis del implante los resultados demuestran un menor valor para la conexión cono morse resaltando que presentan valores muy cercanos a los hallados para la conexión de tipo octodecagonal.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Schwarz F, Herten M, Bieling K, Becker J. Crestal Bone Changes at Non submerged Implants (Camlog) with Different Machined Collar Lengths: A Histomorphometric Pilot Study in Dogs. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2008; 23(2): 335-42.
2. Bechelli A. *Carga inmediata en Implantología Oral*. Buenos Aires: Editorial Providence; 2003.
3. McNeill C. *Fundamentos científicos y aplicaciones prácticas de la oclusión*. Barcelona: Editorial Quintessence; 2005.
4. Misch C. *Implantología Contemporánea*. Madrid: Editorial Mosby; 1995.
5. Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In Vitro Study on Passive Fit in Implant Supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19:30-7.
6. Vasudeva G, Bogra P. The effect of occlusal restora-

- tion and loading on the development of ab-fraction lesions: A finite element study. *International Journal of Conservative Dentistry*. 2008; 11(3): 117-20.
7. Babbush CH, Hanh J, Krauser J, Rosenlicht J. *Implantes dentales*. Arte y ciencia. Venezuela: Editorial Amolca 2. ed.2012
 8. Cai K, Zhang H, Luo Y, Chen B. [Wolff's law based continuum topology optimization method and its application in biomechanics.] *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng* 25(2):331-335,2008.
 9. Chun HJ, Cheong YS, Han JH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*. 2002;29:565-71.
 10. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.
 11. 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. *J Oral Implants* 1998;24:80-8.
 12. Ferreira JJ, Pizza E, Falcon Antenucci RM, Dantas SL, Machado B. *Implantes tipo plataforma modificada: Revisión de literatura*. *Acta Odontológica Venezolana*.2010;49(3).56-59.
 13. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.
 14. 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. *J Oral Implants* 1998;24:80-8.
 15. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac implants*. 1998;13:82-90.
 16. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac implants*. 1998;13:781-790.
 17. Cimen H, Yengin E. Analyzing the Effects of the Platform-Switching Procedure on Stresses in the Implant-Abutment Complex by 3-Dimensional Fem Analysis. *Journal of Oral Implantology*. 2012;38:21-6.
 18. Maran M, Chan H, Wang H. Effect of the Platform-Switching Technique on Preservation of Peri-implant Marginal Bone: A Systematic Review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*.2012;27:138-45.
 19. Coppédê A, Bersani E, de Mattos M, Rodrigues R, de Mattias Sartori I, Ribeiro R. Fracture Resistance of the Implant-Abutment Connection in Implants with Internal Hex and Internal Conical Connections Under Oblique Compressive Loading: An In Vitro Study. *International Journal of Prosthodontics*.2009; 22(3): 283-86.
 20. Quaresma S, Cury P, Sendyk W, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *International Journal of Implantology*. 2008; 24(1): 1-6.
 21. Balik A, Ozdemir M, Keskin H. Effect of different connection designs on the stress distribution around five different implants: A 3 - dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*. 2012;38:491-96.
 22. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Max Impl* 2006; 21: 195-202.
 23. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res*. 2007;18:581-4.
 24. Sutter F, Weber H, Sorenson J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 1993; 13:408-431.
 25. Akca K, Cehreli M. A Comparison of Three Dimensional Finite Element Stress Analysis with In Vitro Strain Gauge Measurements on Dental Implants. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2008; 28(4): 391-99.

Recibido: 05 -12 -13
Aceptado: 19 -01 -14

Autor principal: Brenda Franco Silva
Correspondencia: brendafs22@hotmail.com