



**BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA**

TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE:

**MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA
CON TERMINAL EN ORTODONCIA**

**“Comportamiento biomecánico de dos tipos de mini-implantes en
el shelf mandibular: análisis de elementos finitos”**

PRESENTAN:

ÁNGEL JAVIER CASTRO SÁNCHEZ

ID: 216450006

DIRECTOR DE TESIS:

DR. MIGUEL ANGEL CASILLAS SANTANA

ID: 100526485

DIRECTOR DISCIPLINARIO:

M.O. FARID DIPP VELÁZQUEZ

ID: 100408155

DIRECTOR METODOLÓGICO:

DR. ROSENDO CARRASCO GUTIERREZ

ID: 100008655

ASESORES EXTERNO:

M.C. ERIC REYES CERVANTES

ID: 100527651

PUEBLA, PUE. JUNIO DE 2018.

AGRADECIMIENTOS

**<< Sentir GRATITUD y no expresarla, es como envolver un regalo
y no darlo >>**

William Arthur Ward.

Agradezco a Dios por las oportunidades que se me han dado así como las personas que ha puesto a mi lado para hoy poder cumplir esta meta

Este trabajo de tesis lo dedico especialmente a mis padres, **Margarita Sánchez** y **Francisco Castro**, por todo su sacrificio y apoyo incondicional, todo lo bueno que puedo llegar a ser como profesionista pero sobre todo como ser humano es gracias a ustedes, también a mi **Familia** que siempre creyeron en mi y jamás dejaron de estar al pendiente y por último un agradecimiento especial a **mi tía Gabriela Sánchez** y **mi tío Jorge** gracias por todo su apoyo jamás podre acabar de estar agradecido con ustedes y con todos, este logro es para y por ustedes y siempre estaré orgulloso y feliz de ser parte de mi FAMILIA.

A mis asesores; DR. Miguel Ángel Casillas Santana, M.O Farid Dipp Velázquez, Mto. Rosendo Carrasco Gutiérrez y al M.C. Eric Reyes Cervantes por compartir conmigo sus conocimientos, su tiempo y sus recursos, a fin de lograr este proyecto. Mi más sincero agradecimiento.

Y a la BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA, de la cual me llevo una grata experiencia, mucho conocimiento y experiencias invaluable.

INDICE

| | |
|---|-----------|
| INTRODUCCIÓN | 1 |
| MARCO TEÓRICO | 3 |
| ANTECEDENTES GENERALES | 3 |
| Mini-implantes | 4 |
| Criterios para la selección del área del mini implante | 6 |
| Áreas e indicaciones para la aplicación de los mini implantes | 7 |
| Shelf Mandibular | 8 |
| Análisis de Elementos Finitos | 8 |
| Estabilidad de los mini-implantes..... | 10 |
| Tiempo de aplicación de la fuerza / carga..... | 10 |
| Ángulo de inserción del mini-implante | 11 |
| ANTECEDENTES ESPECÍFICOS | 13 |
| Mini-implante en Shelf Mandibular..... | 13 |
| Análisis de mini-implantes con elementos finitos | 15 |
| PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA | 21 |
| PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN | 22 |
| JUSTIFICACIÓN | 23 |
| HIPÓTESIS | 25 |
| OBJETIVOS | 26 |
| OBJETIVO GENERAL | 26 |
| OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 26 |
| MATERIAL Y MÉTODOS | 27 |
| DISEÑO DEL ESTUDIO | 27 |
| POBLACIÓN DE ESTUDIO | 27 |
| UBICACIÓN ESPACIO-TEMPORAL | 27 |
| CRITERIOS DE SELECCIÓN | 27 |
| DEFINICIÓN DE VARIABLES Y ESCALAS DE MEDICIÓN | 28 |
| LOGÍSTICA | 29 |

| | |
|---|-----------|
| DESCRIPCIÓN DE LOS MATERIALES..... | 30 |
| PROCEDIMIENTO | 32 |
| ANÁLISIS ESTADÍSTICO..... | 36 |
| RESULTADOS..... | 37 |
| RESUMEN ESTADÍSTICO..... | 50 |
| DISCUSIÓN | 54 |
| CONCLUSIONES | 58 |
| BIBLIOGRAFÍA..... | 59 |

