

## DETERMINACIÓN DEL NIVEL DE TORQUE Y SITIOS DE MAYOR ESFUERZO EN EL MINIMPLANTE DURANTE SU INSERCIÓN Y RETIRO EN HUESO TIPO II, CUANTIFICADO MEDIANTE EL ANÁLISIS ESTRUCTURAL CON ELEMENTOS FINITOS

\* Feriz G., Muñoz A.

\*\* Jara L.,

\*\*\*Malaver P.,

\*\*\*\*Puerto D.

### RESUMEN

**OBJETIVO:** Determinar el nivel de torque y sitios de mayor esfuerzo en el minimplante durante su inserción y retiro en hueso tipo II, evaluado mediante el análisis estructural con elementos finitos. **MÉTODO:** Estudio experimental simulado utilizo 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 minimplante 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:** Mini implantes, Elementos Finitos, Torque, Titanio, Enmallado, ANSYS 14.0, Carga combinada, Esfuerzo, Deformación

### ABSTRACT

**OBJECTIVE:** Determine the level of torque and sites greater effort in minimplante during insertion and removal in bone type II, evaluated using the finite element structural analysis. **METHOD :** A descriptive study ; unit of analysis use a computerized three-dimensional finite element model of a cortical minimplante and spongy layers of the box first and second mandibular premolar , the basic 3D geometry was made in 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 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 vs applied torque. **RESULTS:** Ti6Al4V reaches its yield point to 884.56 MPa stress at a torque of 21.5 Ncm and a maximum level of effort to 979.10 MPa 26.6Ncm torque, with a critical zone located between 30% and 40% the total length of the fillets, critical stress values expressed in retirement. **CONCLUSION:** the insertion of minimplante at less than 21.5 Ncm torque, decrease 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 implants, Finite Element, Torque, Titanium, Screened, ANSYS 14.0, combined load, stress, strain

\* Odontólogos. Residentes del Programa de Especialización del Postgrado de Ortodoncia.

\*\* Odontóloga. Especialista Ortodoncia. Asesor científico.

\*\*\* Od. Ms. Biología énfasis genética humana. Asesora Metodológica.

\*\*\*\* Ingeniero mecánico. Asesor externo.

## INTRODUCCIÓN

Los mini-implantes son dispositivos producidos a partir de una liga de titanio grado V (Ti-6Al-4V), que los vuelve más resistentes a la fractura y menos propensos a la oseointegración, por lo tanto más seguros de ser instalados y más fáciles de ser removidos (1)

La aparición de fracturas en el momento de la inserción de los minimplantes es reportada en la literatura con una incidencia alrededor de 4% asociada principalmente a una fuerza excesiva y la incapacidad del minimplante para resistir las fuerzas de torsión (2)

En el campo de la investigación existe la limitación de realizar experimentos directamente sobre sujetos vivos, por tanto, es cada vez más común el uso de modelos numéricos que se aproximen a la realidad estructural del objeto biológico de estudio, la ingeniería y sus herramientas han permitido una excelente calidad de simulación y es ahí donde los elementos finitos son en la actualidad un recurso investigativo con validez y aplicabilidad en la clínica. (3)

Dentro de los métodos numéricos aplicables el análisis por elementos finitos, permite estimar la respuesta de un medio continuo ante acciones externas, mediante la subdivisión del mismo en unidades elementales en las cuales se plantean en forma débil las ecuaciones diferenciales que

gobiernan el problema físico. (4) Una vez planteadas las ecuaciones diferenciales a nivel elemental, se ensamblan a nivel global, cumpliendo con los requisitos de continuidad, donde el sistema matricial de ecuaciones resultante se resuelve, teniendo en cuenta las condiciones de contorno y las cargas externas. (5)

