

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO

ÀREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR



**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**

AUTORES

GINA PAOLA FERIZ PORTILLA

MAYRA ALEJANDRA MUÑOZ TORRES.

INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO

AREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA

BOGOTA 2014

**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**

AUTORES

GINA PAOLA FERIZ.

MAYRA ALEJANDRA MUÑOZ TORRES

ASESOR CIENTÍFICO:

Dra. LILIANA JARA

Odontóloga del Colegio Odontológico Colombiano

Ortodoncista de la Universidad Militar Nueva Granada (C.I.E.O)

Magister en Educación, Universidad Santo Tomas Bogotá

Directora de Postgrado Colegio Odontológico Colombiano

ASESOR METODOLÓGICO:

DRA. PIEDAD MALAVER CALDERÓN.

Od. Ms. Biología Énfasis Genética Humana

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO

ÀREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR

BOGOTA, mayo 2014

El trabajo de grado **“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”** elaborado por Gina Paola Feriz y Alejandra Muñoz como requisito para optar por el título de especialista en Ortodoncia y Ortopedia maxilar.

Dra. Liliana Jara

Asesor científico

Dra. Piedad Malaver Calderón

Asesora metodológica

Dra. Carmenza Macías Gutiérrez

Directora Centro de Investigaciones

Bogotá, Mayo de 2014

TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN

Título del artículo: **“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”**: Los Dres. Gina Paola Feriz, Mayra Alejandra Muñoz y Liliana Jara. Los autores certifican que el artículo arriba mencionado es trabajo original y no ha sido previamente publicado, excepto en forma de resumen. Una vez aceptado para publicación en la revista que la Institución Universitaria Colegios de Colombia estipule, los derechos de autor serán transferidos a la universidad. Así mismo, declaran que no ha sido enviado en forma simultánea para su posible publicación en otra revista. Los autores acceden, dado el caso, a que este artículo sea incluido en los medios electrónicos que los editores de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, consideren convenientes.

LILIANA JARA
C.C

GINA PAOLA FERIZ
C.C

ALEJANDRA MUÑOZ
C.C

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

CESIÓN DE DERECHOS

Yo.: Gina Paola Feriz, Mayra Alejandra Muñoz y Liliana Jara. Manifestamos en este documento nuestra voluntad de ceder a la Institución Universitaria Colegios de Colombia los derechos patrimoniales, consagrados en el artículo 72 de la ley 23 de 1982, de la tesis de grado: **"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"** Producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista en Ortodoncia y Ortopedia maxilar de la Institución Universitaria Colegios de Colombia. La institución tiene los derechos anteriores cedidos en su actividad ordinaria de investigación, docencia y publicación. Con todo, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En concordancia, suscribimos este documento en el momento mismo de la ley 23 de entrega del trabajo final a la biblioteca de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

LILIANA JARA
C.C

GINA PAOLA FERIZ
C.C

ALEJANDRA MUÑOZ
C.C.

Bogotá, Mayo de 2014

Señores:

Biblioteca

Institución Universitaria Colegios de Colombia

La Ciudad

Autorizamos a la unidad de investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado **“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”** presentado a la unidad de investigación como requisito del programa para optar a el título de Ortodoncista y Ortopedista maxilar; siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

LILIANA JARA
C.C

GINA PAOLA FERIZ
C.C

ALEJANDRA MUÑOZ
C.C.

FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO: “**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**”

AUTORES: Gina Paola Feriz y Mayra Alejandra Muñoz

ASESOR CIENTÍFICO: Dra. Liliana Jara.

ASESOR METODOLÓGICO: Dra. Piedad Malaver Calderón.

ASESOR.

MATERIAL ANEXO: 2 CD's, 2 Artículos científicos.

FACULTAD: Odontología.

TÍTULO OBTENIDO: Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

CATEGORÍA: Postgrado.

PALABRAS CLAVE: Mini implants, Finite Element, Torque, Titanium, Screened, ANSYS 14.0, combined load, stress, strain

CONTENIDO

	PÁGINA
1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS	11
1.1 Planteamiento del problema.	11
1.2 Pregunta de investigación.	14
1.3 Justificación.	14
1.4 Marco teórico.	15
1.4.1 Implantes de oseointegración	15
1.4.2 Minimplantes ortodonticos	19
1.4.3 Hueso	22
1.4.4 Torque	23
1.4.5 Elementos finitos	24
1.5. Objetivo general.	29
1.6 Objetivos específicos	29
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	30
2.1 Tipo de estudio.	30

2.2. Unidad de análisis	30
2.3. Criterios de selección	30
2.3.1. Criterios de inclusión	30
2.3.2. Criterios de exclusión.	31
2.4. Método	31
3. RESULTADOS.	40
4. DISCUSIÓN.	53
5. CONCLUSIONES.	55
6. RECOMENDACIONES.	56
7. REFERENCIAS	57

1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

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 implante para resistir las fuerzas de rotación (1).

En consecuencia a este reporte Lima y col, en 2011 (2) desarrollaron un estudio que evaluó comparativamente los niveles de fractura por torsión, de tres casas comerciales diferentes; en relación con la longitud y el diámetro de los minimplantes a fin de verificar los valores límites recomendados por cada casa fabricante; este estudio (2) evidenció que los niveles de torque en los que se presentaban estas fracturas eran superiores a los recomendados por los fabricantes, no se tuvo en cuenta punto de ubicación de dicha fractura.

De forma análoga y desde otra perspectiva Srinok C y col, en 2008 (1) realizaron un estudio con el cual deseaban determinar el rango de torque de inserción óptima y determinar los factores que pudiesen afectar en mayor grado el éxito de los minimplantes dentro de la terapia ortodóntica (1). Este estudio concluyó 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 4-8 N/cm, sobre aquellos con niveles de torque inferior a 4 N/cm. Estadísticamente no se encontraron diferencias significativas entre las variables clínicas y los factores del procedimiento y la tasa de éxito.

Gadêlha y cols, en el 2007 (3); reportan las características de resistencia mecánica de los mini-implantes y su relación con algunas medidas de los mini-implantes autoperforantes de diversos diámetros de 3 fabricantes brasileras®. Los mini-implantes fueron medidos en sus diámetros en 3 puntos y sometidos a través de ensayo de torsión, adaptado a un aparato con sistema laser de medición, obteniendo como resultado el torque de ruptura (TR) y la deflexión angular de ruptura (DAR). La evaluación estadística entre DAR y los diámetros medidos reflejaron una baja correlación para todos los fabricantes y diámetros estudiados. Se concluyó que el diámetro de los mini-implantes podría estar relacionado a la resistencia a la fractura de los mismos, demostrando que el TR y DAR de los mismos disminuía en forma directamente proporcional al diámetro del mini-implante, propiciando la fractura del dispositivo.

Schemann y cols, en el 2009 (4); 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 en las tres marcas comerciales evaluadas, de diferentes espesores y longitud.

La modelación y simulación geométrica tridimensional es una herramienta que ha tomado auge en investigación. El análisis por elementos finitos (FEA por sus siglas en inglés para: *Finite Element Analysis*) es una técnica de simulación por computador usada en ingeniería.

El desarrollo de elementos finitos en estructuras, usualmente, se basa en análisis energéticos; su objetivo es identificar el comportamiento mecánico y fisiológico.

En la revisión de la literatura elaborada para el presente estudio, no se encontró reporte de puntos de fractura y niveles de torque en los que están aparecen, específicos para una casa comercial, razón inherente y específica para esta investigación (1- 4).

Sin embargo se describe la aparición de la fractura del tornillo 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.

1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

A qué nivel de torque se produce el mayor esfuerzo en el minimplante durante el procedimiento de inserción y retiro, y en qué parte de este se presenta, evaluado mediante el análisis estructural con elementos finitos.

1.3 JUSTIFICACIÓN

En el campo de la investigación existe la limitación de realizar experimentos directamente sobre sujetos vivos, por el componente ético y biológico que se comprometería en este aspecto. Por tanto, es cada vez más importante la utilización 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.

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. 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.

Se hace necesario conocer el nivel de torque y el punto de mayor esfuerzo ante el cual se producen las fracturas de los mini-implantes por su importancia en la planeación del procedimiento quirúrgico, para el control de complicaciones y éxito en los tratamiento con minimplantes, es ahí donde el análisis estructural con elementos finitos permitirá evidenciar estos factores (nivel de torque y punto de mayor esfuerzo) y poder determinar en la estructura del minimplante el punto biomecánicamente crítico durante el proceso de inserción y retiro para así poder concluir mediante la evidencia científica el punto de falla en el proceso clínico y poder evitar la aparición de la complicación.