RESUMEN

Introducción: La colocación y estabilidad de los mini-implantes sigue siendo un tema un tema de interés a pesar de que estos Dispositivos de Anclaje Temporal (DAT) se han utilizado recientemente, debido a que hoy en día contamos con múltiples opciones en cuanto a longitud, diámetro, diseño y aleación en los DATs, así como diversas zonas y áreas anatómicas dentro de la cavidad oral para colocarlos, por lo cual debemos estudiar su comportamiento biomecánico para evidenciar cuál tiene un mejor desempeño en esfuerzo y estrés durante su uso.

Objetivo: determinar el comportamiento biomecánico entre dos tipos de mini-implante de acuerdo al diseño, aleación, ángulo de inserción y carga por medio del análisis de elementos finitos. **Materiales y métodos:** Estudio descriptivo. Se emplearon dos tipos de mini-implante: T1: Mini-implante Vector® (Ormco) de 12 x 2 mm y T2: Mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics) de 14 x 2 mm de diámetro. Se simuló una mandíbula y se tomó el fragmento del shelf mandibular entre el primero y segundo molar con cortical vestibular de 2.5mm. El hueso y el mini-implante fueron modelados geoméricamente en 3D por medio de tomografías de conebeam y procesados posteriormente en software de elementos finitos (SolidWorks 2016 con complementos de simulación). Se insertaron en una angulación de 90° con respecto al plano oclusal y se aplicaron cargas de 125 y 200g. simulando un movimiento antero-posterior. Posteriormente se analizaron los esfuerzos von Mises.

Resultados: Los valores de tensión entre los mini-implantes T1 y T2 fueron estadísticamente significativos. Los mayores niveles de tensión fueron en el área del cuello de los mini-implantes y en el inicio de la unión del hueso cortical y el mini-implante. Se observó una flexión en el mini-implante de titanio debajo de la región del cuello, así como un desplazamiento en contra de la dirección de aplicación de fuerza de la punta activa del mini-implante. **Conclusiones:** La diferencia entre los valores de esfuerzo de T1 y T2 a 125 y 200g ($1.09906E-05$ y $2.38023E-06$ respectivamente) fueron estadísticamente significativos, las dos aleaciones son aptas para usarse como material en los mini-implantes, los mini-implantes pueden ser cargados inmediatamente después de su colocación.

ABSTRACT

Introduction: The placement and stability of the miniscrew is still a very studied subject, despite the fact that these temporary anchoring devices (TAD) have been used for a few years, this is due to the fact that now we have multiple options in regarding length, diameter, design and alloy in the TADs as well as various anatomical areas in the oral cavity to place them so we must study their biomechanical behavior to conclude which performs better in effort and stress during its use. **Objective:** to determine the biomechanical behavior between two types of mini-implant according to the design, alloy, insertion angle and load by means of finite element analysis. **Materials and methods:** descriptive study. Two types of mini-implant were used: T1: Mini® implant Vector® (Ormco) of 12 x 2 mm and T2: Mini-implant Bio-Ray® (TD Orthodontics) of 14 x 2 mm in diameter. A mandible was simulated and the fragments of the mandibular buccal shelf between the first and second molar were taken with a 2.5mm vestibular cortex. The bone and the mini-implant were modeled geometrically in 3D by means of conebeam tomographies and processed later in Finite Element Software (SolidWorks 2016 with simulation complements). They were inserted in an angle of 90° with respect to the occlusal plane and loads of 125 and 200g were applied. simulating an anterior-posterior movement. Subsequently Von Mises efforts were analyzed. **Results:** The values of tension between the mini-implants T1 and T2 were statistically significant. The highest levels of tension were in the neck area of the mini-implants and in the beginning of the union of the cortical bone and the mini-implant. Flexion was observed in the titanium mini-implant below the neck region, as well as a displacement against the force application direction of the active tip of the mini-implant. **Conclusions:** The difference between the values of stress between T1 and T2 with a force application of 125 and 200g (1.09906E-05 y 2.38023E-06 respectively) T1 and T2 were statistically significant, the two alloys are suitable to be used as material in the mini-implants, the mini-implants can be loaded immediately after their placement.

