



Simulación matemática por elementos finitos para evaluar el esfuerzo y módulo de deformación en hueso maxilar producido por un mini-implante auto perforante sin nicho previo

Investigadoras

Verónica Addonizio

Residente Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

Diana Robayo

Residente Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

Laura Villamarin

Residente Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

Asesores

Liliana Jara

Od . Especialista en Ortodoncia
Ms. En educación énfasis en investigación

Piedad Malaver Calderón

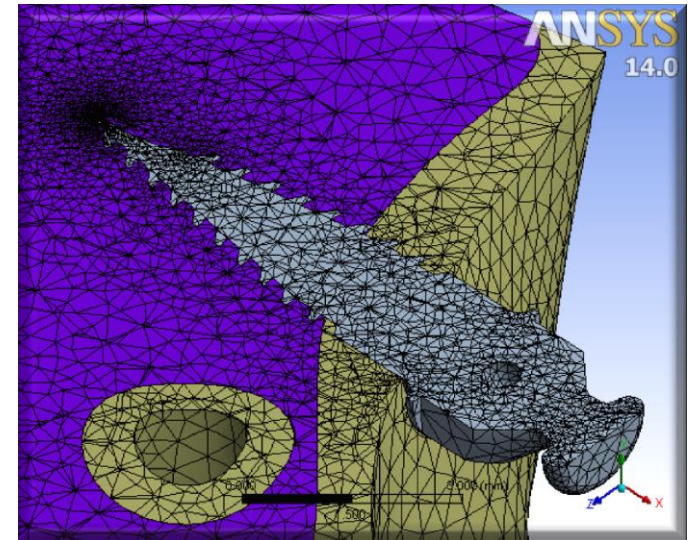
Od. Ms. Biología énfasis Genética Humana

Breighner Cuesta

Ing. Mecánico

Descripción del problema

Con el uso de mini-implantes, es necesario lograr una adecuada estabilidad primaria, uno de los factores relacionados consiste en la biomecánica de las estructuras óseas y del mini-implante. El conocimiento previo del grado de esfuerzo y modulo de deformación del hueso y del dispositivo en distintas condiciones de contacto sin nicho previo permite conseguir una adecuada fibro-oseointegración y asegurar su posterior función.



Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J Prosthet Dent 2005 93(3):227-34.

Jara L, Reyes J, González L, Torre E, Malaver P, Pachón M. Comparación de la retención mecánica a la fuerza de tracción en dos diseños de mini-implantes ortodónticos (Trabajo de grado de especialista en ortodoncia y ortopedia). Bogotá: Institución Universitaria Colegios de Colombia; 2012.

Pregunta de investigación

¿Evaluar cuál es el esfuerzo y módulo de deformación producido en zona de tuberosidad maxilar durante la inserción de un mini-implante auto-perforante sin nicho previo mediante una simulación matemática por elementos finitos?

Justificación

Existen datos e imágenes en ortodoncia imposibles de analizar directamente. Mediante estudios de modelamiento matemático es posible identificar factores de riesgo geométricos conociendo los límites elásticos de los materiales.

La investigación será de gran utilidad, ya que brindará información sobre el desempeño de los mini-implantes en el hueso maxilar y permitirá definir parámetros para obtener una adecuada estabilidad primaria conociendo previamente el grado de esfuerzo y deformación de un mini-implante auto-perforante sin nicho previo.

Marco teórico

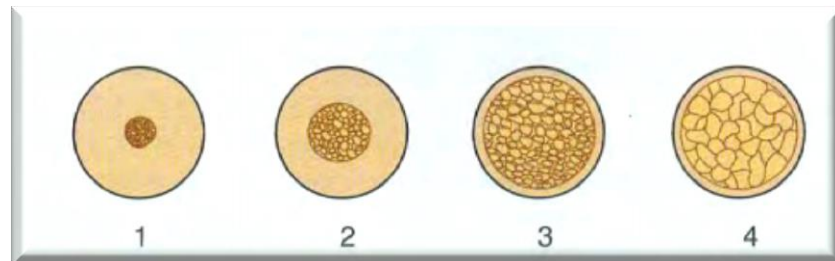
Hueso Maxilar

Misch en 1990

- D1
- D2
- D3
- D4

Lekholm y Zarb en 1985

- Clase I
- Clase II
- Clase III
- Clase IV



Misch C. Divisions of available bone in implant dentistry. Int j Oral Implantol. 1990;7: 9-17

Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. Tissue integrated prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Quintessence; 1985: 199-209.

Marco teórico

- Fase inorgánica: Aporta la resistencia a la deformación y rigidez del hueso maxilar.
- Fase orgánica: Aporta la resistencia a la fractura.

El hueso compacto tiene una densidad del 5 al 30% mientras que el trabecular llega del 30 al 90%.

Marco teórico

Mini- Implante

Los mini implantes son pequeños dispositivos confeccionados en titanio, que se fibro-óseo integran, implantándose temporalmente en el hueso, sirven para lograr el anclaje absoluto en las mecánicas ortodóncicas.

Marco teórico

Método Autoperforante

- El mini implante presenta corte en la punta del tornillo, en donde no es necesario un agujero piloto o nicho previo.
- Su principal ventaja es la presencia de mayor estabilidad primaria, y las desventajas se obtienen debido a la presión ejercida por el operador en donde hay una pérdida táctil y una posible desviación de la trayectoria ideal de la colocación.

Marco teórico

Según el protocolo del postgrado de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, la zona más segura es sobre la línea mucogingival perpendicular al plano oclusal, en zona libre de defectos óseos y con una distancia interradicular de por lo menos 1 mm.

Marco teórico

Estabilidad Primaria

Ausencia de movilidad en el lecho del hueso inmediatamente después de la inserción del mini-implante. Se logra por contacto mecánico entre la superficie del mini-implante y la superficie del hueso.

La estabilidad primaria de un mini-implante depende del diseño, técnica de inserción, calidad del hueso y sitio receptor.

Cho I, Choo H, Kim S, Shin Y, Kim D, Kim S, Chung K, Huang J. The effects of different pilot drilling methods on the mechanical stability of a mini-implant system at placement and removal: A preliminary study. Korean J Orthod 2011; 41(5):354-360.

Athina C, Ludger K, Susanne R, Theodore E, Christoph B. Effect of mini-implant length and diameter on primary stability under loading with two force levels. European Journal of Orthodontics.2011; 33 :381-387.

Marco teórico

Elementos Finitos

Técnica de simulación numérica por ordenador que se utiliza para predecir el comportamiento biomecánico de estructuras.