1.4. MARCO TEÓRICO

1.4.1. IMPLANTES DE OSEOINTEGRACIÓN

En términos simples un implante de oseointegración, es una pieza de titanio con forma de tornillo, diseñado para ser instalado en el hueso, y sustituir artificialmente la raíz de un diente perdido (5)

Los cirujanos introducían alambres, clavos y placas para resolver las fracturas. A finales del Siglo XIX, de forma precisa en 1887, Harris implantó una raíz de platino revestida de plomo en un alvéolo creado artificialmente. Posteriormente Payne, presentó su técnica de implantación en el III Congreso Dental Internacional, celebrado en 1901, utilizando para ello una cápsula de plata colocada en el alvéolo de una raíz. (5) En 1909, Algrave demostró el fracaso de esta técnica con plata, dada la toxicidad de este metal en el hueso. Greenfield utilizó en 1910, una cesta de iridio y oro de 24 quilates introducida en el alvéolo, documentando científicamente su investigación dejando en este momento un documentó que publico en 1915 definiéndose actualmente como; las bases de la Implantología moderna, haciendo referencia a las normas sanitarias de limpieza y esterilidad e introduciendo conceptos tan innovadores y actuales como la relevancia de la íntima asociación entre el hueso y el implante antes de pasar a la siguiente etapa, describiendo, asimismo, el concepto de implante sumergido, la curación del tejido bucal y la inmovilidad del implante, aconsejando un período de curación de 3 meses, sin ningún tipo de sobrecarga. (5)

Durante la Primera Guerra Mundial se insertaron tornillos, clavos y placas en los hospitales militares. Fracasaron casi todos. En boca, nadie se atrevía. Venable y Strock, en 1937, publicaron su estudio sobre el tratamiento de fracturas con prótesis e implantes elaborados con un nuevo material, el Vitallium (aleación de cobalto, cromo y molibdeno) (5)

La Odontología se aprovechó de esta experiencia y así surgieron las dos escuelas clásicas. La Subperióstica del sueco Dahl y la Intraósea de Strock, aunque su verdadero precursor fue el italiano Formiggini (5)

Dahl no pudo desarrollar sus trabajos en Suecia por prohibición de las autoridades sanitarias (1943), Gerschkoffr y Goldberg discípulos estadounidenses suyos, publicaron, en 1948, sus resultados con implantes de Vitalium. Su influencia en los Estados Unidos decayó pronto y nada nuevo hicieron a continuación. Por el contrario, en Europa, la Implantología se difundió rápidamente. (5)

Algunos investigadores, a partir de 1937, llegaron a la conclusión de que los metales de diferente potencial eléctrico colocados en el cuerpo humano provocaban una verdadera batería y demostraron que las aleaciones mejores toleradas por él eran el Vitallium, Tantalio y Titanio, cuya ausencia de toxicidad ha sido totalmente comprobada. (5)

En la década de los 50, se trabajaba en Italia la Implantología yuxtaósea. Marzini abría, tomaba la impresión del hueso y luego, al mes, volvía a abrir y colocaba la infraestructura de Tantalio. Formiggini diseñó un implante intraóseo en espiral,

inicialmente de Tantalio y luego de Vitalio, que tuvo muchos adeptos. Y se evidencio un gran auge la Implantología, en Francia e Italia en los primeros años de su divulgación (5)

Hasta este momento, la Implantología se basaba en la experimentación clínica, pero carecía de protocolo científico. En los años 60, en Suecia, Brånemark y sus colaboradores descubrieron accidentalmente un mecanismo de adherencia de un metal al hueso. Brånemark estaba interesado en la microcirculación del hueso y los problemas de cicatrización de heridas. Para ello, utilizó una técnica que ya era conocida: la microscopía vital, introduciendo una cámara de observación en la tibia de un conejo. De esta manera, se podían observar los cambios circulatorios y celulares en el tejido viviente. Cuando se utilizó una cámara de observación de Titanio y se la colocó con una técnica poco traumática, se produjo un hecho significativo: en el momento de su remoción, se descubrió que el hueso se había adherido al metal con gran tenacidad, demostrando que el Titanio puede unirse firme e íntimamente al hueso humano y que aplicado en la boca puede ser pilar de soporte de diferentes tipos de prótesis. A este fenómeno, lo denomina Osteointegración (5)

Lo importante del trabajo de Brånemark es que resaltó la necesidad de comprender los aspectos biológicos de los procesos de cicatrización natural del

organismo al introducir un cuerpo extraño en el hueso. El sitio preparado para recibir el implante fue visto como una herida en la que tenía que reducirse al mínimo la lesión de los tejidos (5)

A partir de estos nuevos conceptos se hicieron diferentes estudios en perros, previamente desdentados y se desarrolló una fijación en forma de tornillo. En 1982, en Toronto (Canadá), Brånemark presenta al mundo odontológico la oseointegración y su implante de Titanio en forma de tornillo, avalado por un seguimiento clínico y una casuística irrefutable de más de 10 años. Así comienza la Era científica o Era de la Implantología moderna, que no sólo no se ha detenido, sino que además ha crecido en progresión geométrica desde entonces hasta nuestros días. (5)

1.4.2. MINIMPLANTES ORTODONTICOS

La idea de utilizar los tornillos de fijación al hueso para obtener anclaje absoluto se remonta a 1945, cuando Gainsforth y Higley (6) colocaron tornillos Vitallium en la rama ascendente de 6 perros para distalar sus caninos, en busca de un aparato estable para el anclaje ortodóntico. El primer uso clínico en ortodoncia acorde a lo reportado en la literatura se produjo en 1983 cuando Creekmore y Eklund (7) ortodoncistas, proponen un sistema de tornillos como anclaje, utilizando un

tornillo de hueso Vitallium inserta en la espina nasal anterior para el tratamiento de un paciente con una mordida profunda (7)

Sin embargo, el uso de implantes para ortodoncia mini tornillos de anclaje no fue aceptada de inmediato. A partir de entonces, se continúa con el desarrollo de una serie de trabajos centrados en desarrollar sistemas para obtener anclaje esquelético para el movimiento ortodóntico de los dientes. En 1997, Kanomi (8) describió un minimplantes específicamente para el uso de ortodoncia y en 1998, Costa y col (9) presentaron un tornillo con un soporte como la cabeza, siendo este el inicio de estudios posteriores que han permitido el desarrollo de varios implantes, mini tornillos, cada uno de ellos con variabilidades de diseños.

Según Arismendi (10) el anclaje ortodóntico aparece definido en la literatura en 1923 por Louis Ottofy como “la base contra la cual la fuerza ortodóntica o la reacción de la fuerza ortodóntica es aplicada” y posteriormente Daskalogiannakis lo definió como “la resistencia al movimiento dental indeseado”.

Los minimplantes en ortodoncia son relevantes pues proporcionan un anclaje absoluto. El minimplante, es una alternativa eficaz y versátil, que puede ser usado como un sistema de tratamiento ortodóntico independiente o como un auxiliar en el tratamiento de ortodoncia convencional. (10)

Los implantes de mini tornillos puede proporcionar dos tipos de anclaje: directos e indirectos. (10) Cuando se utiliza para el anclaje indirecto, que están conectados a través de las barras o cables a la unidad de reacción, mientras que cuando se utiliza para el anclaje directo, que reciben directamente las fuerzas de reacción al actuar como una unidad de anclaje

Inicialmente se usaron mini implantes no específicos diseñados para unir fragmentos óseos en cirugía oral, maxilofacial y plástica, caracterizados por tener un diámetro pequeño y diferentes longitudes. Pueden ser insertados en distintas localizaciones anatómicas, incluyendo el hueso alveolar en el espacio interradicular. No necesitan un período de espera para cicatrización ósea (oseointegración) antes de ser cargados debido a que su estabilidad primaria (retención mecánica) es suficiente para resistir una fuerza ortodóncica normal. La técnica quirúrgica es más simple, poco invasiva, tanto para la implantación como para la remoción, y tienen menor costo. (10)

Según Squeff y cols, en el 2008 (11), la constitución de los mini-implantes está dividida en 3 porciones distintas: Cabeza: área para la instalación de dispositivos ortodóncicos; Cuello ó porción transmucosa: región existente entre la porción roscable y la cabeza del implante; y Porción roscable: parte activa del mini-implante (11)

Existen varios tipos de minimplantes, que han sido creados y adaptados a las necesidades terapéuticas y que tienen relación con la ubicación del mismo y su función. (11) Entre estos podemos encontrar: con cabeza, con cuello, con perforaciones y con brackets. Los minimplantes pueden ser más largos y anchos que los tornillos quirúrgicos previamente disponibles, esto ayuda a compensar la generación de grandes momentos de fuerza en la cabeza del micro implante.