INTRODUCCIÓN

En los tratamientos ortodóncicos, la preparación del anclaje durante los movimientos dentales es esencial para el éxito clínico, es por esto que, en la actualidad la utilización de anclajes esqueléticos temporales a través de mini implantes es cada vez más común, logrando realizar los movimientos con mayor estabilidad y a su vez disminuir la posibilidad de generar efectos indeseables en los procedimientos ortodóncicos. Para su utilización, es requisito básico la estabilidad y ésta depende de la retención mecánica justo después de su inserción.

En la literatura se han descrito diversos factores que afectan la estabilidad de los mini-implantes (M-I) incluyendo, la geometría (forma, tipo de rosca, diámetro y longitud) del dispositivo de anclaje temporal (DAT), las características de su superficie (tratadas o no), la angulación y técnica de colocación. Hoy en día los mini-implantes se han desarrollado de una manera muy rápida siendo una de las mejores opciones para anclaje durante el tratamiento, sin embargo, aún con los avances tecnológicos, tienen una tasa de fracaso en su colocación alrededor del 10 al 15%, además de las complicaciones que puede existir en su colocación interradicular.

Por ello se han buscado otras zonas de colocación en la cavidad oral, para evitar la cercanía con las raíces de los órganos dentarios. Una de estas zonas, es el shelf mandibular (SM), una alternativa para el anclaje en la arcada inferior y que por su dirección de carga, así como la distancia con respecto a las raíces de los molares inferiores, dan mayor seguridad y mejor anclaje con eficaz dirección de carga.

Por lo anterior, se ha considerado la necesidad de realizar estudios que esclarezcan el comportamiento mecánico de dos mini-implantes de diferente material de fabricación (acero inoxidable y titanio) en el shelf mandibular. Sin embargo, realizar estudios con estas características en un ambiente clínico es altamente complicado. Existe dificultad en la medición del estrés y deformación que se genera alrededor de los mini-implantes con precisión en experimentos *in vivo*, y podrían afectarse las variables por factores biológicos propios de los sujetos de estudio. Por lo que el

análisis de elementos finitos nos aporta la posibilidad de crear escenarios óptimos para la evaluación de las características mecánicas de los mini-implantes.

En el área de odontología, la aplicación del Análisis de Elementos Finitos (AEF) para la investigación de materiales dentales ha permitido estimar la respuesta de un medio continuo ante acciones externas, para disminuir riesgos a sujetos vivos, reducir costos y permitir el desarrollo de modelos anatómicamente exactos; aunado a la posibilidad de comparar resultados con la evidencia de estudios *in-vivo* previos; con estas aportaciones realizar experimentación *in-vivo* posterior a los elementos finitos y concluir los resultados.

El presente trabajo tiene como objetivo determinar y comparar el comportamiento biomecánico de dos mini-implantes en el shelf mandibular, de acuerdo a la aleación, diseño, ángulo de inserción y carga por medio de elementos finitos.

Palabras clave: *Ortodoncia, Mini-implante, Ángulo de inserción, Carga, Modelo de Elementos Finitos, Shelf Mandibular.*

MARCO TEÓRICO

ANTECEDENTES GENERALES

El anclaje ortodóncico es un factor fundamental para llevar un tratamiento exitoso y lograr así los objetivos previamente establecidos. El control del anclaje ayuda a evitar movimientos dentales no deseados, y aunque a lo largo de la historia se han desarrollado diferentes dispositivos apoyados en dientes y músculos así como aparatos intraorales y extraorales, la tercera ley de Newton sigue siendo un desafío para los ortodoncistas al no poderse evitar (1,2,3).