Los conceptos propios del método, se fraccionan para su comprensión así: el FEA permite obtener una solución numérica, ecuacional, sobre un cuerpo o estructura; dichas ecuaciones diferenciales; caracterizan el comportamiento físico de la estructura, dividiéndolo en un número elevado de subdominios no intersectantes entre sí denominados; elementos finitos. El conjunto de elementos finitos forma una partición del dominio también denominada discretización. Dentro de cada elemento se distinguen una serie de puntos representativos llamados nodos. El conjunto de nodos considerando sus relaciones de adyacencia se llama malla. La generación de la malla se realiza usualmente con programas especiales llamados generadores de mallas, en una etapa previa a los cálculos que se denomina pre-proceso. (6)

Existen en la actualidad numerosos programas de análisis por elementos finitos, tales como ABAQUS, COSMOS, PATRAN, NASTRAN, STRUDL, CAEPIPE de estos programas ANSYS es una herramienta versátil de análisis por elementos finitos, el

programa incluye funciones de preprocesador (para generar un modelo) soluciones, post procesador, gráficos, modelado paramétrico, permitiendo satisfacer necesidades complejas de análisis y diseño.(7)

Es así como ANSYS se define como una herramienta potente para la solución 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 y colaboradores, en 2011 (2) desarrollaron un estudio que comparo los niveles de fractura por torsión, en relación con la longitud y el diámetro de los minimplantes a fin de verificar los valores límites recomendados; este estudio evidencio que los niveles de torque en los que se presentaban estas fracturas eran superiores a los recomendados por los fabricantes. (2)

Srinok C y colaboradores, en 2008(4) realizaron un estudio con el cual deseaban determinar el rango de torque de inserción optima y determinar los factores que pudiesen afectar en mayor grado el éxito de los minimplantes dentro de la terapia ortodóntica. El estudio concluyo que el rango de inserción óptima no era definible, pero que existía una tendencia de éxito superior en los minimplantes con intervalos de torque de

inserción entre los 4-8N/cm, sobre aquellos con niveles de torque inferior a 4 N/cm. (4)

Gadêlha y colaboradores, en el 2007 (8), reportan las características de resistencia mecánica de mini-implantes autoperforantes de diversos diámetros de 3 casas fabricantes brasileras. Se concluyó que el diámetro de los mini-implantes podría estar relacionado a la resistencia a la fractura de los mismos, demostrando que el torque de ruptura (TR) y la deflexión angular de ruptura (DAR) de los mismos disminuía en forma directamente proporcional al diámetro del mini-implante, propiciando la fractura del dispositivo. (8)

Schemann y colaboradores, en el 2009 (9); estudiaron los valores máximos de resistencia de torsión hasta la fractura de mini-implantes autoperforantes. Los resultados muestran que el torque medio de ruptura de los mini-implantes evaluados fue de 12.2 N y que el comportamiento mecánico de los mini-implantes autoperforantes tuvo alteraciones en relación a la resistencia a fractura de las marcas evaluadas.

Peralta en el 2009 (10) evaluó la calidad de la estructura interna de los mini-implantes, luego de considerar este como un factor determinante en el riesgo de fractura de este dispositivo, con el objetivo de evaluar la estructura metálica y detectar en ella posibles defectos, desde la superficie al núcleo del mini-implante. Los resultados demostraron que los mini implantes no presentaban defecto en su interior, tanto en

los cortes longitudinales como transversales. Además se verificó que la estructura interna de todos los mini-implantes analizados presentaban la fase globular alfa-beta establecida por el "Technical Committee of European Titanium Producers".(10)

De acuerdo a la clasificación de Lekholm y Zar (11) los procesos alveolares se pueden clasificar acorde a la cantidad de hueso corticalizado y medular en 4 tipos. Tipo1: Hueso en el que prácticamente su totalidad se compone de hueso compacto homogéneo. Tipo2: Hueso en el que una capa gruesa de hueso compacto rodea un núcleo de hueso trabecular denso. Tipo3: Hueso en el que una capa delgada de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular denso. Tipo4: Hueso caracterizado por presentar una capa delgada de hueso cortical que rodea un núcleo de hueso trabeculado de baja densidad. Proporcionando este hueso una baja resistencia. (11)

