

Determinación del torque y sitios de mayor esfuerzo en minimplantes durante su inserción y retiro

Determination of torque and sites of greater effort during miniimplant insertion and removal

Gina Paola Feriz¹, Mayra Alejandra Muñoz¹, Liliana Morelia Jara², Piedad Malaver³

RESUMEN

Objetivo: Determinar el nivel de torque y sitios de mayor esfuerzo en el minimplante durante su inserción y retiro en hueso tipo II. **Método:** Estudio experimental simulado donde se utilizó como unidad de análisis un modelo tridimensional computarizado de elementos finitos de un minimplante y las capas cortical y esponjosa del área de primer y segundo premolar del maxilar inferior cuya geometría básica 3D se realizó en Autodesk Inventor 2012, Design Modeler de ANSYS 14.0 basados en microfotografía electrónica y metalografía. Se definieron los parámetros de simulación estableciendo una condición de carga combinada estructurando 4 casos para evaluar la respuesta durante el proceso de inserción con cargas variables de 5Ncm 10Ncm y 15Ncm y una inserción porcentual al 10%, 30%, 60% y 100% de los filetes; 3 casos para la evaluación del proceso de retiro: 5 Ncm, 10 Ncm y 15 Ncm y una proyección de esfuerzos vs torque aplicado. **Resultados:** El Ti6Al4V alcanza su punto de fluencia a los 884.56 Mpa de esfuerzo ante un torque de 21.5 Ncm y un nivel máximo de esfuerzo de 979.10 Mpa ante un torque de 26.6Ncm, con una zona crítica ubicada entre un 30% y 40% de la longitud total de los filetes, sin valores críticos de esfuerzo expresados en el retiro. **Conclusión:** La inserción del mini-implante a un torque inferior a un 21.5 Ncm, disminuiría las probabilidades de fallo del dispositivo y propiamente del material, ya que es a partir de este nivel de torque donde comienza la deformación permanente.

Palabras clave: minimplantes, elementos finitos, torque, Titanio, enmallado, carga combinada.

ABSTRACT

Objective: To determine the level of torque and the sites of greater effort in mini implants during their insertion and removal in bone type II. **Method:** A descriptive study was performed where the unit of analysis was a computerized three-dimensional finite element model of a cortical mini-implant and spongy layers of the first and second mandibular premolars. The basic 3D geometry was performed using Autodesk Inventor 2012, ANSYS Design Modeler 14.0 based on electron micrograph and metallography. Simulation parameters were defined establishing a combined load condition structuring 4 patients to assess the response during insertion of variable loads and 15Ncm 5Ncm 10Ncm and insertion percentage to 0%, 30 %, 60 % and 100% fillets; 3 patients for the evaluation of the withdrawal process: 5- Ncm 10 Ncm Ncm and 15 and a projection of effort versus applied torque. **Results:** Ti6Al4V reaches its yield point to 884.56 MPa stress at a torque of 21.5Ncm and a maximum level of effort to 979.10MPa 26.6Ncm torque, with a critical zone located between 30% and 40% the total length of the fillets, critical stress values expressed in retirement. **Conclusions:** the insertion of mini-implant at less than 21.5Ncm torque decreases the probability of failure of the device and the material itself, since it is from this torque level where the permanent deformation begins.

Keywords: mini implant, finite element, torque, combined load.

Grupo de Investigación - Ciencias Odontológicas UNICOC

1. Residente de Especialización en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.
 2. Odontóloga, Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.
 3. Odontóloga, Maestría en Biología - Énfasis de Genética Humana
- Autor responsable de correspondencia: Piedad Malaver
Correo electrónico: pmalaver@unicoc.edu.co

Citar como: Feriz GP, Muñoz MA, Jara LM, Malaver P. Determinación del torque y sitios de mayor esfuerzo en minimplantes durante su inserción y retiro. Journal Odont Col. 2014;7(13):8-17

Recibido: Mayo 2014, aceptado: Junio 2014

INTRODUCCIÓN

Los mini-implantes (MI) son elementos médicos que se producen por acción de una ligadura de titanio grado V (Ti-6Al-4V), que les mejora sus capacidades físicas al hacerlos más resistentes a la fractura, pero también les confiere la propiedad de generar una oseointegración menor lo cual facilita su remoción una vez logrados los movimientos programados.¹ Se han reportado fracturas en el momento de la inserción de los mini-implantes con una incidencia del 4%, asociada principalmente a fuerzas excesivas y a la incapacidad del mini-implante para resistir las fuerzas de torsión.²

Debido a las limitaciones que se presentan para realizar experimentación en individuos vivos cada vez es más común el uso de modelos numéricos que se aproximen a la realidad estructural del objeto biológico de estudio. La ingeniería y sus herramientas ha permitido una excelente calidad de simulación, mas cercana a la realidad y la naturaleza de los fenómenos y es ahí donde con base en modelación compleja los elementos finitos (EF) son en la actualidad un recurso investigativo con validez y aplicabilidad clínica.³

Dentro de los métodos numéricos aplicables, el análisis por elementos finitos (FEA) corresponde a una alternativa de gran utilidad, ya que ésta puede predecir la respuesta de un elemento ante acciones o fuerzas externas, a través de la subdivisión del elemento a analizar en unidades elementales sobre las que se plantean las ecuaciones diferenciales que gobiernan el problema físico,⁴ para posteriormente ser ensambladas en forma global permitiendo cumplir con la continuidad, para de esta forma resolver el sistema matricial de ecuaciones de acuerdo a las cargas externas aplicadas, así como a las características de entorno que se han recreado.⁵