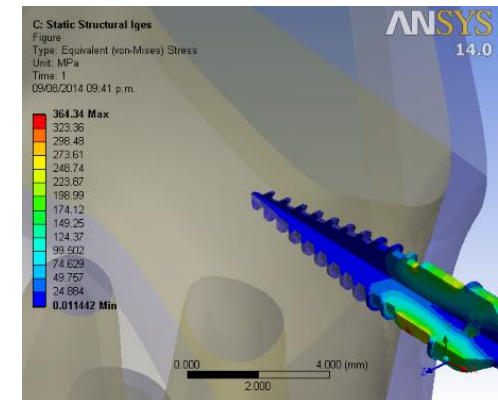
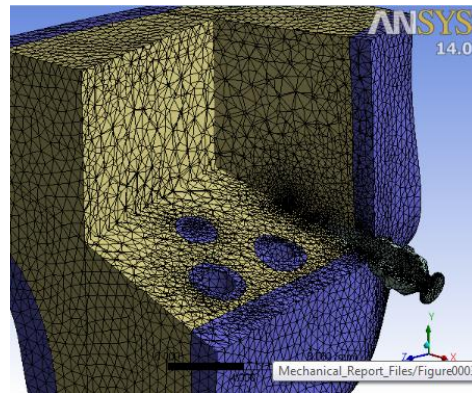
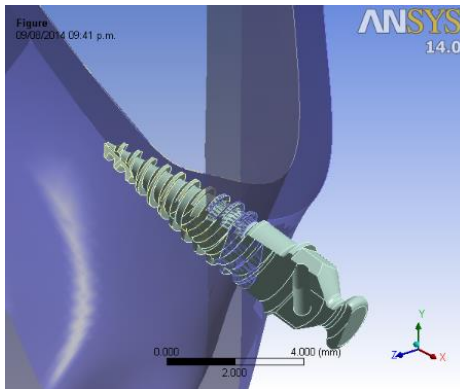
Este método se ha utilizado en ortodoncia ya que reproduce un escenario clínico completo diferenciando hueso cortical y hueso trabecular, dientes, fuerzas aplicadas simuladas y respuesta mecánica del mini-implante.

Marco teórico

- Fue utilizado por primera vez en 1970 y dentro de la ciencia odontológica se ha aprovechado especialmente en el campo de la Implantología dental, en crecimiento y desarrollo, análisis de tensiones sobre el ligamento periodontal, estudio de aparatos y materiales sin necesidad de realizar estudios en modelos representativos.
- El método de elementos finitos realiza una aproximación numérica de un problema mecánico.

Marco teórico

- Este método se basa en la división de un elemento continuo en un conjunto de pequeños elementos interconectados por una serie de puntos llamados nodos. Las ecuaciones regirán el comportamiento del elemento.



Objetivo general

Establecer la distribución de esfuerzos y módulos de deformación producidos en hueso maxilar tras la inserción de un mini-implante auto-perforante sin nicho previo, mediante la simulación matemática por elementos finitos.

Objetivos específicos

- Determinar el esfuerzo producido en hueso maxilar durante la inserción del mini- implante auto-perforante de 1.8 x 6 x 1 mm sin nicho previo.
- Determinar la deformación producida en hueso maxilar durante la inserción del mini- implante auto-perforante de 1.8 x 6 x 1 mm sin nicho previo.

Metodos

Tipo de estudio

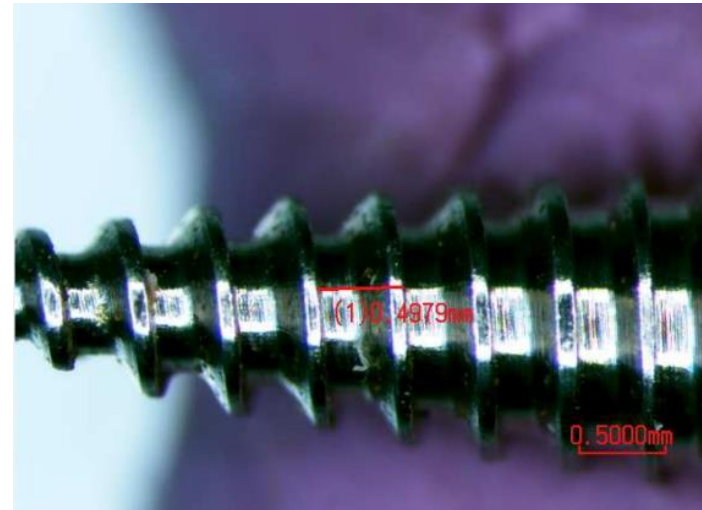
- Estudio experimental por simulación con elementos finitos

Objeto de Estudio

- Distribución de esfuerzos y módulo de deformación en hueso maxilar producido por un mini-implante auto-perforante sin nicho previo, analizado mediante simulación matemática por elementos finitos en la Institución Universitaria Colegios de Colombia en el año 2014.

Procedimiento

Las imágenes fueron obtenidas por medio de un Estereomicroscopio marca Nikon SMZ 800 con cámara digital DS-Fi2 y unidad de control de la cámara DS-L3. Las imágenes se tomaron a escala indicada en las mismas.



Procedimiento

HUESO CORTICAL		
Propiedad	Valor	Unidad
Density	700	kg m ⁻³
Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion		
Coefficient of Thermal Expansion	1,20E-05	C ⁻¹
Reference Temperature	22	C
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	
Young's Modulus	1,86E+04	MPa
Poisson's Ratio	0,3	
Bulk Modulus	1,25E+10	Pa
Shear Modulus	5,77E+09	Pa
Tensile Yield Strength	150	Mpa
Compressive Yield Strength	200	Mpa
Tensile Ultimate Strength	190	Mpa
Compressive Ultimate Strength	280	Mpa
Isotropic Thermal Conductivity	60,5	W m ⁻¹ C ⁻¹
Isotropic Relative Permeability	10000	
Isotropic Resistivity	1,7E-07	ohm m

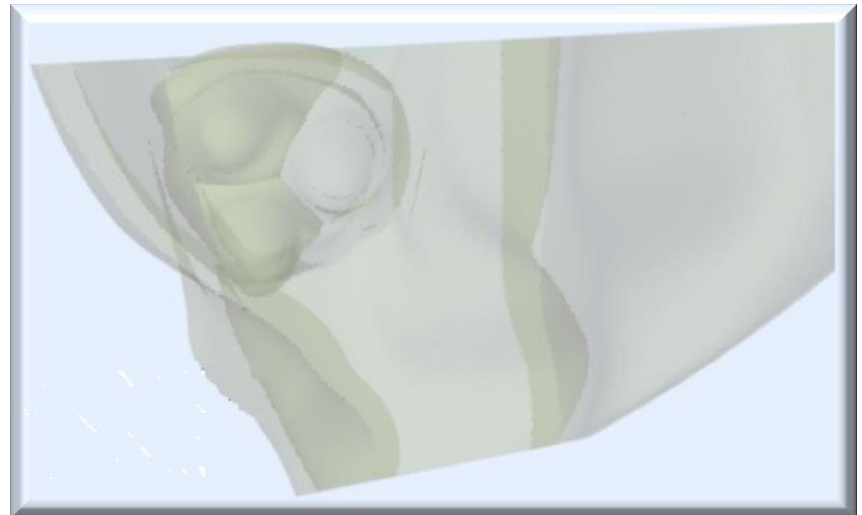
HUESO ESPONJOSO		
Propiedad	Valor	Unidad
Density	570	kg m ⁻³
Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion		
Coefficient of Thermal Expansion	1,20E-05	C ⁻¹
Reference Temperature	22	C
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	
Young's Modulus	1,04E+04	MPa
Poisson's Ratio	0,3	
Bulk Modulus	8,67E+09	Pa
Shear Modulus	4,00E+09	Pa
Tensile Yield Strength	8	MPa
Compressive Yield Strength	50	MPa
Tensile Ultimate Strength	13.2	MPa
Compressive Ultimate Strength	65	MPa
Isotropic Thermal Conductivity	60,5	W m ⁻¹ C ⁻¹
Isotropic Relative Permeability	10000	
Isotropic Resistivity	1,7E-07	ohm m