Estas diferencias en calidad ósea se pueden asociar con diferentes zonas anatómicas de los maxilares; 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 zona sinfisaria, disminuyendo su densidad ósea a medida que nos localizamos en zonas posteriores. (11)

Farinazzo (12), Motoyoshi y colaboradores (13) en 2007 y previamente Miyawaki y colaboradores en el 2003 (14) investigaron la

relación entre el espesor de la cortical ósea y la tasa de éxito en la estabilidad de los minimplantes, sugiriendo en consenso que una cortical ósea delgada se asocia con una mayor movilidad y el fracaso de los mini-implantes.(12-14)

En la revisión no se encontraron estudios que analizaran de forma estadística en una sola casa comercial los puntos de fractura y niveles de torque en los que están aparecen, sin embargo si se ha expuesto que esta 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 minimplante durante su inserción y retiro en hueso tipo II, evaluado mediante el análisis estructural con elementos finitos

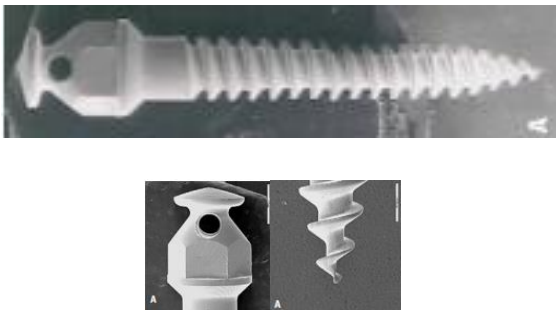
## **METODOS**

Estudio experimental simulado, utilizo como unidad de análisis un modelo tridimensional computarizado de elementos finitos de un minimplante

El primer paso en el análisis estructural con Elementos Finitos, pre-procesamiento, es reproducir geométricamente un modelo de elementos finitos de la estructura del

minimplante y del componente cortical óseo objeto de estudio.

El minimplante se constituyó por definición como un elemento sólido, basados en fotografías microscópicas de la estructura del minimplante (Figura 1) y su constitución química, titanio grado 5 (Figura 2), acordes a las especificaciones propias del fabricante, teniendo como criterios de selección: Auto perforantes. 1.5 mm de diámetro, 6mm de altura, trasmucoso de 1mm, distancia interrosca 0.498mm, profundidad de rosca 0.255mm (Figura1)

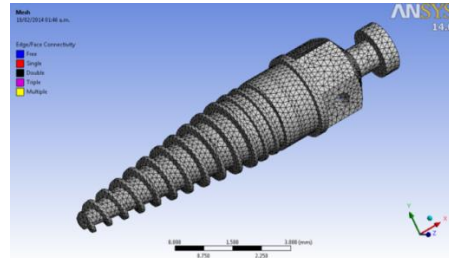


**Figura1. Microfotografía electrónica magnificada de minimplante ®**



**Figura2. Metalografía minimplante titanio grado 5 ® (Ti6Al4V)**

En el caso del mini implante se escogió realizar la geometría básica 3D en Autodesk Inventor 2012, 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)



**Figura 3. Modelaje minimplante ANSYS 14.0**

La morfología del hueso y las subcapas que lo componen fue realizado de manera arbitraria con dimensiones similares a los modelos encontrados en proyectos anteriores (12-15) con el fin de representar las subcapas óseas, 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 paciente (15) y una serie de superficies curvas que tiene como fin evaluar el comportamiento de la inserción de un mini implante en zonas de mayor concentración de esfuerzo por 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)

| Statistics                        |       |
|-----------------------------------|-------|
| <input type="checkbox"/> Nodes    | 71424 |
| <input type="checkbox"/> Elements | 47241 |
| Mesh Metric                       | None  |