Los conceptos propios del método se fraccionan para su comprensión, así: el FEA permite la obtención de una solución ecuacional y numérica, sobre un cuerpo o estructura. Dichas ecuaciones diferenciales son capaces de identificar las características físicas de la estructura a estudiar, al dividirlo en un gran número de subdominios que no se intersectan entre sí los cuales de han llamado elementos finitos.⁶

Actualmente no existen estudios que analicen estadísticamente en una sola casa comercial los puntos de fractura y niveles de torque en los que estas aparecen. Sin embargo, sí se ha expuesto que ésta sea importante dentro de la evaluación y éxito de los tratamientos

ortodónticos, ya que la fractura del tornillo se refiere en la literatura como una complicación terapéutica sobre la cual aún falta información y ahondar aún más en temas estructurales de análisis que permitan determinar acorde a las variables que pueden incidir en este evento. El objetivo del presente estudio fue determinar el nivel de torque y sitios de mayor esfuerzo en el MI durante su inserción y retiro en hueso tipo II, evaluado mediante el análisis estructural con elementos finitos.

MÉTODOS

Estudio experimental simulado donde se utilizó como unidad de análisis un modelo tridimensional computarizado de elementos finitos de un MI. El primer paso en el análisis estructural con EF, pre-procesamiento, es reproducir geométricamente un modelo de EF de la estructura del MI y del componente cortical óseo objeto de estudio. El MI se constituyó por definición como un elemento sólido, basados en fotografías microscópicas de su estructura (Figura 1) y constitución química (Figura 2), acorde con las especificaciones propias del fabricante. Criterios de selección: auto-perforantes de 1.5mm de diámetro, 6mm de altura, trasmucoso de 1mm, distancia interrosca 0.498mm, profundidad de rosca 0.255mm (Figura 1).

En el caso del MI se escogió realizar la geometría básica mediante un paquete de modelado paramétrico de sólidos en 3D (Autodesk Inventor, Autodesk, Inc. San Rafael, CA) importándola desde la herramienta Design Modeler de ANSYS 14.0 para posteriormente realizar el modelaje de las capas cortical y esponjosa en Design Modeler (Figura 3).

La morfología del hueso y las subcapas que lo componen fue realizado de manera arbitraria con dimensio-

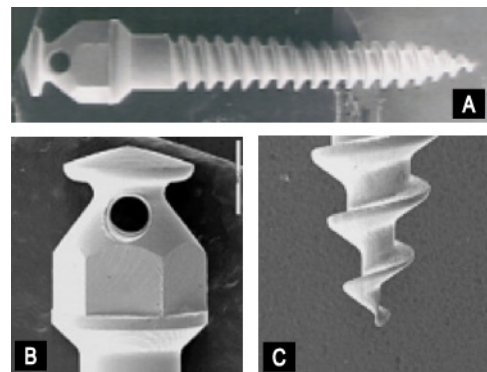


Figura 1

Microfotografía electrónica magnificada de mini-implante®. A) Vista Completa. B) Cabeza. C) Punta activa.



Figura 2

Metalografía mini-implante de Titanio grado 5® (Ti6Al4V)

nes similares a los modelos encontrados en proyectos anteriores¹²⁻¹⁵ con el fin de representar las subcapas óseas y sus espesores medios.

Una aproximación, ya que los espesores de las capas cortical y esponjosa varían dependiendo de la edad, el sexo y diferentes condiciones de salud del paciente¹⁵ y una serie de superficies curvas que tiene como fin evaluar el comportamiento de la inserción de un MI en zonas de mayor concentración de esfuerzo por

Tabla 1	
Características estadísticas de la malla	
Nodos	71424
Elementos	47241
Mesh Metric - Métrica de Malla	0

cambios drásticos de la homogeneidad de la morfología del hueso en la ubicación de las estructuras dentales. El enmallado se realizó de manera automática con ANSYS debido a que es la manera más eficiente de realizar la discretización del modelo sin generar controles manuales y así evitar modificar elementos finitos de manera arbitraria que puedan inferir en resultados. La tecnología de ANSYS Meshing proporciona un medio para equilibrar los requisitos y obtener la malla adecuada para cada simulación de la manera más automatizada.

Los modelos constituidos de forma tridimensional con ANSYS se establecieron bajo las siguientes características estadísticas de malla: un total de 71474 nodos, que representan 47241 elementos tetraédricos (Tabla 1). Estructuralmente, el cuerpo y el tamaño del mini-implante fue construido mediante un método de determinación de alcance de selección de geometría

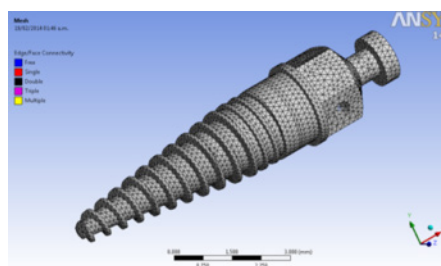


Figura 3

Modelaje minimplante ANSYS 14.0

de un cuerpo con comportamiento sólido y un tamaño en mm de 0.15 (Tabla 2). Luego de obtener los modelos y bajo la definición de condición estática previa a la condición posterior cinemática, se tuvo en cuenta posterior al enmallado, en la organización de los parámetros de simulación, el concepto de fricción tanto estática como cinética. La fricción que se aplica a la Segunda Ley de Newton, se define como una fuerza