Procedimiento

TITANIO GRADO 5		
Propiedad	Valor	Unidad
Density	4620	kg m ⁻³
Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion		
Coefficient of Thermal Expansion	9,40E-06	C ⁻¹
Reference Temperature	22	C
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	
Young's Modulus	9,60E+10	Pa
Poisson's Ratio	0,36	
Bulk Modulus	1,14E+11	Pa
Shear Modulus	3,53E+10	Pa
Tensile Yield Strength	9,30E+08	Pa
Compressive Yield Strength	9,30E+08	Pa
Tensile Ultimate Strength	1,07E+09	Pa
Compressive Ultimate Strength	0	Pa
Isotropic Thermal Conductivity	21,9	W m ⁻¹ C ⁻¹
Specific Heat	522	J kg ⁻¹ C ⁻¹
Isotropic Relative Permeability	1	
Isotropic Resistivity	1,70E-06	ohm m

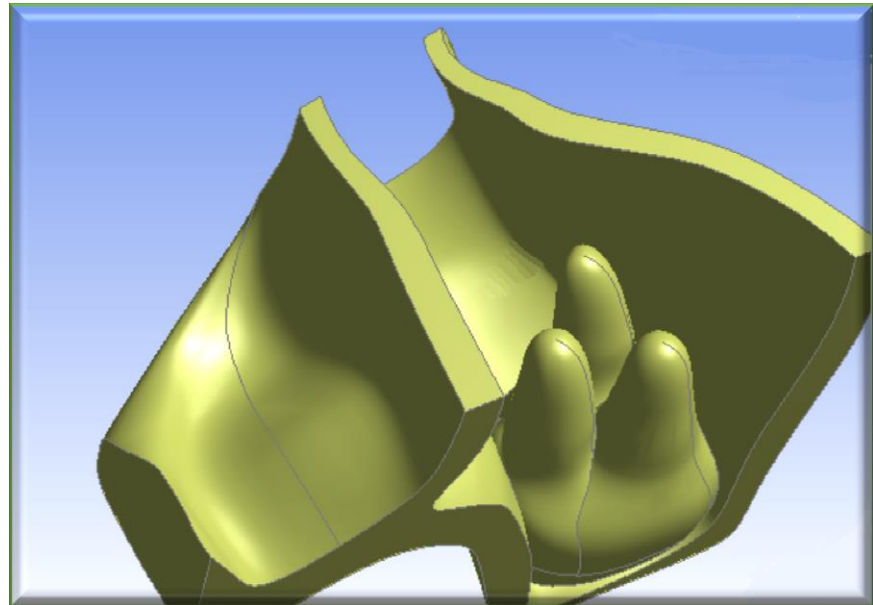
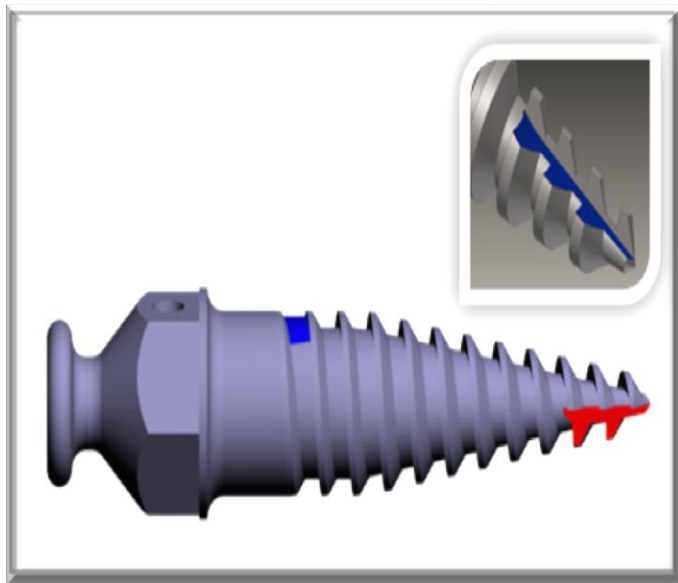
Procedimiento