El ancho puede ser entre 1.2 a 1.6mm, según las diferentes tareas y sitios. El más pequeño puede soportar hasta una fuerza de 450gr, mientras que la mayoría de las aplicaciones ortodóncicas necesitan fuerzas menores a 300gr. El tornillo cónico ofrece mayor ajuste inicial que el cilíndrico, los diámetros de 1.2 a 1.3mm son los de elección. Los de 1.4 a 1.6mm se usan con espacio suficiente entre las raíces y cuando es necesaria gran fuerza, de no haber espacio suficiente entre las raíces se puede considerar separar estas antes de la colocación del implante. Se utiliza el tornillo más largo posible sin poner en peligro la salud de los tejidos vecinos. (11)

1.4.3. HUESO

El hueso maxilar, es un hueso de la cara, par, corto, de forma irregular cuadrilátera, con dos caras, interna y externa, cuatro bordes y cuatro ángulos. Es el hueso más importante del viscerocráneo.

En su interior se encuentra una cavidad, recubierta de mucosa y rellena de aire, denominada seno maxilar. Se encuentra en el centro de la cara, debajo del frontal y del etmoides. Se articula con estos huesos y con el maxilar superior del otro lado (contralateral), el cigomático (o malar o pómulo), el lagrimal (o lacrimal o unguis), el hueso propio de la nariz (o nasal), el vómer y el cornete inferior (o concha nasal inferior).

Se concluye entonces que la resistencia a la tracción de los mini-implantes corticales es suficiente para soportar cargas de ortodoncia.

1.4.4. TORQUE

Luego de revisar los conceptos de minimplantas ortodonticas, se hace necesario definir el concepto de torque, de este modo recordaremos entonces que cuando se aplica una fuerza en algún punto de un cuerpo rígido, el cuerpo tiende a realizar un movimiento de rotación en torno a algún eje. La propiedad de la fuerza para hacer girar al cuerpo se mide con una magnitud física que llamamos *torque* o *momento* de la fuerza. Se prefiere usar el nombre torque y no momento, porque este último se emplea para referirnos al momento lineal (12)

El *torque* es una magnitud vectorial y su valor numérico, por definición del producto vectorial, es expresado en dirección perpendicular al plano de los vectores, en implantología, el avance del tornillo por convención se considera el torque positivo (negativo) si la rotación que produciría la fuerza es en sentido antihorario (horario). La unidad de medida del torque en el SI es el *Nm (newtons)* (12)

El torque de una fuerza depende de la magnitud y dirección y de su punto de aplicación respecto a un origen, donde definimos la distancia perpendicular desde el eje de rotación a la línea de acción de la fuerza, como el *brazo de palanca* de la fuerza. (12)

1.4.5. ELEMENTOS FINITOS

El Método de Elementos Finitos (FEA) fue al principio desarrollado en 1943 por Richard Courant, quien utilizó el método de Ritz de análisis numérico y minimización de las variables de cálculo para obtener soluciones aproximadas a un sistema de vibración. En 1956 por M. J. Turner, R. W. Clough, H. C. Martin, y L. J. Topp estableció una definición más amplia del análisis numérico. El documento se centró en la rigidez y deformación de estructuras

complejas. Con la llegada de los primeros ordenadores instauro el cálculo matricial de estructuras. Éste parte de la discretización de la estructura en elementos lineales tipo barra de los que se conoce su rigidez frente a los desplazamientos de sus nodos. Se plantea entonces un sistema de ecuaciones resultado de aplicar las ecuaciones de equilibrio a los nodos de la estructura. Este sistema de ecuaciones se esquematiza de la siguiente manera: $\mathbf{f} = \mathbf{K} \cdot \mathbf{u}$. (13)

Donde las incógnitas son los desplazamientos en los nodos (vector $\mathbf{u}$) que se hallan a partir de las fuerzas en los nodos (vector $\mathbf{f}$) y de la rigidez de las barras (matriz de rigidez $\mathbf{K}$). Conocidos dichos desplazamientos es posible determinar los esfuerzos en las barras. La solución obtenida es exacta. (13)

Con la llegada de los centros de cálculo y los primeros programas comerciales en los años 60, el FEA a la vez que se populariza en la industria refuerza sus bases teóricas en los centros universitarios. (13)

En los años 70 se produce un gran crecimiento de la bibliografía así como la extensión del método a otros problemas como los no lineales. En esta década, el FEA estaba limitado a caros ordenadores centrales generalmente poseído por la industria aeronáutica, automotriz, de defensa y nuclear. Se estudian nuevos tipos de elementos y se sientan las bases matemáticas rigurosas del método. (13)

En la década de los 80, con la generalización de los ordenadores personales, se extiende el uso de los programas comerciales que se especializan en los diversos campos, instaurándose el uso de pre y post procesadores gráficos que realizan el mallado y la representación gráfica de los resultados. Se continúa en el estudio de la aplicación del método a nuevos modelos de comportamiento (plasticidad, fractura, daño continuo, etc.) y en el análisis de los errores. (13)

El análisis estructural con elementos finitos, es una aplicación en la que se representa por un modelo geométrico una estructura, que consta de múltiples regiones discretas simplificadas y conectadas. Ecuaciones de equilibrio, junto con consideraciones físicas aplicables así como relaciones constitutivas, se aplican a cada elemento, y se construye un sistema de varias ecuaciones. El sistema de ecuaciones se resuelve para los valores desconocidos usando técnicas de álgebra lineal o esquemas no lineales, dependiendo del problema. Siendo un método aproximado, la precisión de los métodos FEA puede ser mejorada refinando la discretización en el modelo, usando más elementos y nodos. Comúnmente se usa FEA en determinar los esfuerzos y desplazamientos en sistemas mecánicos. (13)

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. (13)

El primer paso en FEA, pre-procesamiento, es construir un modelo de elementos finitos de la estructura a ser analizada. Se requiere de la entrada de una descripción topológica de las características geométricas de la estructura. El objetivo principal del modelo es replicar de manera realista los parámetros importantes y características del modelo real. La manera más sencilla para conseguir similitud en el análisis es utilizar planos preexistentes, modelos CAD, o datos importados de un ambiente FEA. Una vez se ha creado la geometría, se utiliza un procedimiento para definir y dividir el modelo en "pequeños" elementos (13)

En general, un modelo de elementos finitos está definido por una malla, la cual está conformada por elementos y nodos. Los nodos representan puntos en los

cuales se calcula el desplazamiento (análisis estructural). Los nodos se enumeran como una herramienta de identificación. Los elementos están determinados por conjuntos de nodos, y definen propiedades localizadas de masa y rigidez. Los elementos también están definidos por la numeración de la malla, la cual permite referenciar la correspondiente deflexión o esfuerzo (en análisis estructural) para una localización específica. (13)

En la siguiente etapa en el proceso de análisis de elementos finitos se lleva a cabo una serie de procesos computacionales que involucran fuerzas aplicadas, y las propiedades de los elementos de donde producir un modelo de solución. Tal análisis estructural permite la determinación de efectos como lo son las deformaciones, estiramiento o *estrés* que son causados por fuerzas estructurales aplicadas como lo son la fuerza, la presión y la gravedad. (13)

Estos resultados entonces pueden ser estudiados utilizando herramientas visuales dentro del ambiente de FEA para ver y para identificar completamente las implicaciones del análisis. Herramientas numéricas y gráficas permiten la localización precisa de información como esfuerzos y deformaciones a ser identificadas.