Tabla 2	
Características del cuerpo*	
Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	1 Body
Definition	
Suppressed	No
Type	Element size
Element size	0,15mm
Behavior	Hard

*Información del Interfaz visual de ANSYS

donde cuando los cuerpos están en reposo generan un tipo de fricción que es estática, mientras que cuando están en movimiento generan la fricción de tipo cinética. Bajo este concepto y con los previos propuestos, se establecieron valores de torque y pre tensión asociados a dichas fuerzas.

Debido a que el diámetro de aplicación de torque es de 2mm, se estableció una condición de carga combinada (Tabla 3) y se determinaron en la simulación propiedades específicas: densidad 4520 kg/m, límite elástico 860 MPa, módulo tangencial 1250 MPa, límite de tracción elástica 860MPa, límite de compresión elástica 9.3Pa, resistencia máxima a la tracción 8.6Pa. Valores ante los cuales se establecieron los parámetros de simulación y se definieron los siguientes conceptos y casos específicos:

Caso 0: Previa a la perforación e inserción de los filetes del MI, inserción 0%, bajo la condición de carga combinada.

Tabla 3

Características de simulación		
Property	Value	Unit
Density	4620	Kg x m ³
Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion		
Isotropic Elasticity		
Bilinear Isotropic Hardening		
Yield Strength	860	MPa
Tangent Modulus	1250	MPa
Tensile Yield Strength	860	MPa
Compressive Yield Strength	9.3E+08	Pa
Tensile Ultimate Strength	8.6E+08	Pa
Compressive Ultimate Strength	0	Pa

*Información del Interfaz visual de ANSYS

Caso 1: Previa a la perforación e inserción del primer filete del MI, 10%, bajo la condición de carga combinada (Figura 4).

Caso 2: Inserción del 30% del número de filetes del MI bajo la condición de carga combinada (Figura 5).

Caso 3: Inserción del 60% del número de filetes del MI bajo la condición de carga combinada (Figura 6).

Caso 4: Inserción del 100% del número de filetes del MI bajo la condición de carga combinada. **Caso 5:** Remoción de MI bajo un torque de 5Ncm.

Caso 6: Remoción de MI bajo un torque de 10Ncm.

Caso 7: Remoción de MI bajo un torque 15Ncm.

Basados en estos resultados que permiten establecer los niveles de deformación específicos asociados a cada nivel de torque (5Ncm, 10Ncm y 15Ncm) y con el fin de obtener el punto crítico del material y los niveles de fluencia de torque, se realizó en la simulación una extensión de los niveles de torque pre-determinados, lo que permitió determinar el área de fluencia de esfuerzos.

RESULTADOS

Bajo estos parámetros el programa arrojó una imagen propia del proceso de simulación para cada caso y se obtuvo un cuadro estadístico que permitió determinar los puntos de mayor esfuerzo y los niveles de torque y carga combinada que afectan estructuralmente el mini-implante.

En la Figura 8 se observó el comportamiento del esfuerzo en el MI para cada torque aplicado en función del avance de inserción, donde se determinó que el porcentaje de avance asociado a falla se encuentra entre los 850 MPa y 1000 MPa y está ubicado entre un 30% y 40% de la longitud total de los filetes del

tornillo. En la Figura 9 se observa que la distribución de esfuerzos en función del avance del MI como elemento mecánico roscado posee un comportamiento de reducción en el esfuerzo conforme aumenta el avance del mismo.

En la Figura 10 observamos que el implante evaluado cuya constitución específica de titanio grado 5 Ti6Al4V alcanza su punto de fluencia, entre los 850 MPa y 1200 MPa. En la Figura 11 se ilustran los cambios que exhibió el MI en el proceso de retiro luego de la aplicación de fuerzas de 15, 10 y 5 Ncm. Esta imagen (Figura 11) nos indica que el comportamiento del MI al retiro es lineal, teniendo como consecuencia que el cuerpo del mismo no va a sufrir deformaciones a causa del retiro o aplicación de torque.

Se simuló una carga de 30Ncm con el fin de observar cual era el comportamiento del MI en su cabeza y se observó que el valor de esfuerzo no superó 500 MPa de esfuerzo (Figura 12), motivo por el cual en retiro del MI es muy poco probable que se fracture. En este tipo de situación es mucho más viable que la fractura o desprendimiento del MI este asociado a fractura en hueso por cuanto él mismo posee valores de esfuerzo menores que los del MI y por cuanto se está trabajando sobre un material frágil. Esta diferencia en los tipos de materiales acerca más la probabilidad de fracturas pequeñas en el hueso antes que se pueda llegar a observar una fractura o deformación plástica permanente del MI.