1. Discretización del problema: Simplificación del problema, a través de la delimitación de la imagen a utilizar.



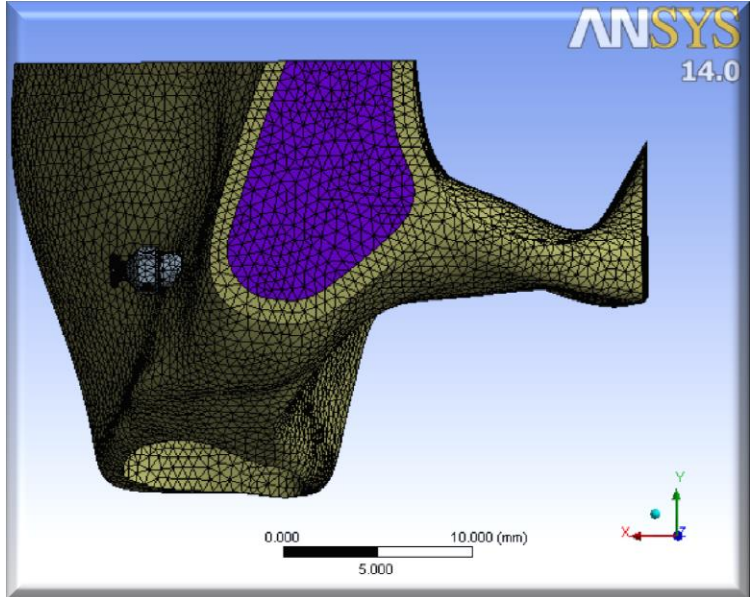
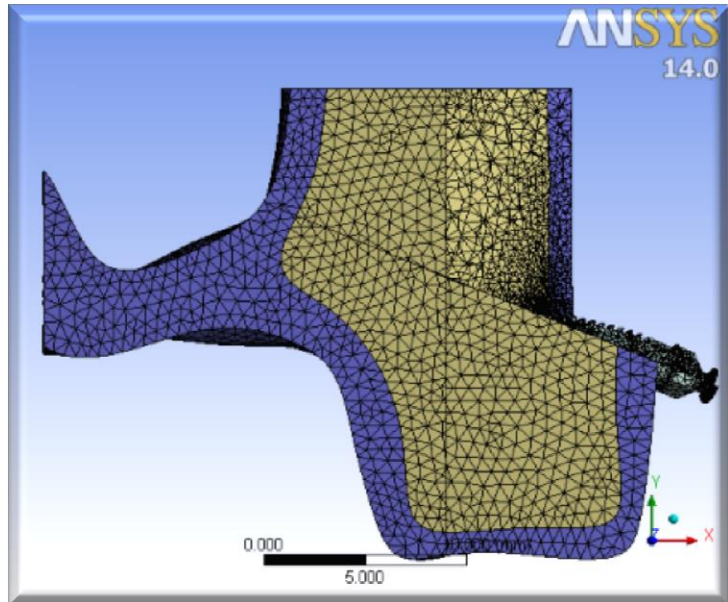
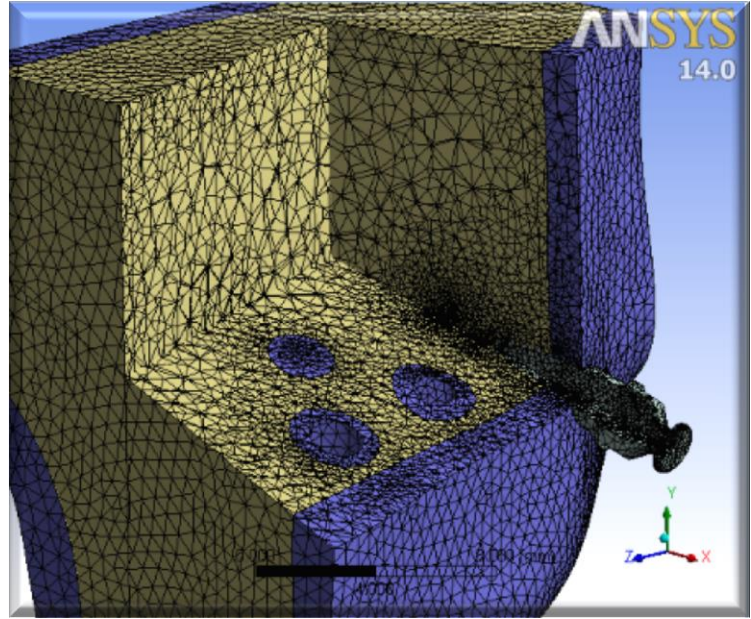
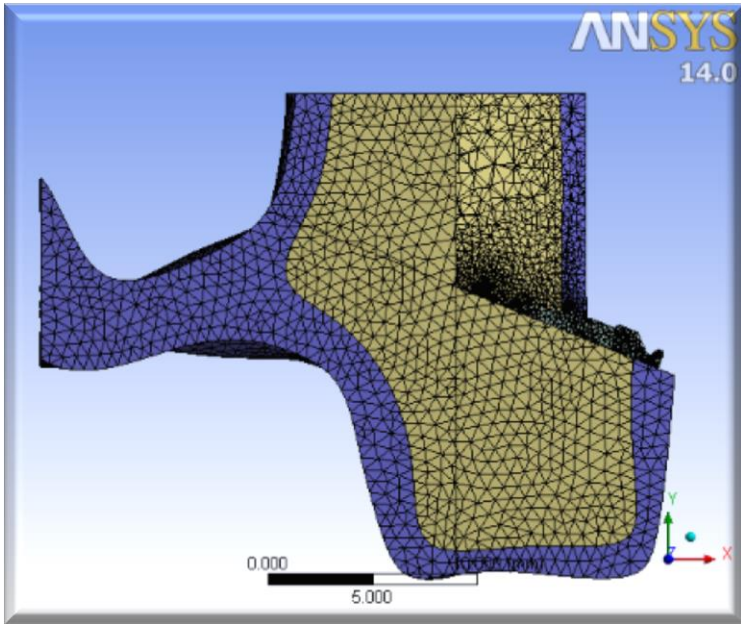
Procedimiento

2. Imágenes: Reconstrucción y edición de las imágenes en 3D.



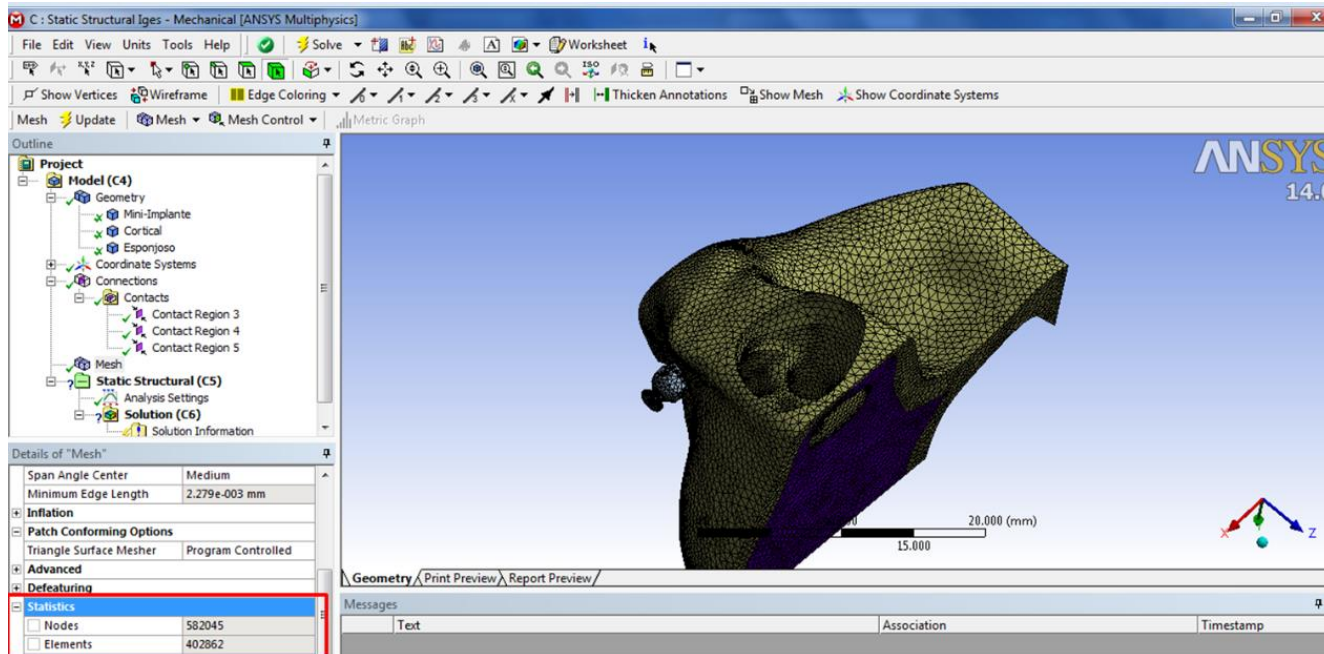
Procedimiento

3. Mallado: Sistema de puntos (nodos) y propiedades estructurales (módulo elástico, el coeficiente de Poisson, y fuerza), que definen cómo la estructura va a reaccionar a ciertas condiciones de carga. Este paso incluye la visualización de resultados, comprobaciones, conclusiones y pensar en que medidas deben adoptarse para mejorar el diseño.