Muchos de los sistemas de anclaje tradicionales, como barras traspalatina, barra lingual y aparatos extraorales así como mecánicas con elásticos, dependen de la cooperación del paciente o llevan un porcentaje de probabilidad de movimientos indeseados, lo que compromete la estabilidad de los resultados. Para disminuir el efecto que tiene la falta de colaboración y compromiso por parte del paciente así como el porcentaje de efectos secundarios, se han introducido técnicas que incluyen el anclaje esquelético mediante el uso de implantes dentales, ya sean convencionales (oseointegrados), como los onimplants y mini-implantes, en los cuales su estabilidad es puramente mecánica y son el objetivo de este estudio (4,5).

La inclusión de implantes en el anclaje esquelético ha cambiado no sólo los alcances del ortodoncista en el movimiento dental y la obtención de los objetivos de manera más rápida y efectiva, sino también su enfoque para manejar diferentes defectos orofaciales, maloclusiones, problemas de espacio, con esto ampliamos las opciones de tratamiento a los pacientes (6).

Desde principios de la década de los 80's el desarrollo progresivo de los implantes dentales los llevaron a su uso como anclaje ortodóncico temporal dada su estabilidad en hueso, sin embargo, presentaban desventajas importantes, como la necesidad de un procedimiento quirúrgico, las limitaciones en los sitios de colocación impuestas por la longitud de 10 mm de los implantes, el tiempo requerido para la osteointegración antes de la aplicación de la fuerza y el costo además, no se recomienda para mujeres menores de 16 años o para varones menores de 18 años (7).

Recientemente, se han desarrollado nuevos mini implantes y mini placas específicamente para uso en ortodoncia, permitiéndolo encontrar en ellos características ideales de anclaje como son:

- 1) Resistencia adecuada a las fuerzas de tracción en masa de los movimientos ortodóncicos.
- 2) La facilidad de inserción y retiro.
- 3) El beneficio del costo; con modificaciones, principalmente en cuanto a longitud y tamaño, lo que nos permite colocarlos en hueso alveolar, adyacentes a los dientes sin dañar sus raíces (1,2,7).

Mini-implantes

El mini-implante fue introducido por Kanomi en 1997, quien mostró en un reporte de caso la intrusión de los incisivos inferiores para corregir la mordida abierta del paciente (8). Los mini implantes son dispositivos de anclaje esquelético temporal pequeños, lo cual los hace versátiles, pueden ser fácilmente colocados por los ortodontistas en múltiples lugares; su eliminación es rápida y típicamente sin incidentes; son accesibles, y no requieren un período de osteointegración antes de la activación de la fuerza. Mientras que los pacientes inicialmente creen que los mini implantes serán dolorosos e incómodos, en realidad resultan más confortables que otros aparatos (9).

Su diámetro promedio es de 1.2 mm y largo promedio de 6 mm, siendo la mayoría de ellos autoenroscantes, por lo que requieren un mínimo de instrumentación para su colocación. Una vez transcurridas dos semanas de su colocación, el mini implante de anclaje puede tolerar las fuerzas ortodóncicas adecuadamente (10).

En cuanto a los materiales comúnmente utilizados para los implantes, se pueden dividir en 3 categorías: biotolerante (acero inoxidable, aleación de cromo-cobalto), bioinerte (titanio, carbono) y bioactivo (hidróxido de apatita vitrocerámico, aluminio cerámico oxidado). El Titanio de grado médico 4 o 5 es el material más utilizado en implantología y consta de 99,5% de titanio con 0,5% de otros elementos, como carbono, oxígeno, nitrógeno e hidrógeno (11).

Debido a sus características particulares, el titanio se considera un material excelente: no se ha demostrado ninguna relación con reacciones alérgicas o inmunológicas. Sus características físico-mecánicas, además, son muy adecuadas para los requerimientos de los mini implantes, ya que es muy ligero y tiene una excelente resistencia a la tracción y fractura, lo que le permite soportar las tensiones de las fuerzas ortodóncicas (Figura 1) (12).