Los resultados obtenidos luego de la proyección de esfuerzos versus una proyección de aplicabilidad de torque en la simulación nos permitió observar que el nivel de fluencia del material se presenta a 26.6Ncm y a un valor de esfuerzo de 979.1 MPa (Figura 13), lo cual corrobora los datos de comportamiento obtenidos previamente en la Figura 8. De forma gráfica el programa arrojó como soporte de este dato que la zona crítica del MI empieza en un rango de 884.56 MPa de esfuerzo, dato este que se presenta ante un torque de 21.5 Ncm (Figura 14), área donde la simulación evidencia criticidad enmarcada dentro de la zona 1 y que culmina con los datos referidos en la Figura 13 con límites máximos de 979.10 MPa y 26.6 Ncm, que constituirían la zona 3.

DISCUSIÓN

Conocer el comportamiento biomecánico de los mini-implantes permite establecer protocolos clínicos basados en la evidencia científica, lo cual proporciona una mayor seguridad y unas tasas de éxito supe-

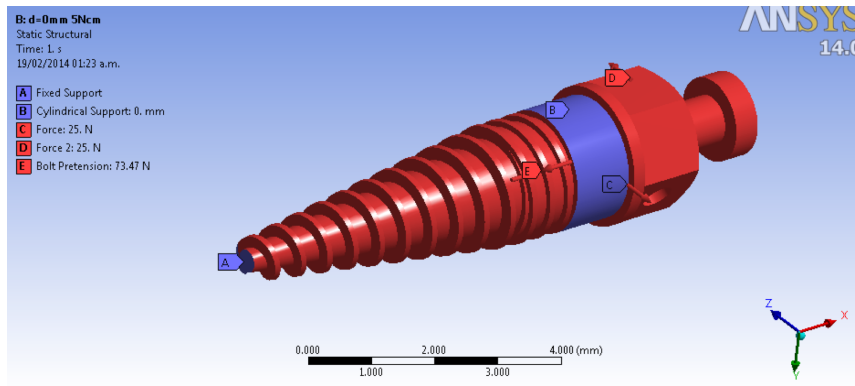


Figura 4.