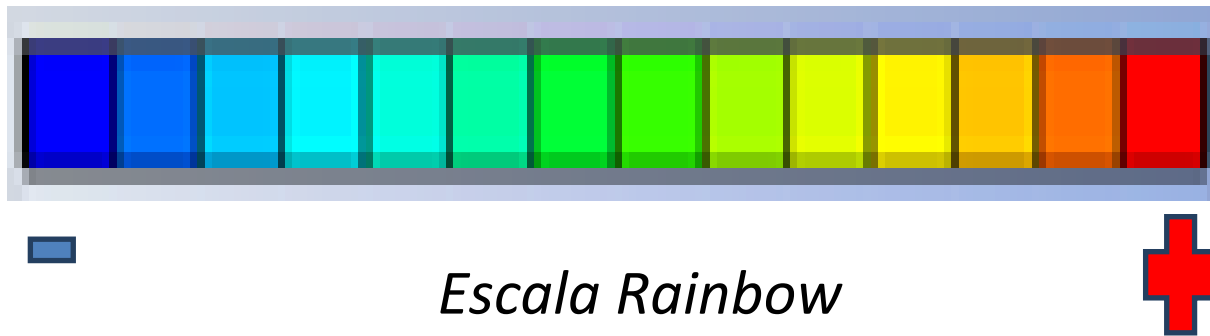


Procedimiento

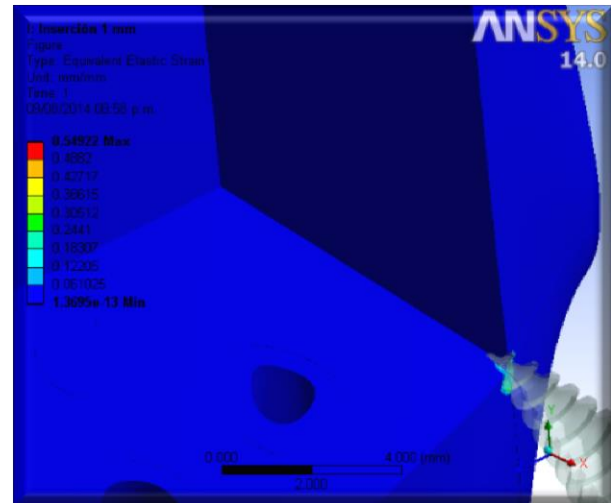
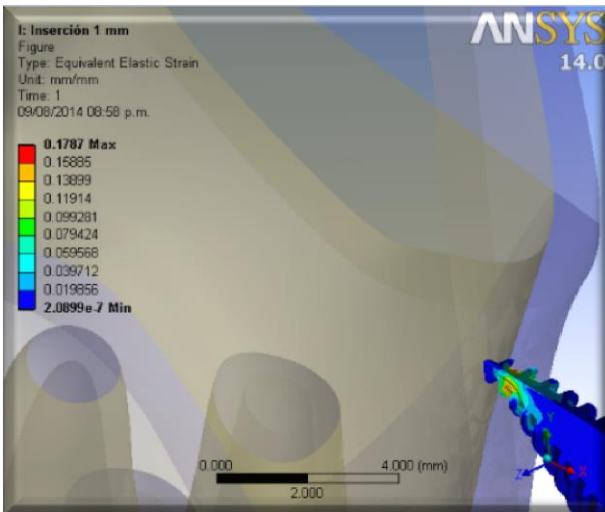
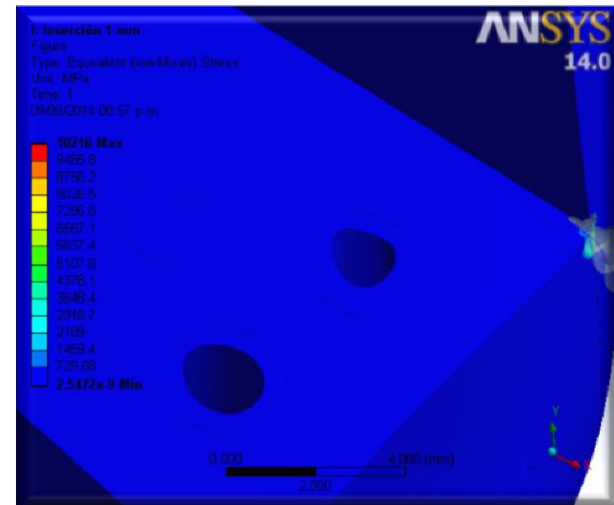
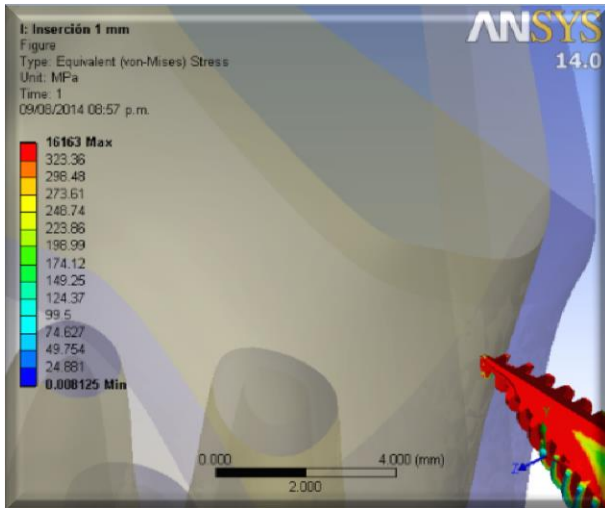
3. Ejecución en software: evaluar tensiones, fuerzas y momentos de diferentes materiales durante la función de inserción.



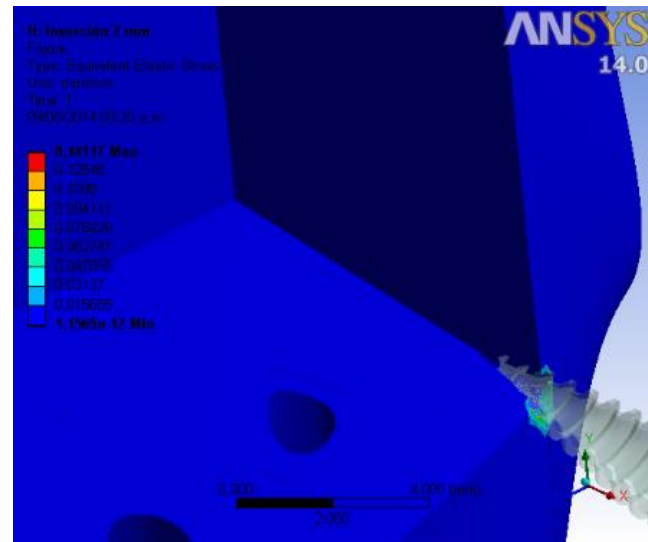
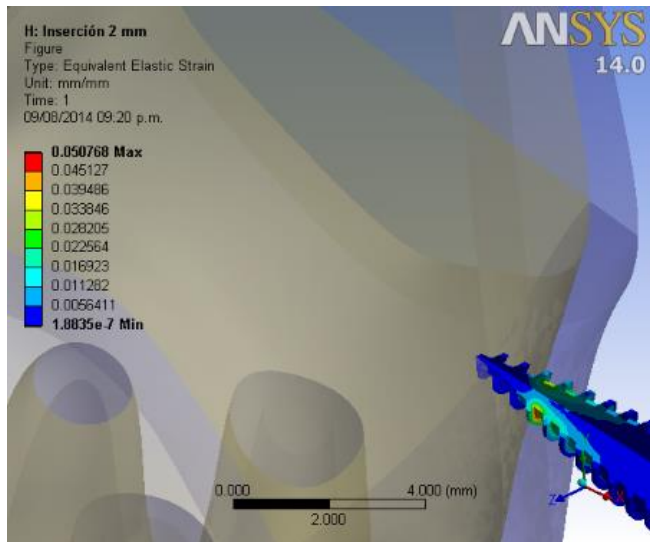
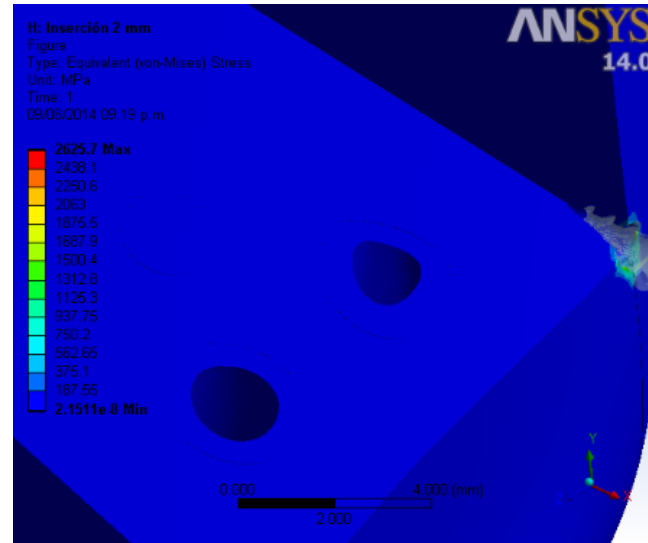
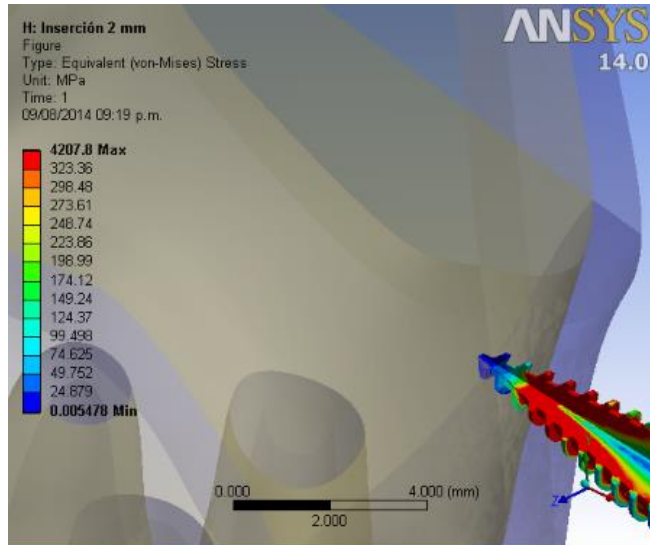
Resultados