**Tabla 1. Características estadísticas de la malla.**

Estructuralmente el cuerpo y el tamaño del minimplante fue construido mediante un método de determinación de alcance de selección de geometría de un cuerpo; con comportamiento sólido y un tamaño en mm de 0.15 (Tabla 2)

| Scope                                 |                    |
|---------------------------------------|--------------------|
| Scoping Method                        | Geometry Selection |
| Geometry                              | 1 Body             |
| Definition                            |                    |
| Suppressed                            | No                 |
| Type                                  | Element Size       |
| <input type="checkbox"/> Element Size | 0.15 mm            |
| Behavior                              | Hard               |

**Tabla 2. Características del cuerpo.**

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: estática y cinética. La fricción es tratada como una fuerza por los matemáticos y físicos, y se aplica en la segunda ley de Newton, en la que la fuerza es igual a masa por aceleración. La fricción estática es la fuerza de fricción aplicada a los cuerpos en reposo. La fricción cinética es la fuerza de fricción que actúa en contra de los cuerpos en movimiento. 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, limite elástico 860 MPa, módulo tangencial 1250 MPa, límite de tracción elástica 860 MPa, límite de compresión elástica 9.3 Pa, resistencia máxima a la tracción 8.6 Pa

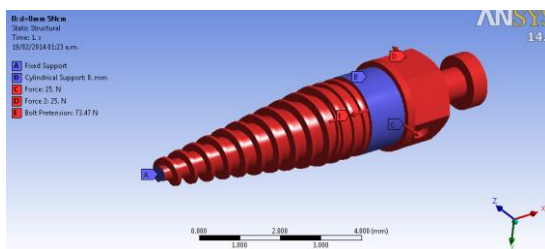
| Contents of Engineering Data                      |         | Source                                                             |
|---------------------------------------------------|---------|--------------------------------------------------------------------|
| Material                                          |         | C:\Users\User\Desktop\T3\TESIS 3 DEFINITIVO\TESIS 3 DEFINITIVO_... |
| Titanium Alloy                                    |         |                                                                    |
| Click here to add a new material                  |         |                                                                    |
| Outline Row 3: Titanium Alloy                     |         |                                                                    |
| Property                                          | Value   | Unit                                                               |
| Density                                           | 4620    | kg m <sup>-3</sup>                                                 |
| 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                                                                 |

**Tabla 3. Características simulación; datos de ingeniería.**

Valores ante los cuales se establecieron los parámetros de simulación y se definieron los siguientes conceptos y casos específicos:

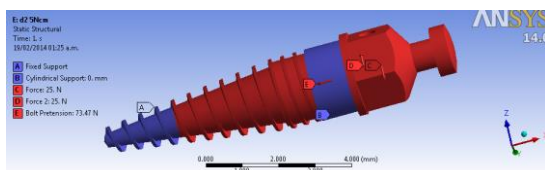
Caso 0: Previa a la perforación e inserción de los filetes del mini implante, inserción 0%; bajo la condición de carga combinada.

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



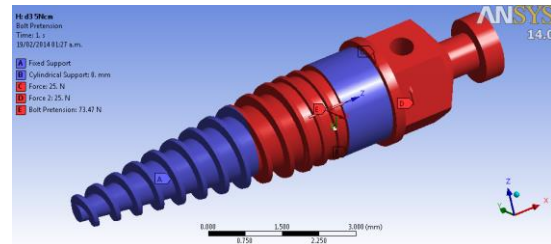
**Figura 4. Caso 1. Inserción del 10% del primer filete del mini implante**

Caso 2: inserción del 30% del número de filetes del mini implante bajo la condición de carga combinada (Figura 5)



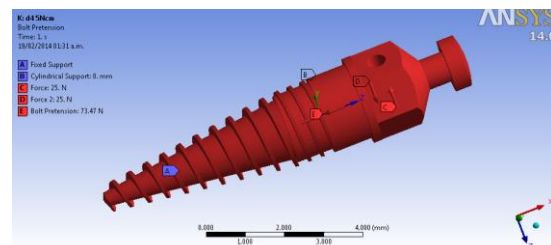
**Figura 5. Caso 2. Inserción del 30% del número de filetes del mini implante**

Caso 3: inserción del 60% del número de filetes del mini implante bajo la condición de carga combinada (Figura 6)



**Figura 6. Caso 3. Inserción del 60% del número de filetes**

Caso 4: inserción del 100% del número de filetes del mini implante bajo la condición de carga combinada.