1.5. OBJETIVO GENERAL

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

1.6. OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Identificar el punto de mayor esfuerzo en los mini-implantes ortodónticos al someter a estos a pruebas estandarizadas mediante el modelo de elementos finitos
- Identificar el nivel de torque ante el cual se produce el mayor esfuerzo y el punto crítico estructural del minimplante al someter a estos a pruebas estandarizadas mediante el modelo de elementos finitos

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1. TIPO DE ESTUDIO

Estudio Descriptivo simulado

2.2. UNIDAD DE ANÁLISIS

Modelo tridimensional computarizado de elementos finitos

2.3. CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.3.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Se construirá un modelo geométrico de minimplante ortodóntico que duplique las características del microimplante seleccionado para el estudio, el cual corresponde a un minimplante de una casa comercial brasilera, el cual tendrá como características de inclusión:

- Autoperforantes
- 1. mm diámetro

- 6mm altura
- Trasmucoso 1mm
- Distancia interrosca 0.498mm
- Profundidad de rosca 0.255mm

2.3.2. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

No aplican para el presente estudio

2.4. 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)

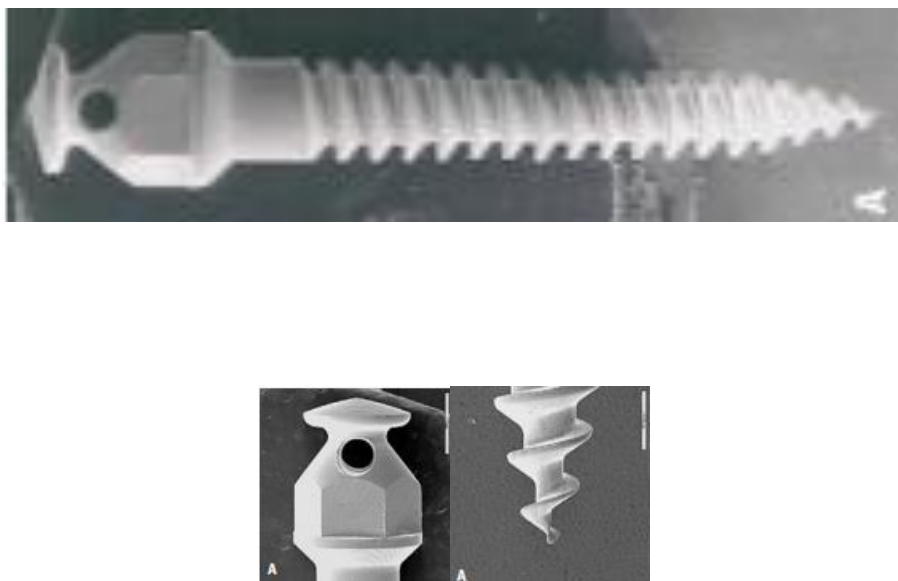


Figura 1. Microfotografía electrónica magnificada de minimplante ®



Figura 2. 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)

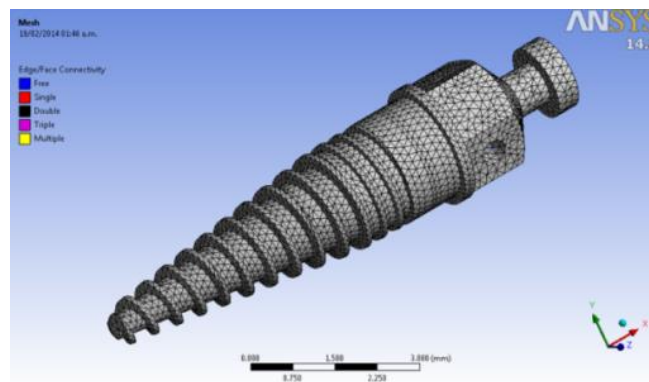


Figura 3. Modelaje minimplante ANSYS 14.0

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	
☐ Nodes	71424
☐ 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
☐ 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, límite 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		
Titanium Alloy		C:\Users\User\Desktop\T3\TESIS 3 DEFINITIVO\TESIS 3 DEFINITIVO_f
Click here to add a new material		
Contents of Outline Row 3: Titanium Alloy		
A	B	C
Property	Value	Unit
Density	4620	kg 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

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 1: 0% de inserción de los filetes del mini implante, bajo la condición de carga combinada. (Figura 4)

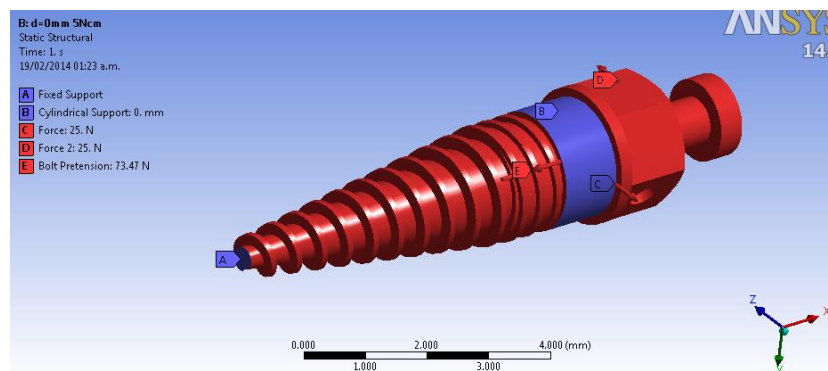


Figura 4. Caso 1. Inserción del 0% de los filetes del mini implante

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

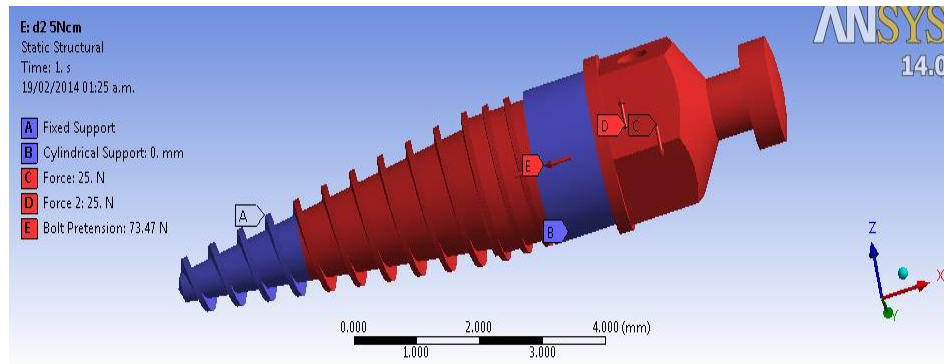


Figura 5. Caso 2. Inserción del 30% del número de filetes del mini implante

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

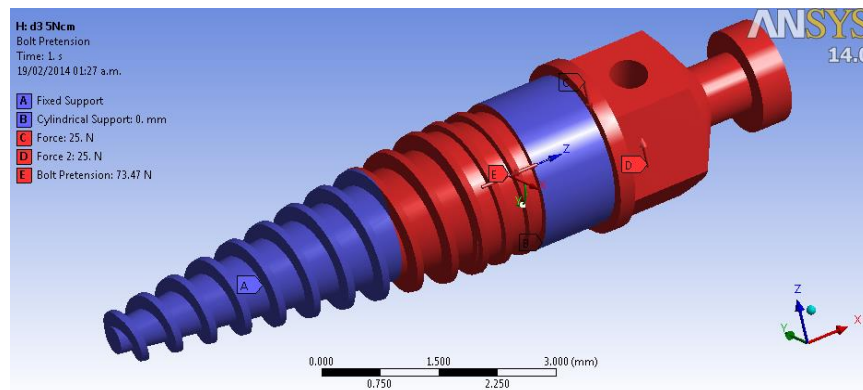


Figura 6. Caso 3. Inserción del 60% del número de filetes

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

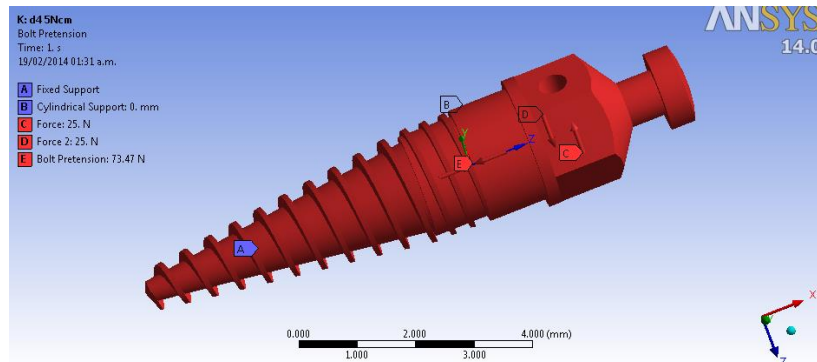


Figura 7. Caso 4. Inserción del 100% del número de filetes del mini implante

Caso 5: Remoción de mini implante bajo un torque de 5 N/cm²

Caso 6: Remoción de mini implante bajo un torque de 10 N/cm²

Caso 7: Remoción de mini implante bajo un torque 15 N/cm²

Basados en estos resultados que permiten establecer los niveles de deformación específicos asociados a cada nivel de torque; 5 N/cm² 10 N/cm² y 15 N/cm²; y con el fin de obtener el punto crítico de él material y los niveles de fluencia de torque se realizó en la simulación una extensión de los niveles de torque predeterminados, lo cual nos permitió determinar el área de fluencia de esfuerzos

3. RESULTADOS

Bajo estos parámetros el programa arroja 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 minimplante.