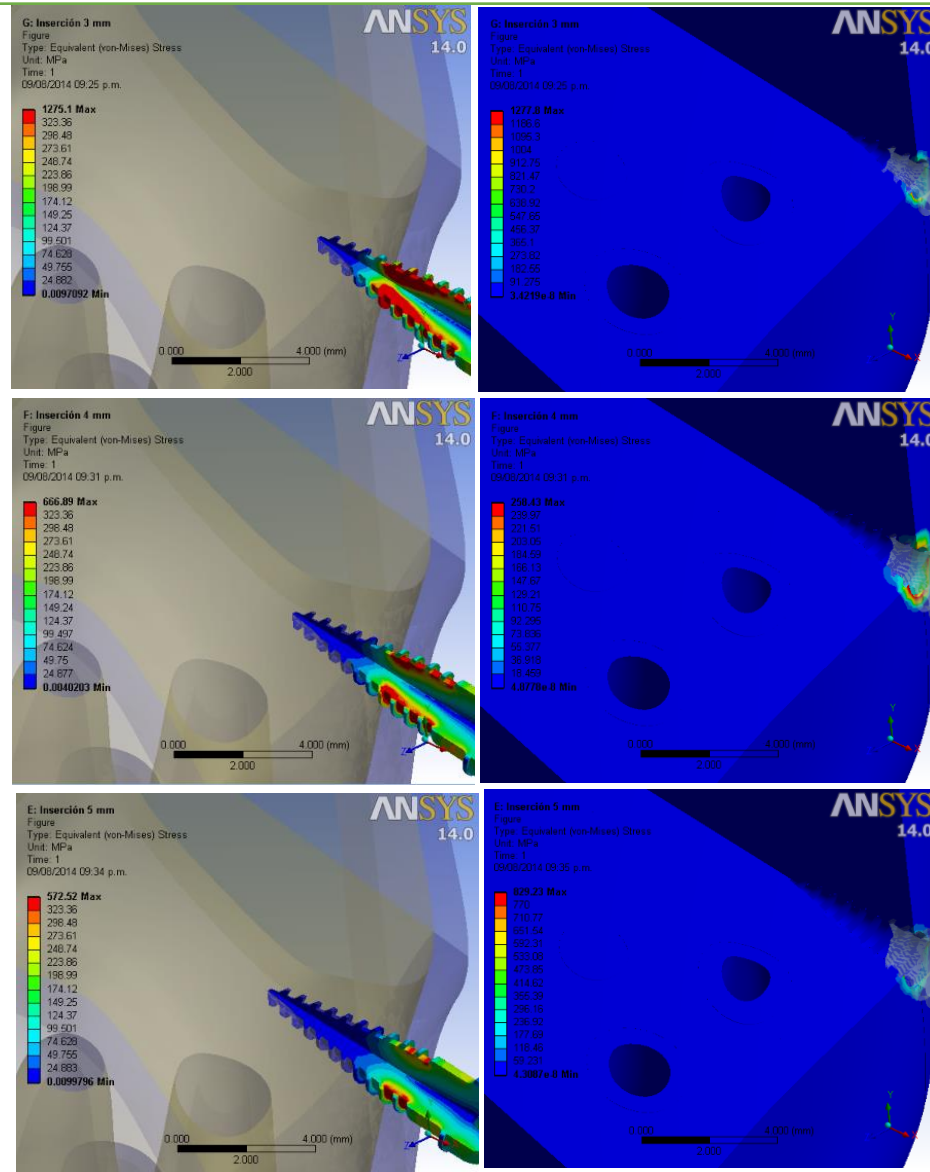
Inserción 1 mm de profundidad



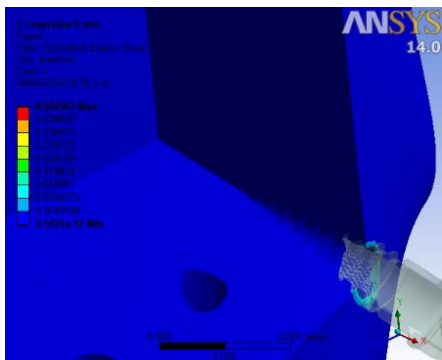
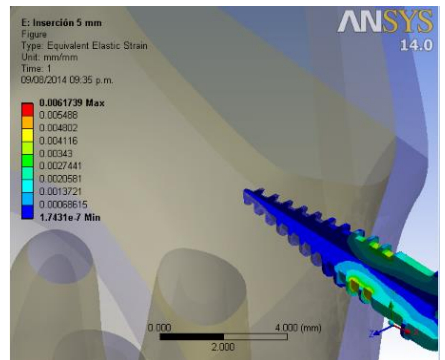
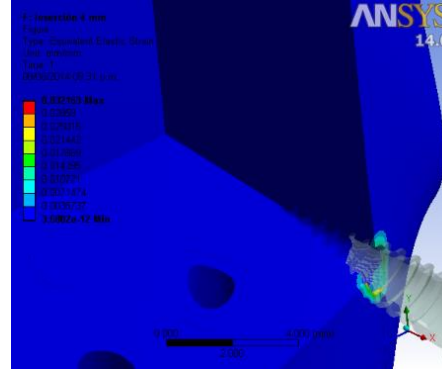
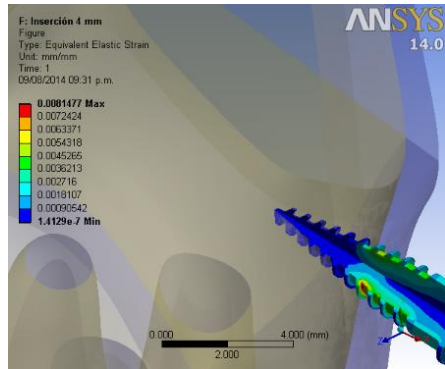
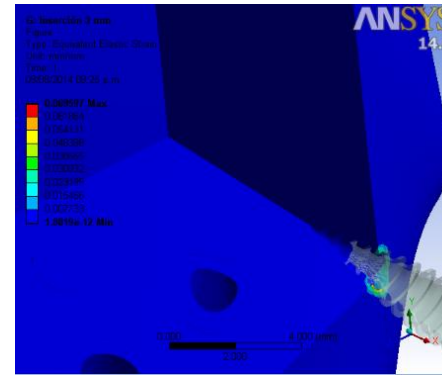