**Figura 7. Caso 4. Inserción del 100% del número de filetes del mini implante**

Caso 5: Remoción de mini implante bajo un torque de 5Ncm

Caso 6: Remoción de mini implante bajo un torque de 10Ncm

Caso 7: Remoción de mini implante bajo un torque 15Ncm

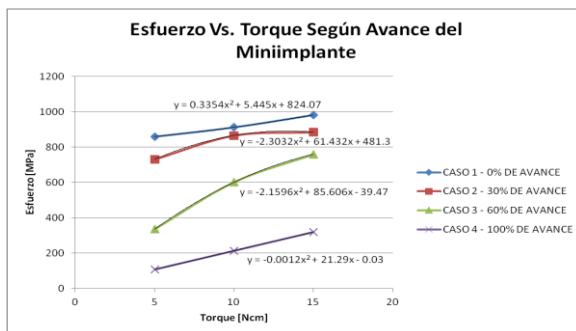
Basados en estos resultados que permiten establecer los niveles de deformación específicos asociados a cada nivel de torque; 5Ncm 10Ncm y 15Ncm; y con el fin de obtener el punto critico de el material y los niveles de fluencia de torque se realizo en la simulación una extensión de los niveles de

torque predeterminados, lo cual nos 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 miniimplante.

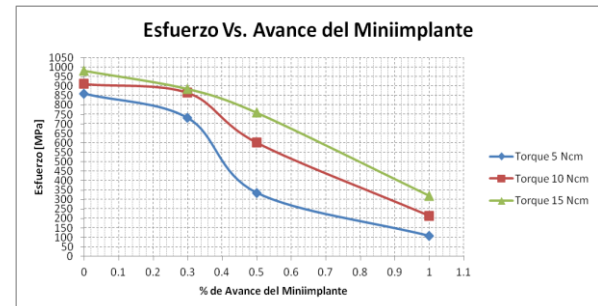
En la figura 8 se observó el comportamiento del esfuerzo en el mini implante para cada torque aplicado en función del avance de inserción. Donde se determinó que el porcentaje de avance asociado a falla se encuentra entre los 850 MPa y 1000 MPa y está ubicado entre un 30% y 40% de la longitud total de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



**Figura 8. Comportamiento del esfuerzo en el mini implante para cada torque aplicado en función del avance de inserción.**

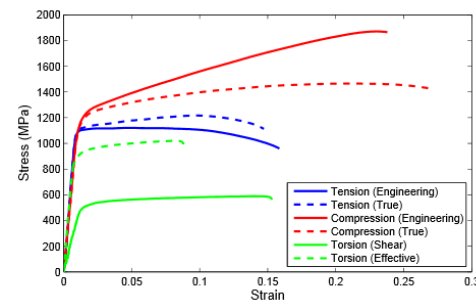
En la figura 9 se observa en los resultados analizados que la distribución de esfuerzos en función del avance del mini implante como

elemento mecánico roscado, posee un comportamiento de reducción en el esfuerzo conforme aumenta el avance del mismo.



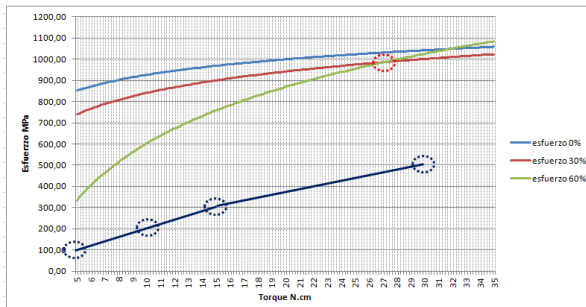
**Figura 9. Distribución de esfuerzos en función del avance del miniimplante.**

En la figura 10 observamos que de acuerdo a la información obtenida el implante evaluado cuyo constitución específica de titanio grado 5 Ti6Al4V alcanza su punto de fluencia, entre los 850 MPa y 1200 MPa.