Caso 1. Inserción del 10% del primer filete del mini-implante

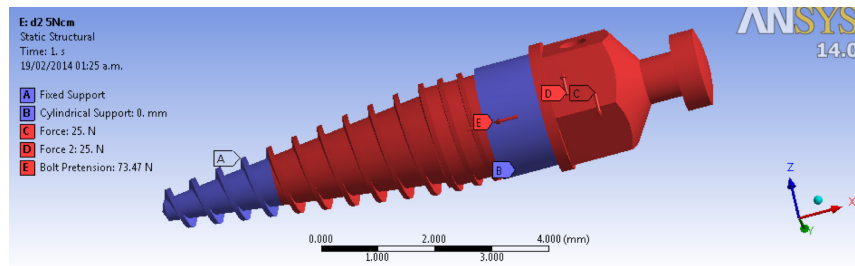


Figura 5

Caso 2. Inserción del 30% del número de filetes del mini-implante

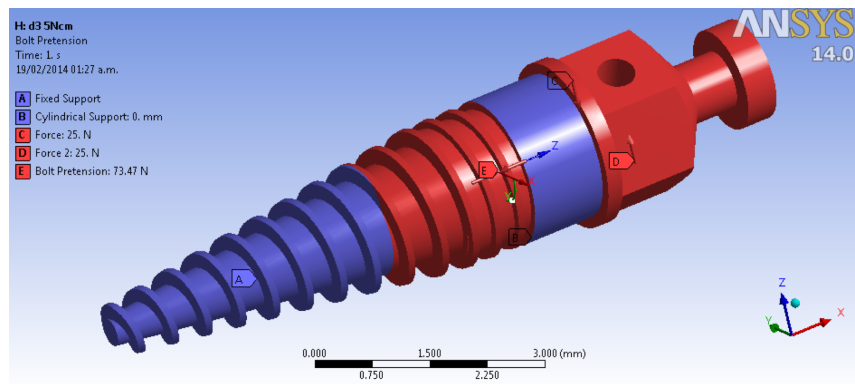


Figura 6

Caso 3. Inserción del 60% del número de filetes

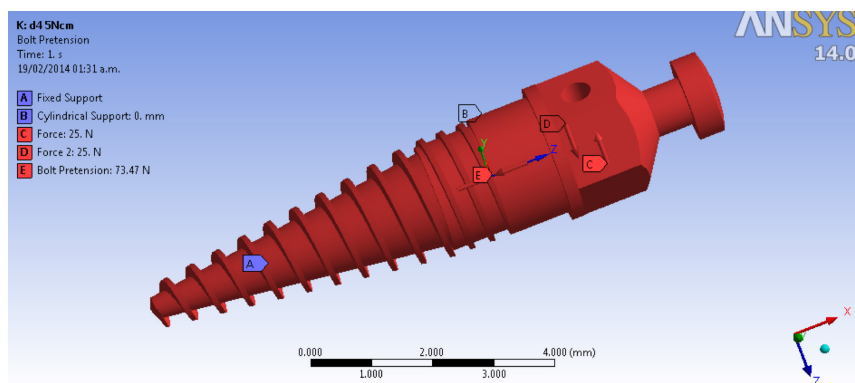


Figura 7

Caso 4. Inserción del 100% del número de filetes del mini implante

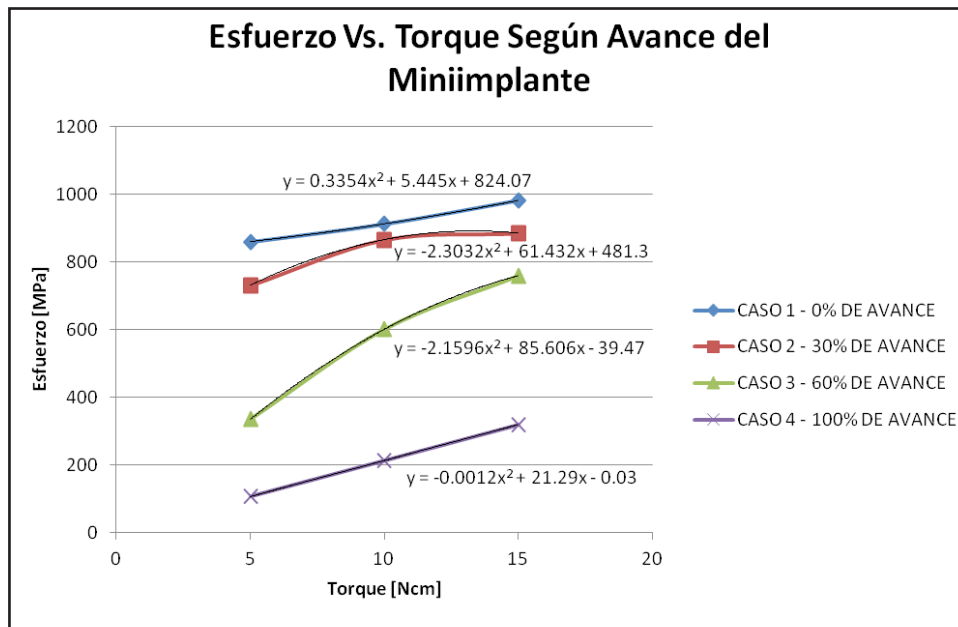


Figura 8

Comportamiento del esfuerzo en el mini-implante para cada torque aplicado en función del avance de inserción

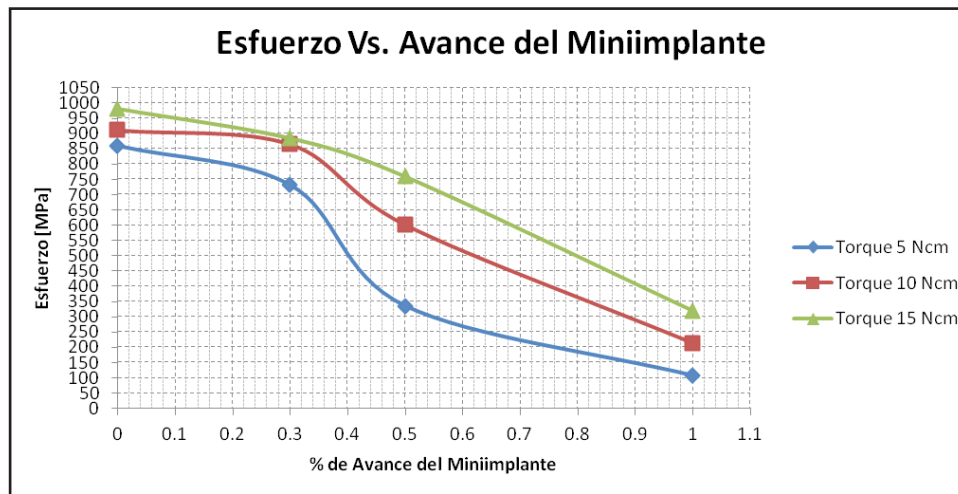


Figura 9

Distribución de esfuerzos en función del avance del mini-implante

riores, ya que la adherencia a las mismas disminuiría las complicaciones propias del procedimiento clínico, tales como la fractura.

Existen en la actualidad numerosos programas de análisis por elementos finitos, tales como ABAQUS, COSMOS, PATRAN, NASTRAN, STRUDL, CAEPIPE y ANSYS. Éste último ha mostrado ser una herramienta versátil ya que el programa incluye funciones de pre procesado (para generar un modelo), soluciones, post procesado, gráficos y modelado paramétrico, permitiendo satisfacer necesidades complejas de análisis y diseño así como de generar so-

lución y análisis de estructuras bajo cargas lineales, no lineales y dinámicas e incluye una amplia gama del estudio de los comportamientos de los elementos e incorpora varios modelos de materiales, así como formulas precargadas para la resolución de un gran número de problemas de ingeniería.⁷

Lima *et al.*,² desarrollaron un estudio que comparó los niveles de fractura por torsión, en relación con la longitud y el diámetro de los MI a fin de verificar los valores límites recomendados. Este estudio evidenció que los niveles de torque en los que se presentaban estas fracturas eran superiores a los recomendados por