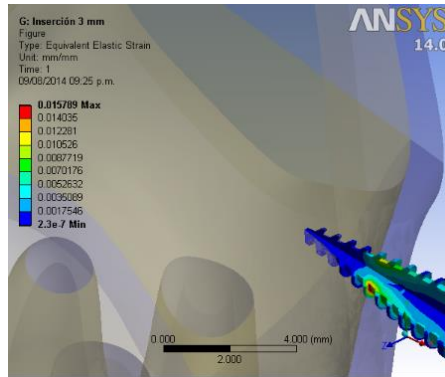
Inserción 2 mm de profundidad



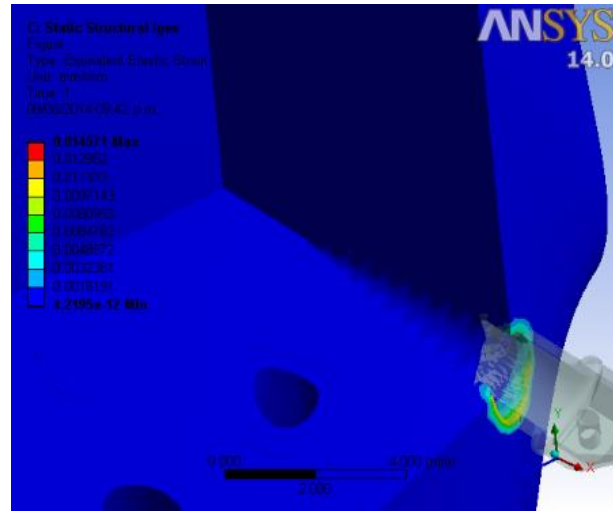
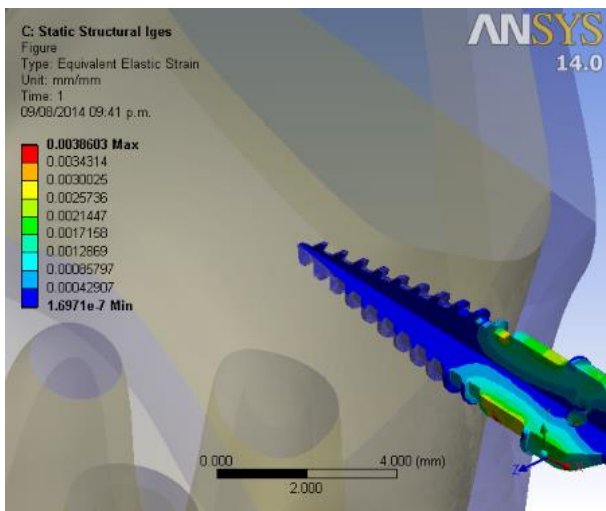
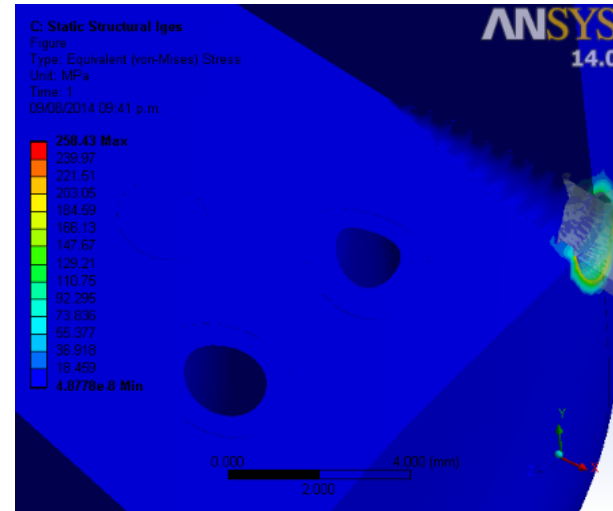
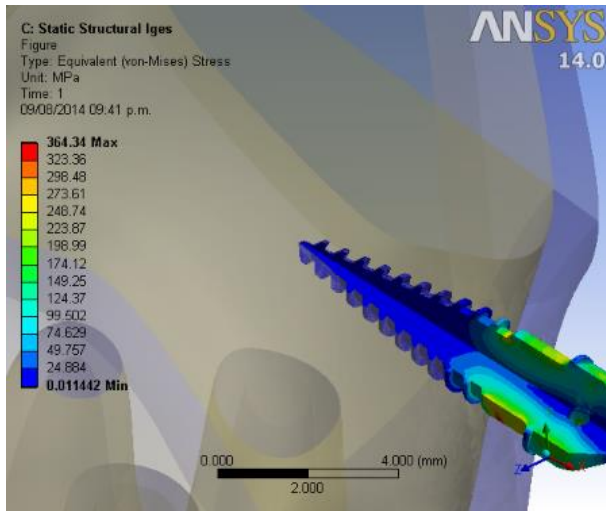
Inserción 3, 4, 5 mm de profundidad valores de esfuerzo