Se les puede dividir en tres partes distintas:

- Cabeza: Es la parte que se va a exponer clínicamente, la zona de acoplamiento de los dispositivos de ortodoncia.
- Perfil transmucoso: Está entre la porción intraósea y la zona de la cabeza donde se produce el alojamiento de los tejidos blandos circundantes.
- Rosca activa: Es la porción intraósea correspondiente a las roscas (13) (14).

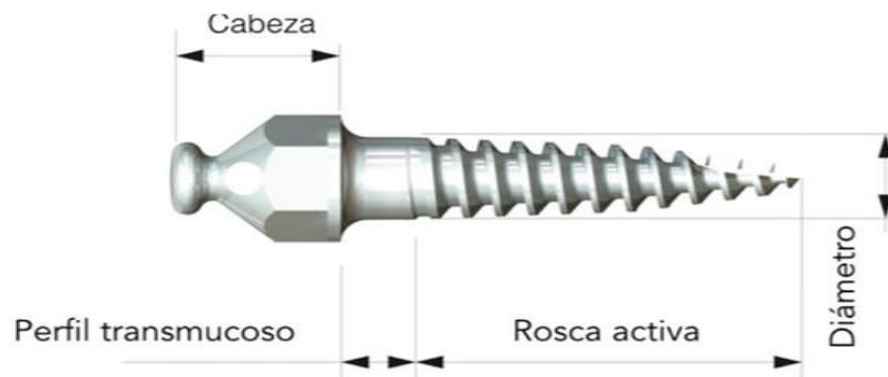


Figura. 1 Partes que componen un implante.

Los mini-implantes difícilmente se osteointegran en su totalidad; su retención es mecánica y temporal casi en su totalidad, debido a que su función es la de servir simplemente como un anclaje estable para las diferentes fases de tratamiento (7). Los diámetros y longitudes de los mini-implantes son muy variados y dependerán de la zona a colocar, siendo la mayoría de ellos autorroscantes, por lo que requieren un mínimo de instrumentación para su colocación. Hoy en día los mini-implantes son de carga inmediata, esto quiere decir que después de ser colocados se les pueden cargar fuerzas ortodóncicas de acuerdo al tratamiento. El mini-implante puede resistir estas cargas inmediatas adecuadamente debido a

su retención mecánica en el hueso a lo que se le conoce como estabilidad primaria (Figura 2) (3).

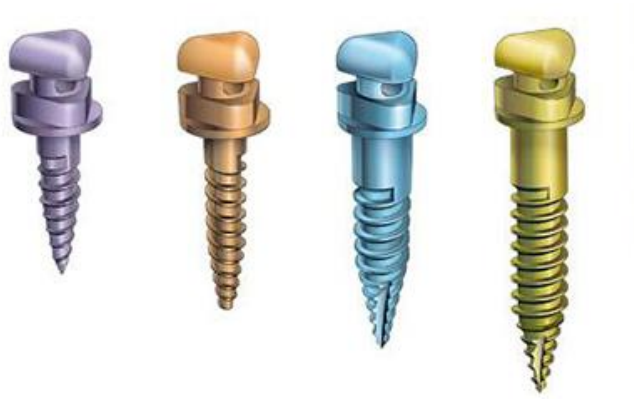


Figura 2. Ejemplo de mini-implante con diferentes longitudes y diámetros.

Criterios para la selección del área del mini implante

Antes de seleccionar la zona en donde se quiere colocar el mini implante deben evaluarse ciertos criterios (15).

1. Seleccionar el lugar donde se pueda usar el mini implante como anclaje directo o indirecto para la biomecánica planeada.
2. Tener cuidado de las estructuras anatómicas vecinas, para no producir ninguna lesión en raíces, nervio o arteria, etc.
3. Valorar la densidad, profundidad y grosor de la zona ósea. Se prefieren áreas con bastante hueso cortical ya que mejoran la estabilidad primaria del implante.

Áreas e indicaciones para la aplicación de los mini implantes

Es indispensable tener conocimiento pleno de la anatomía y el tipo óseo para su inserción.