CASO 1

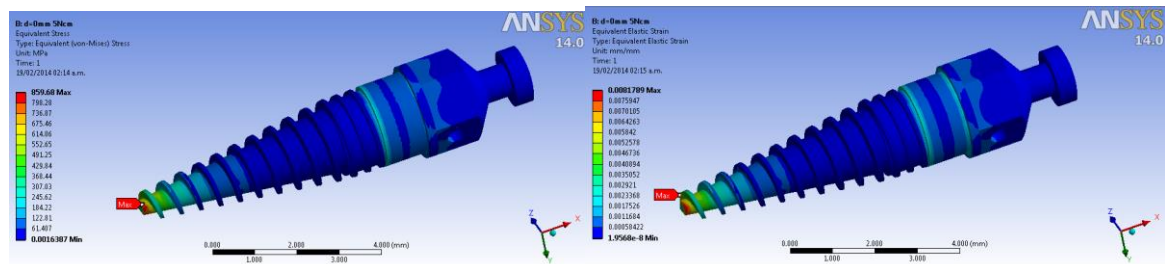


Figura 8 y 9. 5 N/cm² y 0% de inserción de los filetes del minimplante

En la figura 8 observamos un nivel de esfuerzo máximo de 859.68 MPa y en la figura 9, observamos una deformación elástica de 0,0081789 MPa; bajo un torque de 5 N/cm² y 0% de inserción de los filetes del minimplante.

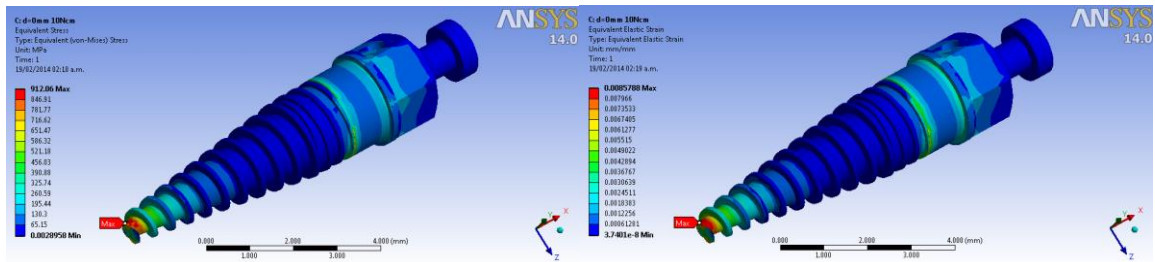


Figura 10 y 11. 10 N/cm² y 0% de inserción de los filetes del minimplante

En la figura 10 observamos un nivel de esfuerzo máximo de 912.06 MPa y en la figura 11, observamos una deformación elástica de 0,0089437 MPa; bajo un torque de 10 Ncm² y 0% de inserción de los filetes del minimplante

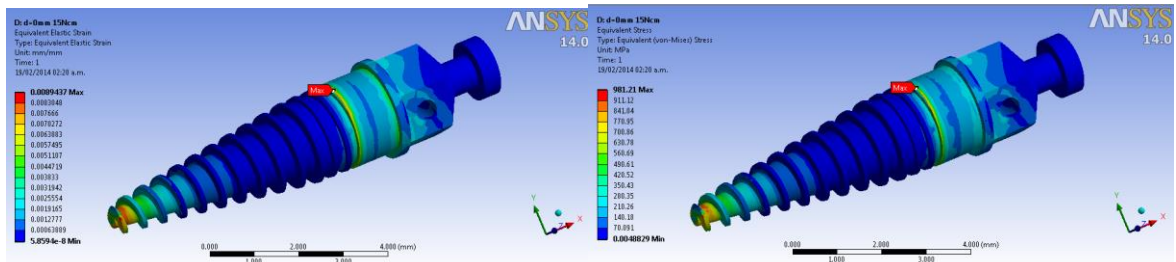


Figura 12 y 13. 15 N/cm² y 0% de inserción de los filetes del minimplante.

En la figura 12 observamos un nivel de esfuerzo máximo de 981.21 MPa y en la figura 13, observamos una deformación elástica de 0,0089437 MPa bajo un torque de 15 N/cm² y 0% de inserción de los filetes del minimplante.

CASO 2

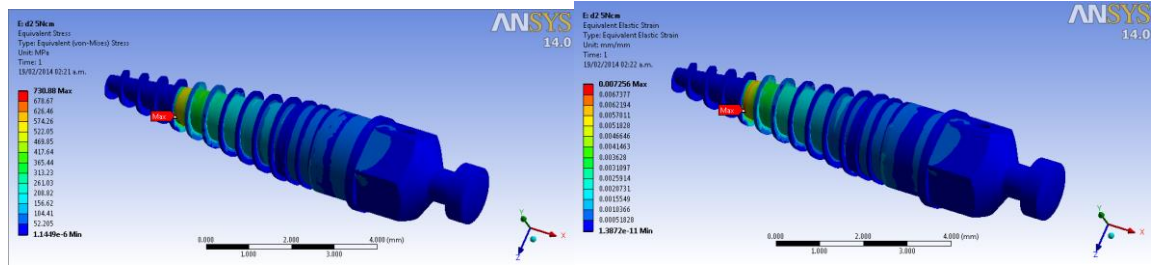


Figura 14 y 15. 5 N/cm² e inserción 30 % filetes

En la figura 14 observamos un nivel de esfuerzo máximo de 730.08 N/cm² y en la figura 15, observamos una deformación elástica de 0,007256 MPa, bajo un torque de 5 N/cm² e inserción del 30 % filetes del minimplante

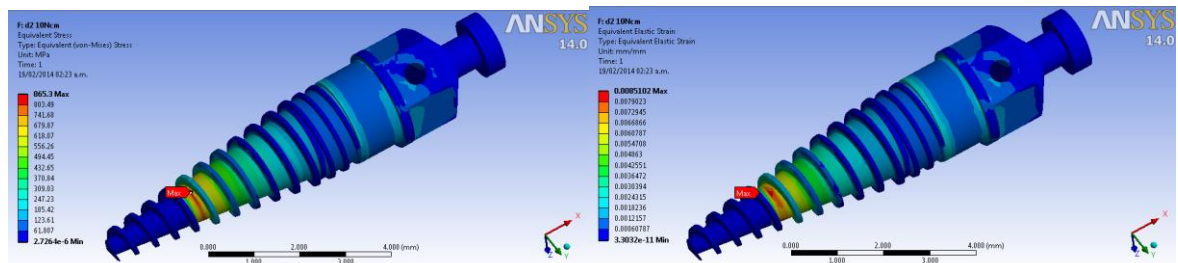


Figura 16 y 17. 10 N/cm² e inserción 30 % filetes del minimplante

En la figura 16 observamos un nivel de esfuerzo máximo de 865.3 MPa y en la figura 17, observamos una deformación elástica de 0,0085102 MPa bajo un torque de 10 N/cm² e inserción del 30 % filetes del minimplante

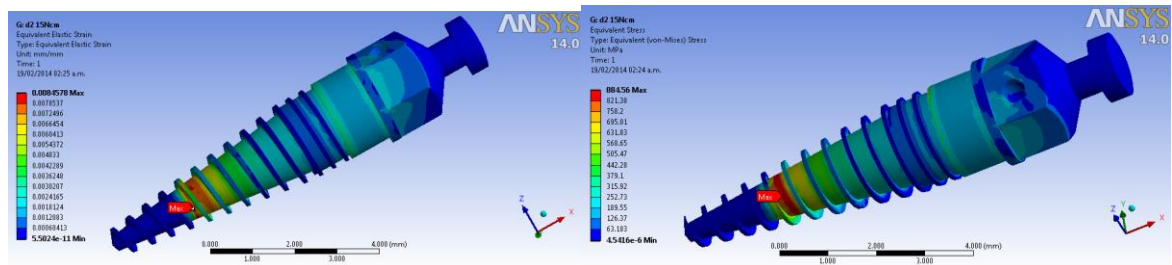


Figura 18 y 19. 15 N/cm² e inserción 30 % filetes del minimplante

En la figura 18 observamos un nivel de esfuerzo máximo de 884.56 MPa y en la figura 19, observamos una deformación elástica de 0.0084578 MPa, bajo un torque de 15 N/cm² e inserción del 30 % filetes del minimplante