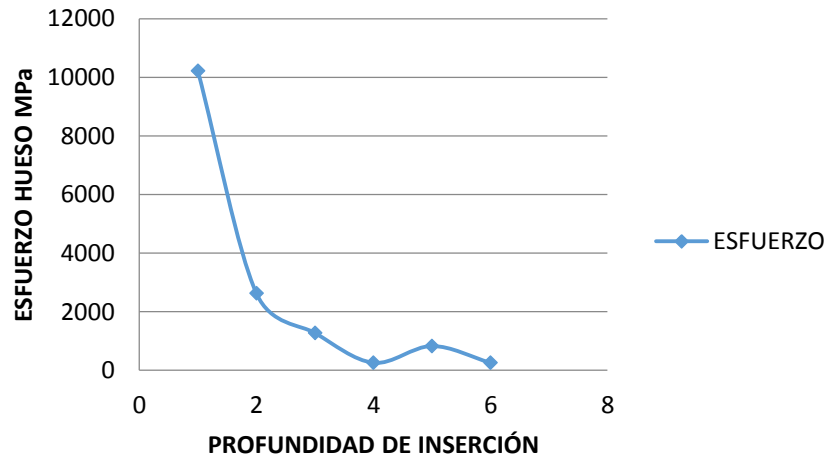
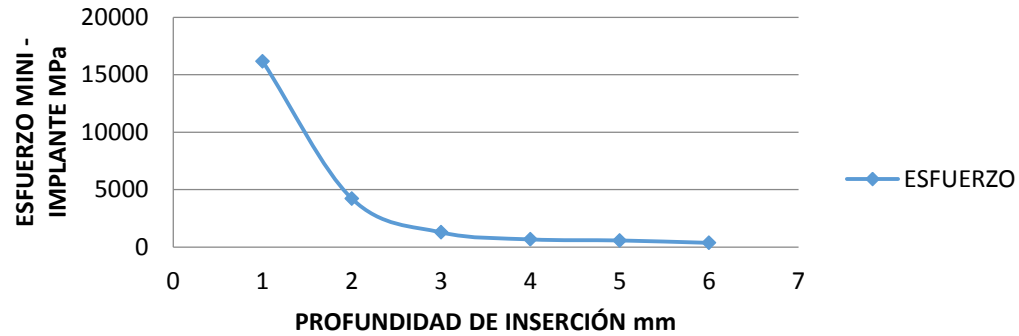
Inserción 3, 4, 5 mm de profundidad valores deformación



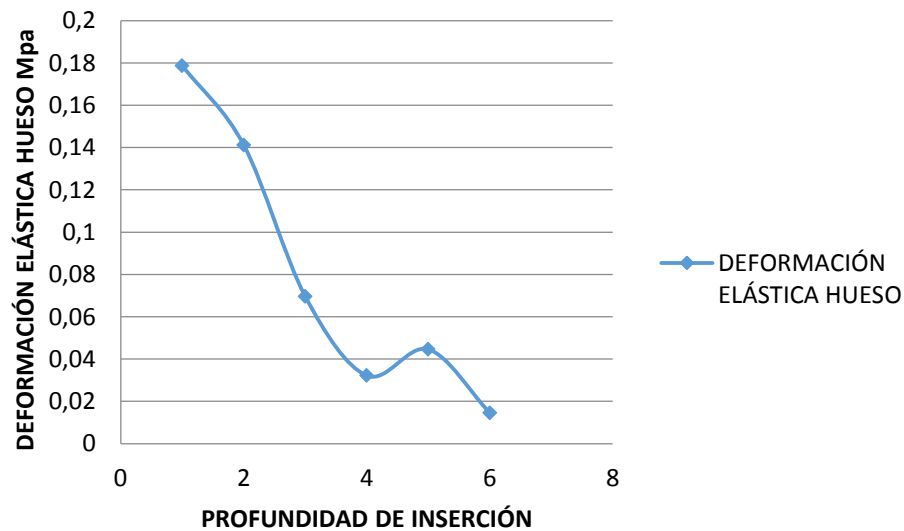
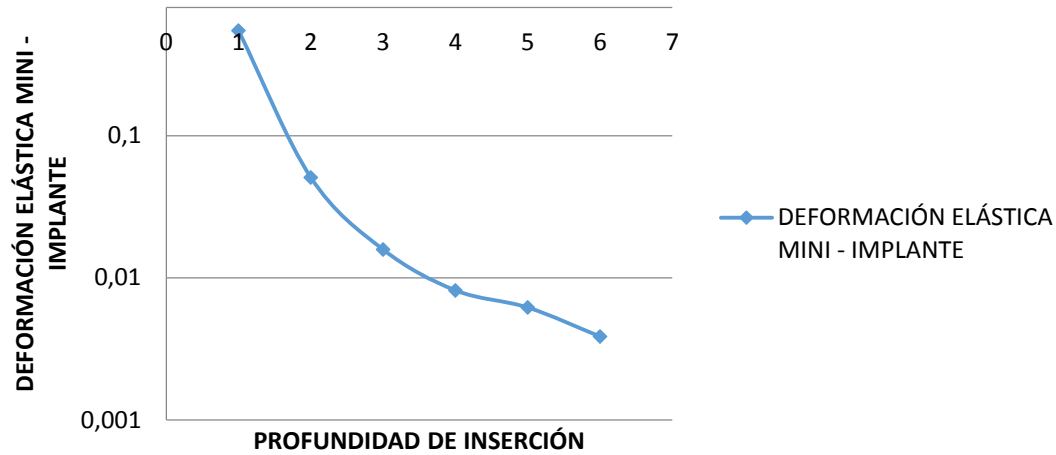
Inserción 6 mm de profundidad



Resultados



Resultados



Discusión

El objetivo inicial de la colocación de los mini-implantes consiste en la obtención de estabilidad primaria, la cual se define como la ausencia de movilidad del mini-implante en el lecho del hueso inmediatamente después de su inserción y es uno de los factores más importantes para conseguir una adecuada fibro-oseointegración y asegurar su posterior función.

La estabilidad primaria de los mini-implantes en el momento de su colocación está determinada por la calidad y cantidad de hueso en el sitio de colocación.

La técnica de colocación es determinante en el éxito del mini-implante ya que una técnica inadecuada puede alterar estructuras vecinas como raíces dentales, nervios y vasos sanguíneos.

La realización de nicho previo, su tamaño y profundidad pueden influir significativamente en la estabilidad primaria de mini-implantes, por lo que fue necesario crear la inserción de mini-implantes con el método autoperforante que excluía la realización de nicho previo.

Motoyoshi et al. 2006, evaluaron la tensión y esfuerzo en modelos de hueso esponjoso y cortical, obteniendo valores de tensiones de von mises de 6 MPa y superiores a 28 MPa, respectivamente, lo que indica que a mayores tensiones von mises, mayor tasa de éxito de los mini-implantes.

Estos resultados son consistentes con el presente modelo matemático ya que a mayores valores de profundidad de inserción se presentaron valores de esfuerzo y deformación constantes y cercanos a cero, sugiriendo que después de los 3 mm de profundidad de inserción es posible obtener éxito con la estabilidad primaria del mini-implante.

Conclusión

Las características físicas del mini-implante y la profundidad de inserción son factores determinantes al producir esfuerzo y deformación en el hueso cortical y esponjoso en zona de tuberosidad maxilar.

El mayor esfuerzo se concentró en el punto de entrada del mini-implante en el hueso, es decir, concentrado en la parte activa del mini – implante independiente de la aplicación de la fuerza. Así mismo, en la interfaz de finalización de la rosca e inicio de la zona transmucosa, asociado al aplastamiento de la huella del perfil de la rosca en el hueso cortical, el cual provoca fractura del mismo incrementando la tasa de fracaso en la inserción del mini – implante.

Se observa que para profundidades de inserción mayores de 3 mm, la característica autoperforante del mini-implante ya no tiene ninguna influencia sobre el hueso cortical, por lo que los altos valores de esfuerzo cortante asociados a dicha característica se reducen notablemente.

Recomendación

Se necesitan más estudios que permitan seguir evaluando el comportamiento biomecánico en dicha área para así lograr una estabilidad primaria del mini-implante que asegure el éxito del tratamiento ortodóncico.

GRACIAS