Algunos ejemplos de lugares anatómicos para colocar los mini-implantes son (Figura 3) (16):

1. Shelf Mandibular: útil para la retracción de la dentición mandibular completa y maloclusiones clase III de caninos y molares.
2. Cresta infracigomática: útil para retracción de la dentición maxilar completa y clases II de caninos y molares, para intrusión de molares superiores.
3. Entre primer y segundo molar por vestibular: para retracción de dientes anteriores o en combinación con mini implantes palatinos para realizar intrusión de molares.
4. Entre primer molar y segundo: para retraer dientes anterosuperiores o distalización de la arcada superior.
5. Sínfisis mandibular, por vestibular: para intrusión de incisivos inferiores o distalización de arcada inferior.

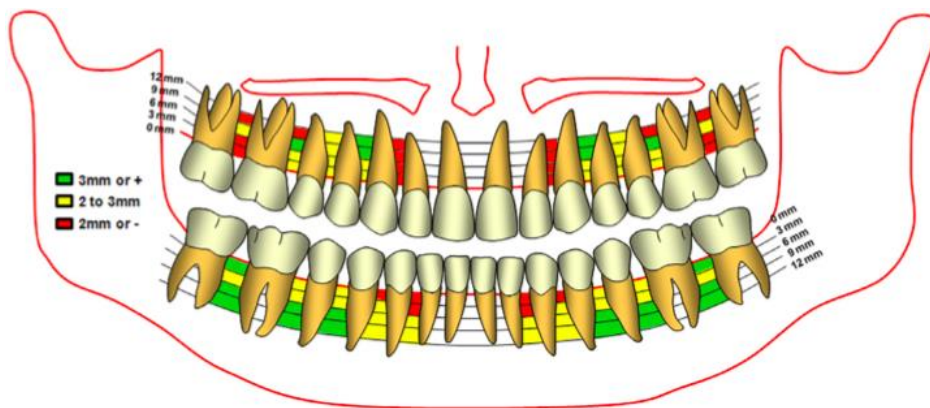


Figura 3. Ilustración de zonas seguras para la colocación de mini-implantes. La figura es tomada de Biitencourt et al.

Según su calidad, el tipo óseo se divide en:

- Tipo 1: hueso compacto denso.
- Tipo 2: hueso compacto poroso.
- Tipo 3: hueso trabecular denso.
- Tipo 4: hueso trabecular poroso.

Los huesos tipos 1 y 2, son los de mejor calidad y por ello los más recomendados para realizar la colocación de los mini implantes (14).

Shelf Mandibular

El Shelf Mandibular se encuentra bilateralmente en la parte posterior del cuerpo mandibular por la cara anterior de la misma, a la altura de las raíces de los primeros y segundos molares y anterior a la línea oblicua de la rama mandibular (Figura 4) (17).

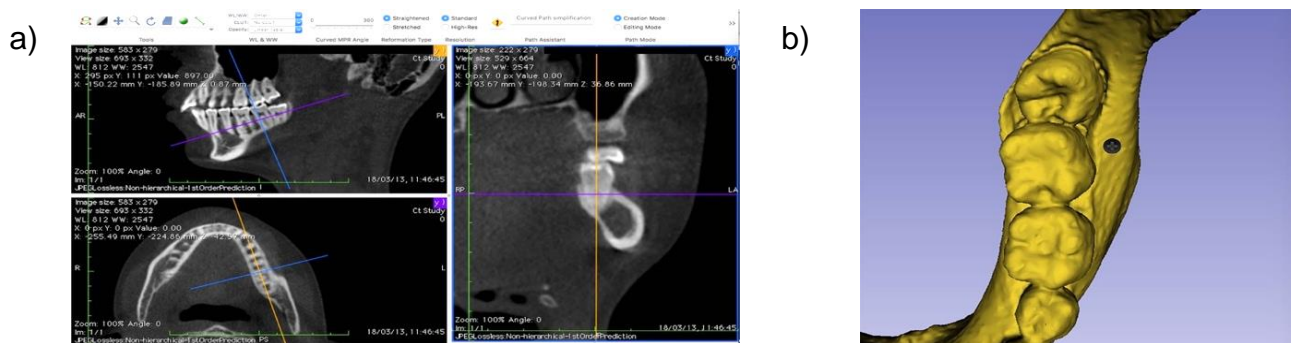


Figura 4. Ubicación y Anatomía del MBS. (17)