CASO 3

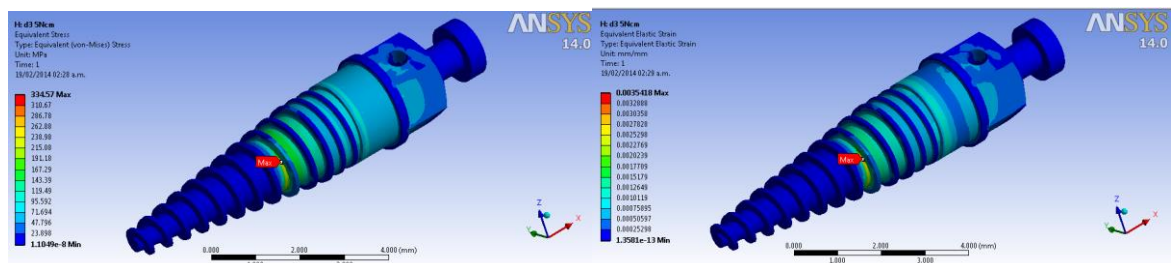


Figura 20 y 21. 5 N/cm² e inserción del 60 % filetes del minimplante

En la figura 20 observamos un nivel de esfuerzo máximo de 334.57 MPa y en la figura 16, observamos una deformación elástica de 0,0035418 MPa bajo un torque de 5 N/cm² e inserción del 60 % de los filetes del minimplante

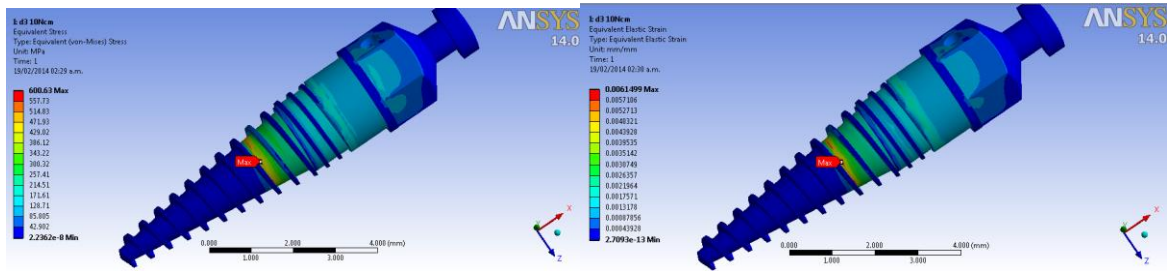


Figura 22 y 23. 10 N/cm² e inserción del 60 % filetes del minimiplante

En la figura 22 observamos un nivel de esfuerzo máximo de 600.63 MPa y en la figura 23, observamos una deformación elástica de 0,0061499 MPa bajo un torque de 10 N/cm² e inserción del 60 % de los filetes del minimiplante

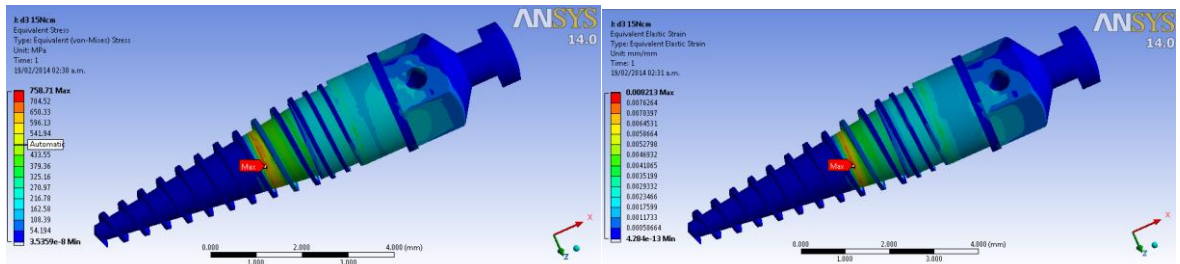


Figura 24 y 25 15 N/cm² e inserción del 60 % filetes del minimiplante

En la figura 24 observamos un nivel de esfuerzo máximo de 758.71 MPa y en la figura 25, observamos una deformación elástica de 0,008213 MPa bajo un torque de 15 N/cm² e inserción del 60 % de los filetes del minimiplante

CASO 4

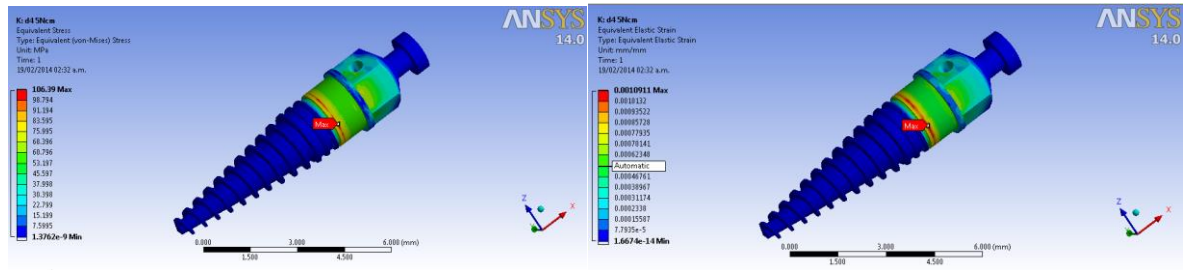


Figura 26 y 27. 5 N/cm² e inserción del 100 % filetes del minimplante

En la figura 26 observamos un nivel de esfuerzo máximo de 106.39 MPa y en la figura 27, observamos una deformación elástica de 0,0021817 MPa, bajo un torque de 5 N/cm² e inserción del 100% de los filetes del minimplante

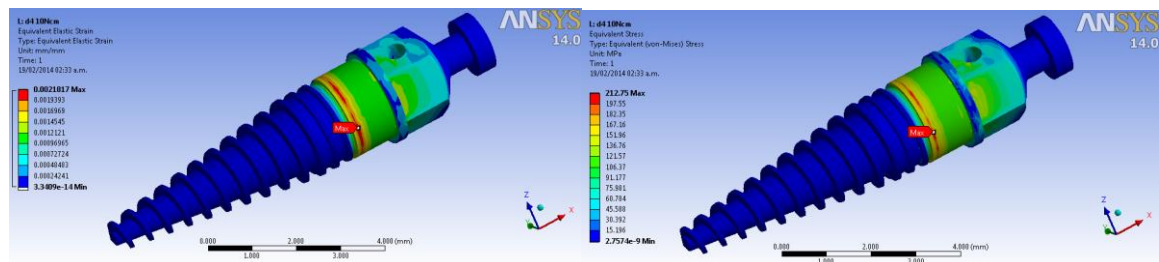


Figura 28 y 29. 10 N/cm² e inserción del 100 % filetes del minimplante

En la figura 28 observamos un nivel de esfuerzo máximo de 212.75 10 MPa y en la figura 29, observamos una deformación elástica de 0,0021817 MPa bajo un torque de 10 N/cm² e inserción del 100% de los filetes del minimplante

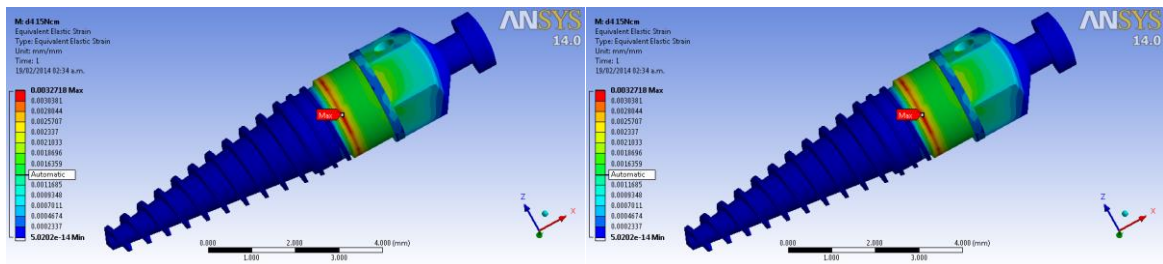


Figura 30 y 31. 15 N/cm² e inserción del 100 % filetes del minimplante

En la figura 30 observamos un nivel de esfuerzo máximo de 319.05 MPa y en la figura 31 observamos una deformación elástica de 0,0032718 MPa, bajo un torque de 15 N/cm² e inserción del 100% de los filetes del minimplante