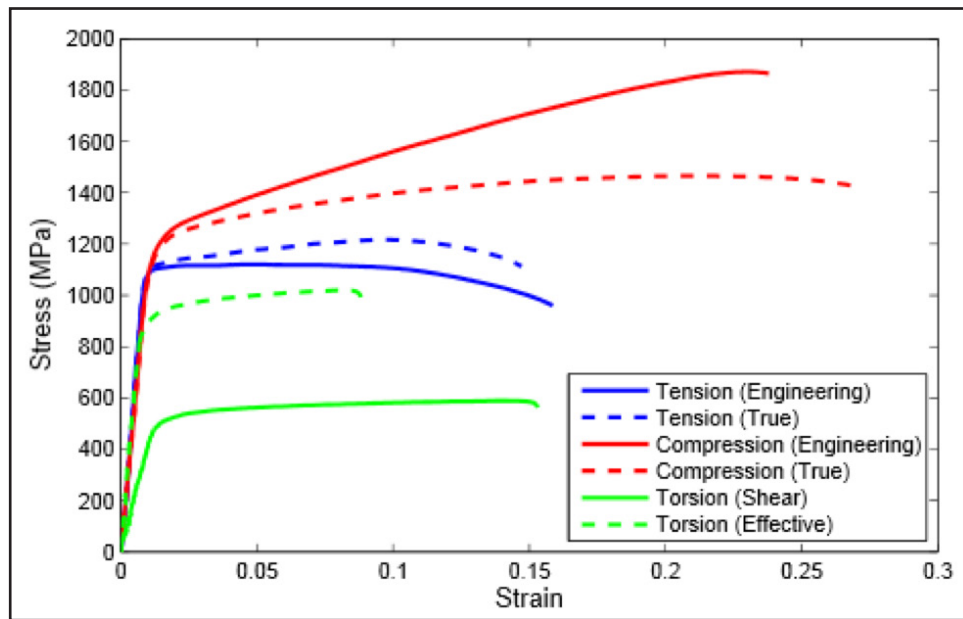


Figura 10

Distribución de esfuerzos en función del avance del mini-implante

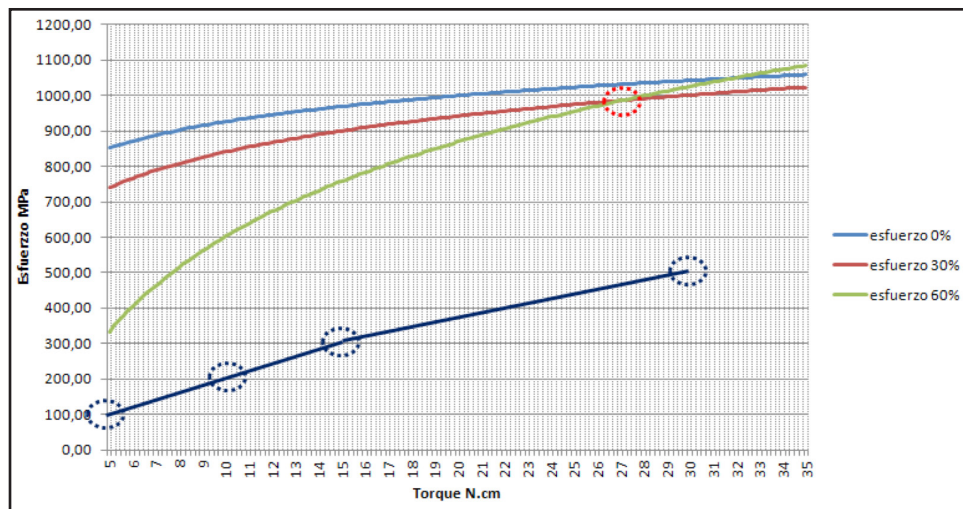


Figura 11

Comportamiento del esfuerzo en el mini-implante al retiro, para cada torque aplicado