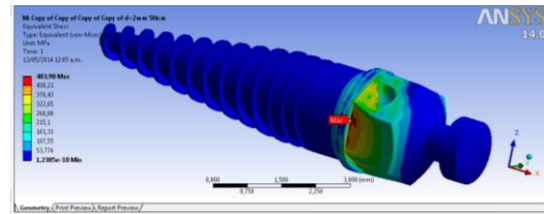
**Figura 10. Distribución de esfuerzos en función del avance del miniimplante.**

En la Figura 11, se muestra el comportamiento que presentó el miniimplante en el proceso de retiro luego de la aplicación de fuerzas de 15, 10 y 5 Ncm.



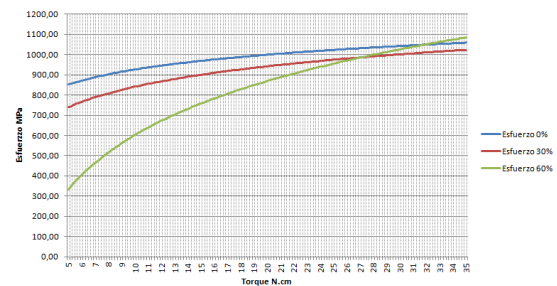
**Figura 11. Comportamiento del esfuerzo en el minimplante al retiro, para cada torque aplicado**

Esta imagen nos indica (figura 11) que el comportamiento del minimplante 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 simulo una carga de 30N.cm con el fin de observar cual es el comportamiento del minimplante en su cabeza y se observa que el valor de esfuerzo no supera los 500 MPa de esfuerzo (Figura 12) motivo por el cual en retiro del mini implante es muy poco probable observar una fractura del mismo. En este tipo de situación es mucho más viable que la fractura o desprendimiento del minimplante este asociado a fractura en hueso por cuanto el mismo posee valores de esfuerzo menores que los del minimplante y por cuanto se está trabajando sobre un material frágil. Esta condición o 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 minimplante.



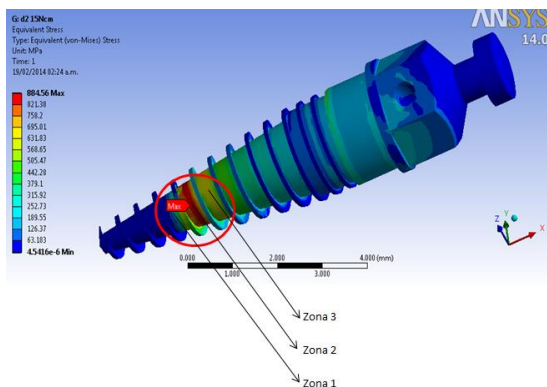
**Figura 12. Comportamiento del esfuerzo en el mini implante en el retiro.**

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 aun valor de esfuerzo de 979.10 Mpa (Figura 13) lo cual corrobora los datos de comportamiento obtenidos previamente en la Figura 8.



**Figura13. Proyección de esfuerzos Vs Torque aplicado**

De forma grafica el programa arrojo como soporte de este dato que la zona critica de el minimplante empieza en un rango de 884.56 Mpa de esfuerzo dato este que se presenta ante un torque de 21.5 Ncm (Figura 14) area donde la simulación evidencia criticidad enmarcada dentro de la zona 1 y que culmina con los datos referidos en la figura 13 con limites máximos de 979.10 Mpa y 26.6 Ncm, que constituirían la zona 3.



**Figura 14. Zona crítica de tolerancia: límites mínimos esfuerzo vs torque**

## DISCUSIÓN

Conocer el comportamiento biomecánico de los minimplantes permite establecer protocolos clínicos basados en la evidencia científica, lo cual proporcione una mayor seguridad y unas tasas de éxito superiores, ya que la adherencia a las mismas disminuiría las complicaciones propias del procedimiento clínico, tales como la fractura, objeto de aproximación de respuesta de este estudio.