CASO 5

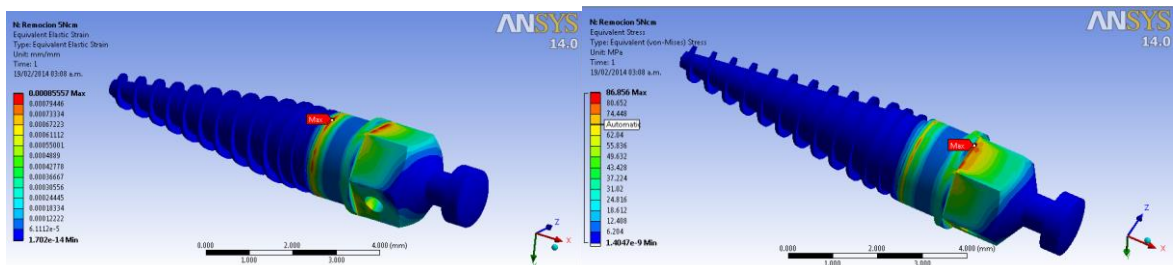


Figura 32 y 33 .Remoción de minimplante 5 N/cm²

En la figura 32 observamos un nivel de esfuerzo máximo de 86.856 MPa y en la figura 33 observamos una deformación elástica de 0,0008557 MPa; bajo un torque de retiro de 5 N/cm²

CASO 6

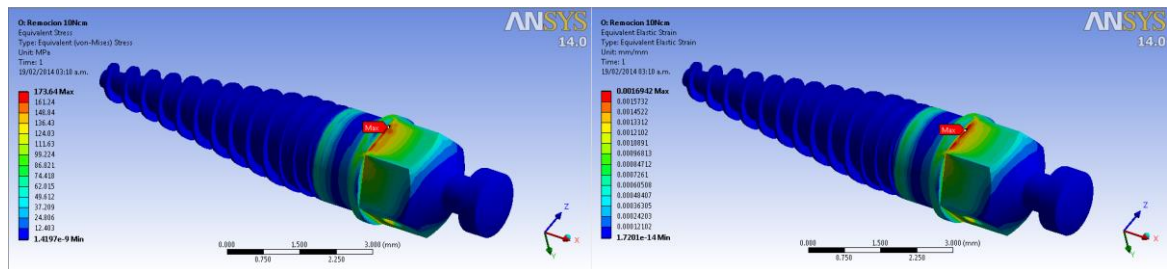


Figura 34 y 35. Remoción de minimplante 10 N/cm²

En la figura 34 observamos un nivel de esfuerzo máximo de 173.64 MPa y en la figura 35 observamos una deformación elástica de 0,0016942 MPa, bajo un torque de retiro de 10 N/cm²

CASO 7

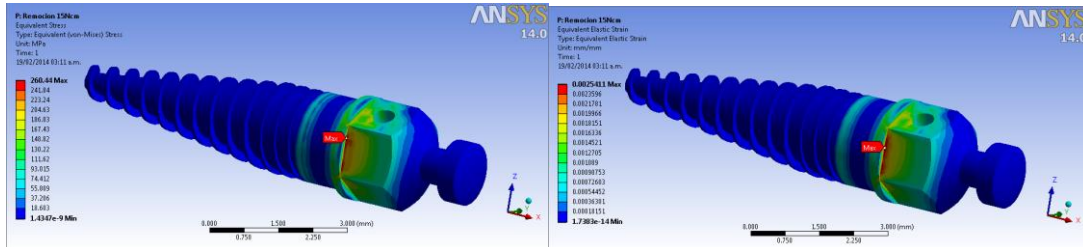


Figura 36 y 37 Remoción de minimplante 15 N/cm²

En la figura 36 observamos un nivel de esfuerzo máximo de 260.44 MPa y en la figura 37, observamos una deformación elástica de 0,0025411 MPa bajo un torque de retiro de 15 N/cm²

Luego de obtener estos resultados se sometió la información a análisis estadístico y reporte grafico de los mismos, obteniéndose los siguientes resultados.

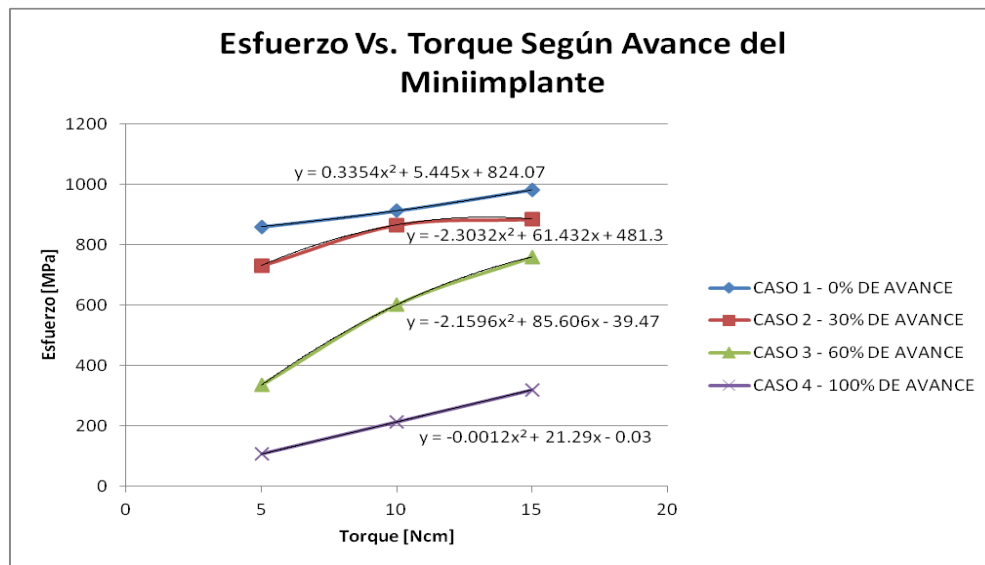


Figura 38. Comportamiento del esfuerzo en el mini implante para cada torque aplicado en función del avance de inserción

En la figura 38. Se observa 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.

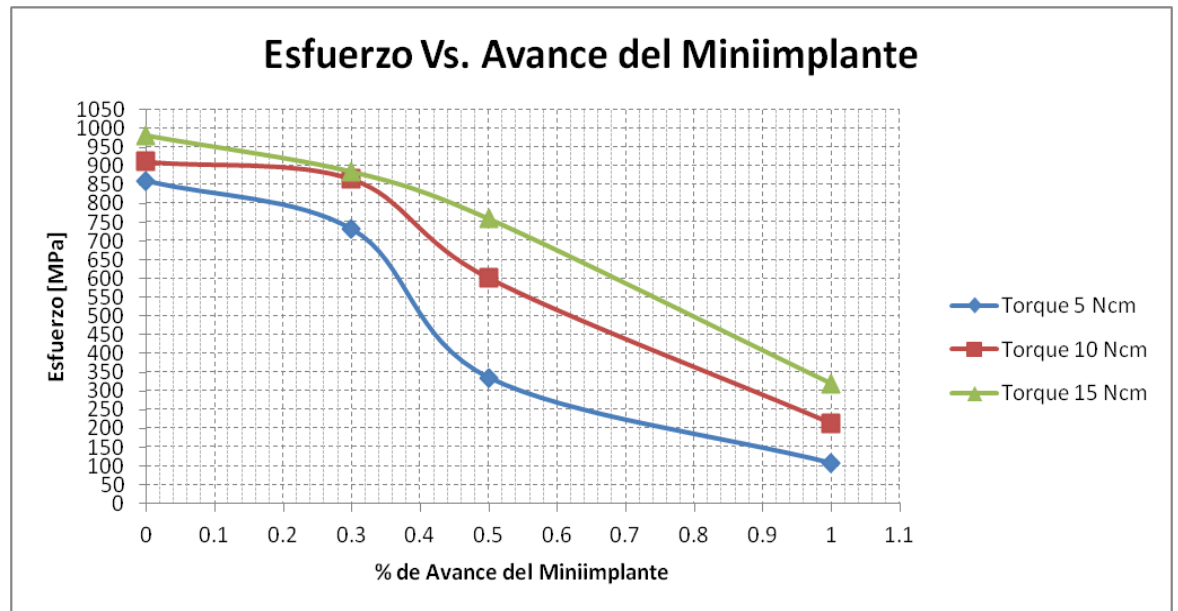


Figura 39. Distribución de esfuerzos en función del avance del miniimplante.