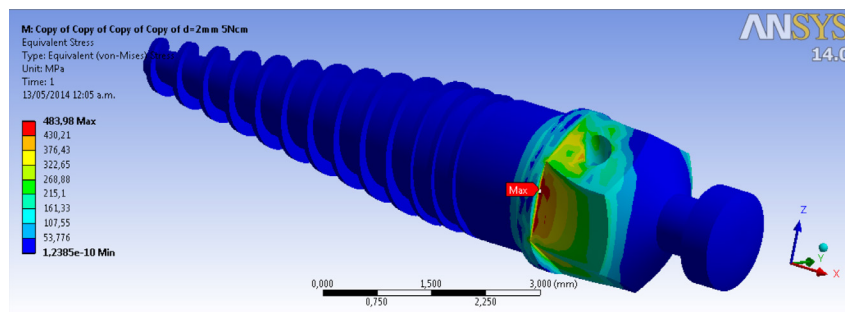


Figura 12

Comportamiento del esfuerzo en el mini-implante en el retiro

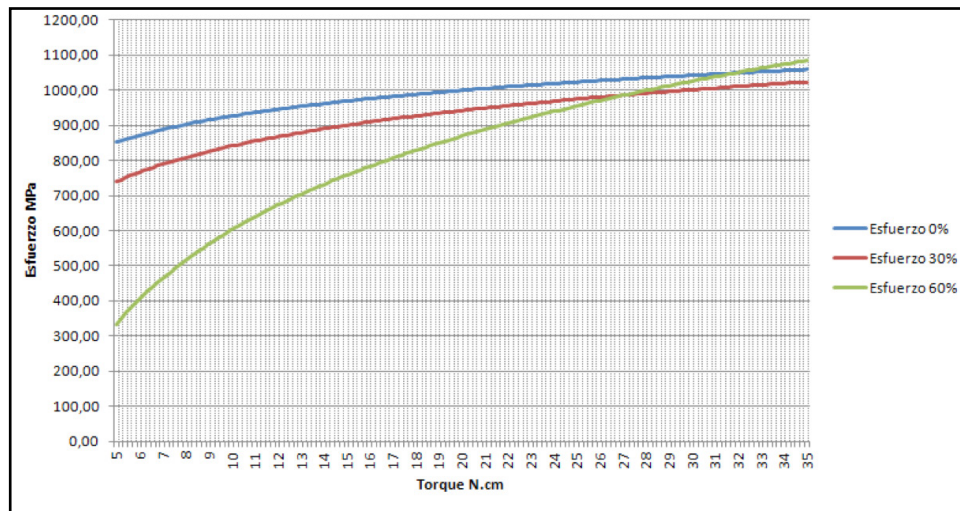


Figura 13

Proyección de esfuerzos Vs. Torque aplicado

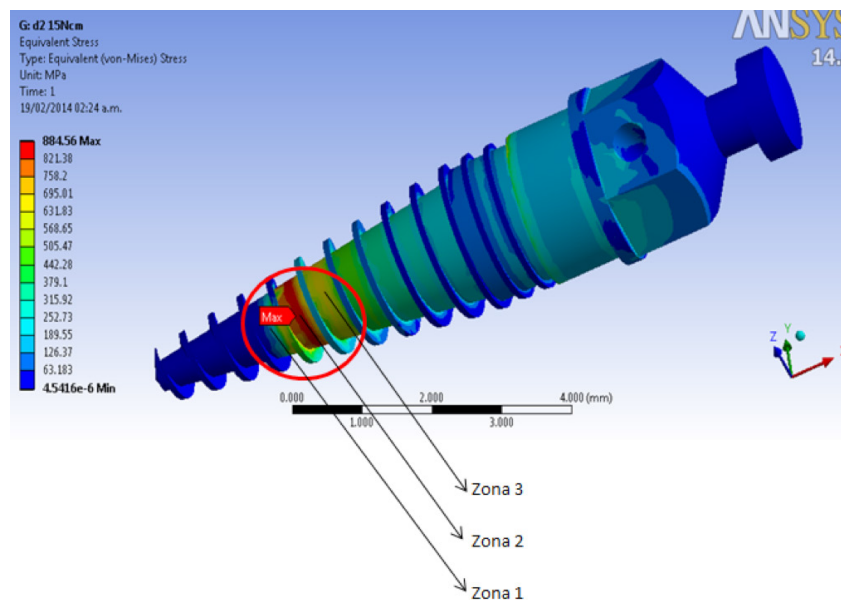


Figura 14

Zona crítica de tolerancia: límites mínimos esfuerzo Vs. torque

los fabricantes. Srinok *et al.*,⁴ realizaron un estudio en el cual determinaron el rango de torque de inserción óptima y determinar los factores involucrados en mayor grado el éxito de los MI dentro de la terapia ortodóntica. El estudio concluyó que el rango de inserción óptima no era definible, pero que existía una tendencia de éxito superior en los MI con intervalos de torque de inserción entre 4 y 8Ncm sobre aquellos con niveles de torque inferior a 4 Ncm.

En 2007 Gadêlha *et al.*,⁸ reportaron las características de resistencia mecánica de MI autoperforantes con diferentes diámetros de 3 casas comerciales, conclu-

yendo que el diámetro de los MI podría correlacionarse con el aumento a la resistencia a la fractura al señalar que la deflexión angular de ruptura (DAR) y el torque de ruptura (TR) se encontraban disminuidos proporcionalmente al diámetro. Dos años más tarde, Schemann *et al.*,⁹ estudiaron los valores máximos de resistencia de torsión de MI autoperforantes, encontrando un torque medio de ruptura de 12.2N.

La calidad de la estructura interna de los MI fue recientemente evaluada por Peralta *et al.*,¹⁰ luego de considerar este como un factor determinante en el riesgo de fractura, señalando que ninguno de los MI

evaluados mostró daños en su interior, así como que todos exhibían una estructura globular alfa-beta la cual es exigida por el Comité técnico de productores europeos de Titanio.¹⁰

De acuerdo con la clasificación de Lekholm y Zarb¹¹ los procesos alveolares se pueden agrupar de acuerdo con la cantidad de hueso en 4 clases:

Tipo 1: Casi todo el hueso es compacto.

Tipo 2: Existe una gran capa de hueso compacto rodeando el hueso trabecular.

Tipo 3: Existe una delgada capa de hueso cortical rodeando hueso trabecular denso.

Tipo 4: Similar al tercer tipo pero el hueso trabecular es de baja densidad.