Análisis de Elementos Finitos

El análisis por elementos finitos, a diferencia del análisis mediante radiografías o tomografías, donde solo se puede planear el sitio de ubicación del mini-implante (18), permite determinar la distribución y trayectoria de los esfuerzos y magnitud, internamente en el hueso circundante cuando se aplica una carga (19). Los elementos finitos son una simulación numérica de una condición dada que permite

cuantificar el comportamiento de una estructura. Permite establecer el tipo y magnitud de los esfuerzos y deformaciones, para explicar cómo se puede afectar el comportamiento biológico y de esta manera entender los resultados clínicos obtenidos (20).

Son simulaciones en una estructura 3D en elementos que se conectan por medio de nodos (21). A los modelos se le asignan características que cuenta con las condiciones propias de dicho elemento o estructura para el análisis específico y las fuerzas o situaciones a simular (19,22). Este tipo de evaluación es aplicada en muchos campos como ingenierías, mecánica, biomédica, medicina y odontología (Figura 5) (23).

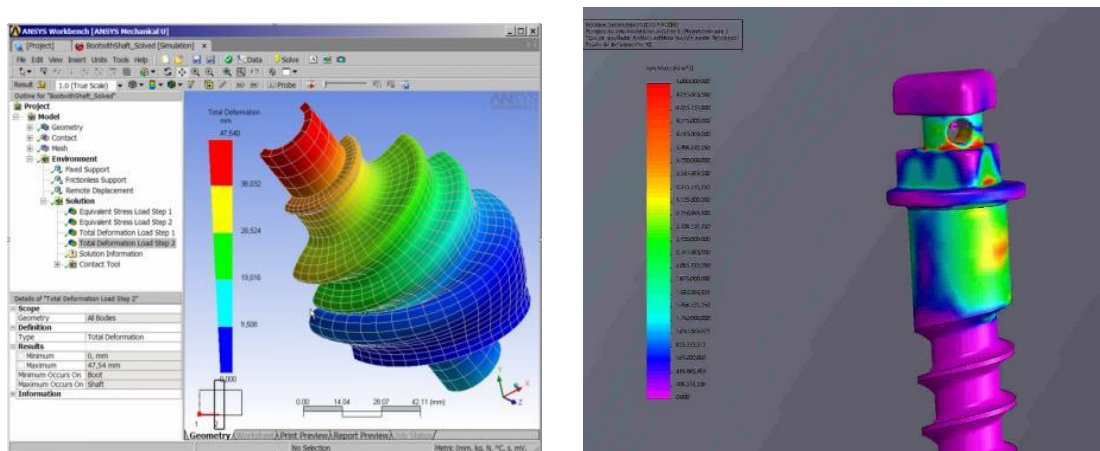


Figura 5. Software de análisis mediante elementos finitos.

Otros factores importantes son las propiedades de los materiales que constituyen el modelo, las cuales dependiendo de la información disponible puede afectar dramáticamente los resultados. En simulaciones de situaciones clínicas en humanos es importante tener en cuenta la mayoría de los tejidos son de tipo ortotrópico (19). Finalmente, se debe resaltar que los modelos realizados por elementos finitos deben ser validados por trabajos experimentales ya sea clínicos o *in vitro* (24).