En la figura 39 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.

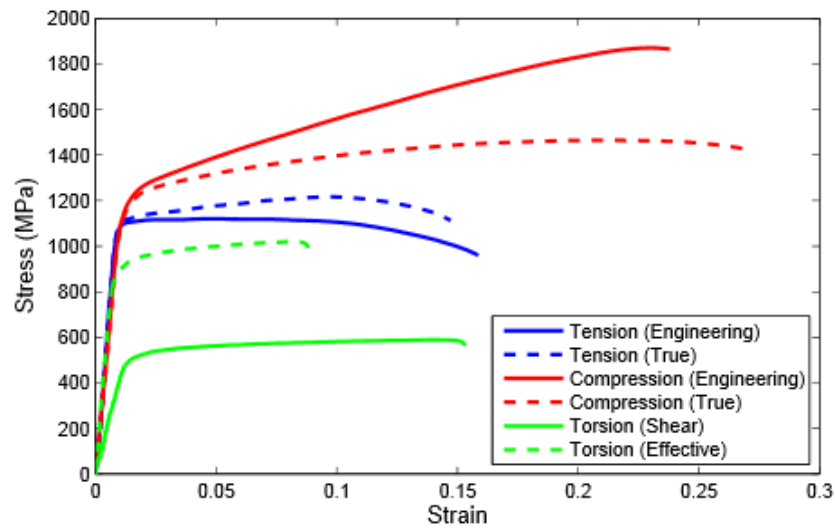


Figura 40 .Distribución de esfuerzos en función del avance del minimplante.

En la figura 40 se observa 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.

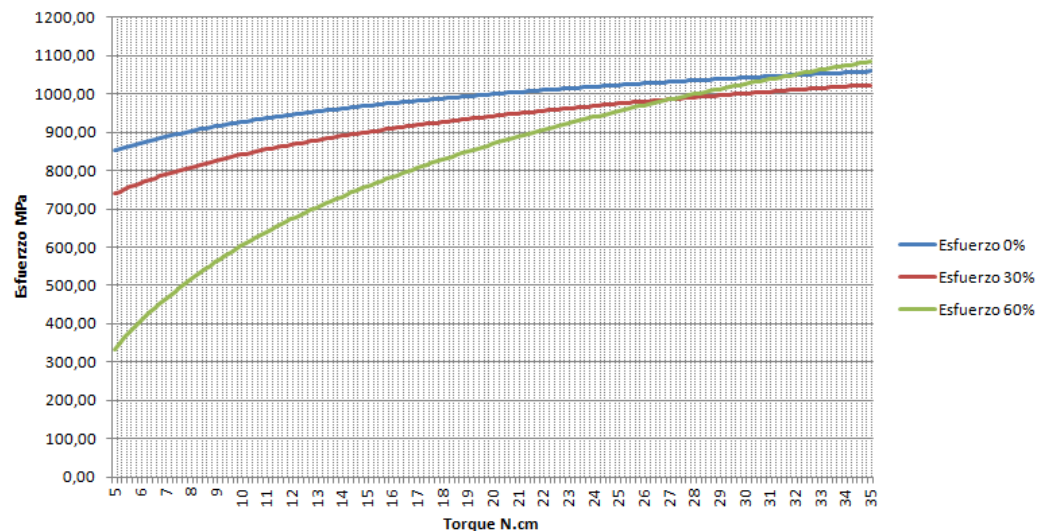
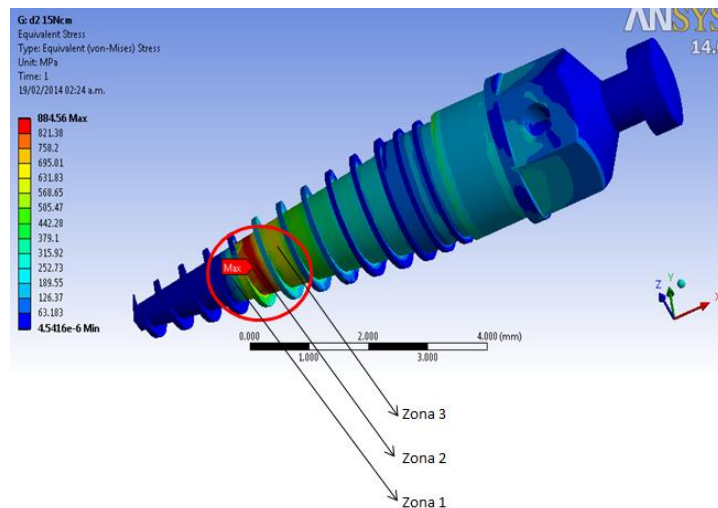


Figura 41. Proyección de esfuerzos Vs Torque aplicado

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 26.6 N/cm^2 , y aun valor de esfuerzo de 979.10 Mpa (Figura 11) lo cual corrobora los datos de comportamiento obtenidos previamente en la Figura 41.

De forma gráfica el programa arrojo como soporte de este dato que la zona critica del minimplante empieza en un rango de 884.56 Mpa de esfuerzo dato este que se presenta ante un torque de 21.5 N/cm^2 (Figura 42) area donde la simulación evidencia criticidad enmarcada dentro de la zona 1 y que culmina con los datos referidos en la figura 11 con límites máximos de 979.10 Mpa y 26.6 N/cm^2 , que constituirían la zona 3.



**Figura 42. Zona critica de tolerancia: límites mínimos esfuerzo vs torque
(zona 1)**

4. 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.

El uso excesivo de fuerzas de torsión puede resultar en la fractura de la mini-implante 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.

En asociación con los estudios comparativos desarrollados por Lima (2) y Barrios en 2011(14) y Gadhela en 2007 (3) se obtuvieron como resultado, niveles de torque superiores a los recomendados por los fabricantes; con promedio de $26,58 \text{ N/cm}^2 \pm 6.52$ por ciento (2), un promedio de 26.4 N/cm^2 (3) y una media de 28.06 N/cm^2 con un rango de valores de $25,4 \text{ Ncm}^2$ y 32.8 N/cm^2 (15); resultados estos similares a los obtenidos, con una zona crítica de tolerancia estructural del material entre 26.6 N/cm^2 y 21.5 N/cm^2 .

Niveles de torque muy inferiores describen Morais en 2007(16) y Ferreira en 2013(17), quienes coinciden en sugerir niveles de torque de inserción de seguridad que oscilen entre los 4 N/cm² y los 15 N/cm².

5. CONCLUSIÓN

Se puede sugerir que la inserción de minimplante a un torque inferior a un 21.5N/cm^2 , 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.

6. 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 ortodóntico.

7. REFERENCIAS

1. 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
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. 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.
4. 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
5. 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, 198;199–209.

6. Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. Am J Orthod Oral Surg 1945; 31:406-17.
7. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal of anchorage. J clin orthod 1984; 86: 95-111.
8. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. J Clin Orthod 1997;31:763-7
9. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. Int J Adult Orthod Orthognath Surg 1998;13:201-9
10. Arismendi JA, Ocampo A, Zandra M, González C, Francisco J. Miniimplantes como anclaje en ortodoncia. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2006;18(1).

11. Squeff LR, de Araújo SMB, Elias CN, Nojima LI: Caracterização de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica. R Dental Press Ortodon Ortop Facial 2008; 13(5): 49-56.
12. Belzer J; Holzman A; Kent A. Encyclopedia of Computer Science and Technology. Generative Epistemology of Problem Solving to Laplace and Geometric Transforms. 2008; Vol 9 .1-11
13. Moreno P. Saez A. Método de los elementos finitos: Introducción a ANSYS. 1ª ed. Madrid: Ed. Universidad de Sevilla. Secretariado de Publicaciones, 199;.10-13
14. 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.
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. 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

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.