El hueso mandibular presenta un mayor grado de corticalización que el maxilar. A su vez, a nivel del hueso mandibular se ha determinado que la corticalización disminuye a medida que se aleja de la sínfisis, de hecho en la zona posterior presenta una menor densidad.¹¹

Diversos autores¹²⁻¹⁴ han evaluado la relación entre el tipo de hueso y la tasa de éxito en la estabilidad de los MI, sugiriendo en consenso que a menor cortical mayor posibilidad de movimiento y por consiguiente de fracaso. Melsen *et al.*,¹⁶ en 2009, luego de realizar un estudio experimental con 211 MI, clasificaron en tres grupos las posibles causas de fracaso: La primera se relaciona con un procedimiento quirúrgico incorrecto por parte del profesional, la segunda con condiciones propias del paciente (características óseas y de los tejidos blandos, la respuesta inflamatoria y las condiciones de higiene oral) y la tercera relacionada con el diseño del mismo MI. El uso excesivo de fuerzas de torsión puede resultar en la fractura del mini-implante y la inestabilidad en la interfase implante- hueso. Siempre que sea posible, la inserción debe hacerse utilizando la llave dinamométrica ofrecida por el sistema de implante y siguiendo las condiciones sugeridas por el fabricante.¹⁷

Barrios *et al.*,¹⁸ evaluaron el efecto del diámetro del MI en el riesgo de fractura, con valores luego prueba de tensión en 405 MI de valores de torque de inserción recomendados con un rango de 25.4 Ncm y 32.8 Ncm. De acuerdo a lo reportado por Gadhela *et al.*,⁸ nuestros resultados coinciden con los suyos, donde definimos una zona crítica de tolerancia estructural del material entre 26.6Ncm y 21.5Ncm. En contraposición con los resultados y niveles de torque muy inferiores y de rangos muy amplios, Ferreira *et al.*,¹⁷

y Morais *et al.*,¹⁹ coincidieron en que los niveles de torque de inserción de seguridad oscilan entre 4 y 15 Ncm.

CONCLUSIONES

La inserción del MI a un torque inferior a 21.5 Ncm disminuye las probabilidades de fallo del dispositivo y propiamente del material, ya que es a partir de este nivel de torque donde comienza la deformación permanente.

REFERENCIAS

1. Marassi C. Quais as principais aplicações clínicas e quais as chaves para o sucesso no uso dos mini-implantes em ortodontia. *Rev Clin Ortodon Dental Press* 2006; 5(4): 14-26.
2. Lima GM, Soares MS, Penha SS, Romano MM. Comparison of the fracture torque of different Brazilian mini-implants. *Oral Res* 2011; 25(2):116-122.
3. Calao F, Vasquez M, Becerra F, Ossa J, Enriquez C, Fresneda E. El método de elementos finitos y su aplicabilidad en la investigación odontológica. *Rev Fac Odont Univ Ant* 1999; 11(1):44-49.
4. Srinok V, Nisalak P, Verayangkura P, Charoenying H, Kyung H. Asociación entre torque de inserción y el éxito de los mini-tornillos utilizados como anclaje ortodóncico. *Mahidol Dent J* 2008 28 (2):202-214.
5. Taylor RL, Simo JC, Zienkiewicz OC, Chan ACH. The Patch test a condition for assessing FEM convergence. *Int J Numer Methods Eng* 1986;(22): 39-62.
6. Belzer J; Holzman A; Kent A. Generative epistemology of problem solving to Laplace and Geometric Transforms. *Encyclopedia of Computer Science and Technology*. Volume 9 2008; 1-11.
7. Moreno P, Saez A. Método de los elementos finitos: Introducción a ANSYS. 1ª ed. Madrid: Ed. Universidad de Sevilla. Secretariado de Publicaciones, 1999.
8. Gadelha FP. Avaliação das dimensões transversais e análise da resistência à fratura de mini-implantes fabricados no Brasil. [Tesis de Maestría]. São Paulo: Univ. Cidade de São Paulo. Curso de Mestrado em Ortodontia, 2007.
9. Schemann-Miguel F. Estudo comparativo da resistência à torção de minimplantes ortodónticos, submetidos à reinserção óssea. [Tesis de maestría]. São Paulo: Univ. Cidade de São Paulo (UNICID); 2008.
10. Vásquez Peralta RP. Análise metalográfica da estrutura interna de mini-implantes ortodónticos. [Tesis de Maestría]. São Paulo: Univ. Cidade de São Paulo. Curso de Mestrado em Ortodontia; 2009.
11. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago, IL: Quintessence, 1985:199-209.
12. Santiago RC, Júnior GC, Farinazzo VRW: Densidade mineral óssea de sitios específicos da maxila para a inserção de mini-implantes. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2009; 14(3): 69-74.
13. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N: Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22(5): 779-84.
14. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara

- T, Takano-Yamamoto T: Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124(4): 373-8.
15. Checa Vizcaino MA. Evaluación de la densidad ósea en la monitorización de la mujer menopáusica que realiza tratamiento hormonal sustitutivo en el área de Barcelona [Tesis doctoral]. Barcelona: Universidad Autónoma de Barcelona, 2003.
 16. Melsen B, Luzi C, Verna C, Guidelines for success in placement of orthodontic mini-implants. *J Clin Orthod* 2009; 43(1): 39-44.
 17. Ferreira FC, Leite Quaglio C, Tapia Rivera JG, Jirón JF. Analisis estructural de mini-implantes ortodónticos. *Acta Venezolana* 2013; 51(1):18-24.
 18. Barrios SE, Janson G, Chiqueto K, Garib DG, Janson M. Effect of mini-implant diameter on fracture risk and self-drilling efficacy. *AJO Dentofac Orthoped* 2011;140(4) 181-192.
 19. Morais LS, Serra GG, Muller CA, Andrade L, Palermo EF, Elias CN, Meyers M. Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: immediate loading and metal ion release. *Act Biomaterialia* 2007; 3(3): 331-339.