Melsen y colaboradores en 2009 (16) luego de realizar un estudio experimental en 211 minimplantes, clasificó las causas de fracaso de los minimplante en tres grupos: relacionados al odontólogo (incorrecto procedimiento quirúrgico), relacionados al paciente (características óseas, tejidos blandos, respuesta inflamatoria y condiciones de higiene), relacionados al mini-implante (fractura) (16)

El uso excesivo de fuerzas de torsión puede resultar en la fractura del minimplante y la

inestabilidad en la interfase entre el implante y el hueso. Siempre que sea posible, la inserción debe hacerse utilizando la llave dinamométrica ofrecido por el sistema de implante para ser utilizado y siguiendo las condiciones sugeridas por los fabricantes. (17)

Lima (2) en 2011, describe niveles de fractura de torque por torsión dentro de un rango promedio de 26,58 N.cm  $\pm$ 6.52 por ciento, en relación con la longitud y el diámetro de los minimplantes, estableciendo esta información de forma concluyente como el valor límite recomendado de torque en el proceso de inserción.

Barrios en 2011(18) evaluó el efecto del diámetro del minimplante en el riesgo de fractura, con valores luego prueba de tensión en 405 minimplantes, de valores de torque de inserción recomendados con un rango de 25,4 Ncm y 32.8 Ncm, (16).

Gadhela en 2007 (8) reporta que el torque de ruptura (TR) era de 26.4 N.cm, concluyendo además que este disminuía en forma directamente proporcional al diámetro del mini-implante, propiciando la fractura del dispositivo.

Estos resultados, de forma análoga corroboran los resultados obtenidos en el presente estudio, donde definimos una zona crítica de tolerancia estructural del material entre 26.6Ncm y 21.5Ncm.

En contraposición a los resultados y con niveles de torque muy inferiores y de rangos muy amplios, Morais en 2007(19) y Ferreira en 2013(17), coinciden en sugerir niveles de torque de inserción de seguridad que oscilan entre los 4Ncm y los 15 Ncm, valores estos que la evidencia clínica ponen en contraposición y que además no sugieren datos de especificidad y utilidad clínico científica relevantes.

### CONCLUSIONES

Se puede indicar que la inserción de minimplante 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.

### RECOMENDACIONES

Para obtener un análisis con datos de mayor precisión desde el punto de vista investigativo, se sugiere continuar con el análisis de elementos finitos pero comparando este con una muestra de ruptura de minimplantes invitro y un consecuente análisis dinámico con FEA de estos resultados; basándose en los datos de metalografía recopilados en este estudio, lo cual permitiría establecer con mayor aproximación y una mayor exactitud las normas y tendencia propias del evento de fractura del minimplante ortodontico,

### REFERENCIAS

1. Marassi C. Quais as principais aplicações clínicas e quais as chaves para o sucesso no uso dos mini-implantes em ortodontia. Rev. Clín. 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.(Bra). 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. Revista facultad de Odontología Universidad de Antioquia; 1999; 11(1)44-49
4. Srinok v, Nisalak P, P Verayangkura, Charoenying H, Kyung H. Asociación entre torque de inserción y el éxito de los mini-tornillos utilizados como anclaje ortodóncico. Mahidol Dent J. 2008 Aug; 28 (2) :202-214
5. Taylor RL, Simo JC, Zienkiewicz OC, Chan ACH. The patch test a condition for assessing FEMconvergence. 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. 10 - 13
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 miniimplantes ortodônticos, submetidos à reinserção óssea. [Tesis de maestría]. São Paulo (Brasil): Univ. Cidade de São Paulo (UNICID); 2008.
10. Vásquez Peralta RP. Análise metalográfica da estrutura interna de mini-implantes ortodônticos. [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 sítios 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, F.C Leite Quaglio, C., Tapia Rivera, J.G; Jirón, J.F., 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 & Dentofacial Orthopedics*. 2011;140(4) 181-192.
19. Morais LS, Serra GG, Muller CA., Andrade LR., 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.