Estabilidad de los mini-implantes

A la fecha, algunos informes clínicos sugieren que los mini implantes de anclaje temporal son estables con fuerzas aplicadas que van desde 50 g (0,5 N) hasta 450 g (4,5 N) (25), sin información concreta disponible sobre las fuerzas máximas que se pueden aplicar a ellos (26). Bajo estos rangos de fuerza se encontró en una revisión sistemática realizada en 2010 por Wilmes B. y cols., que los mini implantes utilizados en ortodoncia tienen una tasa promedio de éxito del 83% (27), lo que ha llevado a la modificación de las características del mini-implante para disminuir el riesgo de fracaso, tales como, aumento en longitud y diámetro, variación en el torque de colocación y protocolos de inserción diversos. Lo anterior con objetivo de mejorar tanto la estabilidad primaria como secundaria, tomando en cuenta que factores como la calidad y cantidad de hueso cortical son, en muchas ocasiones, situaciones que merman la asertividad en la colocación del mini implante. Es por esto, que las técnicas de colocación pueden resultar incluso más importantes para la estabilidad primaria que las características físicas del tornillo o las características de sitio de colocación (28).

En búsqueda de mejorar los protocolos de inserción, varios autores han sugerido la colocación de mini implantes ortodóncicos en un ángulo a la superficie del hueso cortical, no sólo para ayudar al tornillo a evitar las raíces de los dientes adyacentes, sino también para proporcionar un mayor contacto de las superficies del hueso cortical y el mini-implante aumentando el torque a la inserción, lo que posiblemente ejerce un efecto positivo sobre la estabilidad de los mini implantes (29,30).

En estudios clínicos y experimentales recientes se ha demostrado que incluso los implantes cargados inmediatamente pueden volverse parcialmente osteointegrados con diferentes grados de contacto hueso-implante, cuando se alcanza suficiente estabilidad primaria.

Tiempo de aplicación de la fuerza / carga

Existen varias investigaciones sobre el efecto de la carga inmediata sobre implantes en ortodoncia, con diferentes resultados. Algunos autores como Becker et al, 1994; Schnitman et al, 1997; Trisi y Rebaudi, 2005, postularon que la carga inmediata

podría desestabilizar los implantes y aumentar el número de fracasos (Referencias), mientras que, otros autores (Machdub et al. 1999; Buchter et al. 2005; Berens y col, 2006) mostraron que se puede aplicar una carga inmediata sin perder estabilidad (31). Por otra parte, la aplicación de fuerza parece tener un efecto positivo sobre el hueso y la densidad celular en las áreas cercanas a los implantes en comparación con los implantes sin fuerza aplicada (Melsen y Lang, 2001), lo que podría sugerir que la carga inmediata puede tener un efecto protector (Figura 6) (32).

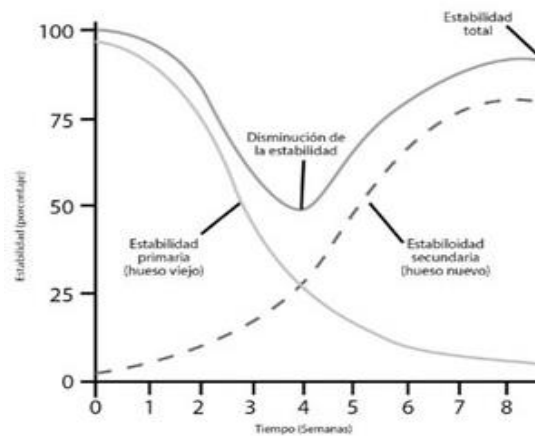


Figura 6. Estabilidad del mini implante en el tiempo (Adaptado de: S. Raghavendra, M. Wood, T.D. Taylor, 2005).

La carga inmediata de los mini-implantes pueden ayudar a activar la remodelación ósea y aumentar el contenido de minerales en la región (9,13). La mayoría de mini-implantes pueden soportar una carga inmediata de 100 a 200 g suficiente para movimientos de ortodoncia (14).

Ángulo de inserción del mini-implante

El ángulo de inserción del mini-implante influye en la dirección de la fuerza en Ortodoncia. Generalmente los mini-implantes son colocados entre las raíces de los dientes o en las zonas retromolares por lo que los riesgos de lesiones en las raíces deben ser consideradas (33).

Deguchi, Wilmes, Monnerat refieren que los mini-implantes que se inclinan en relación con la superficie del hueso, proporcionan un mayor contacto con el hueso cortical, aumento de la retención mecánica y la estabilidad del mini-implante (24). Según Petrey et al. (2010) un ángulo de inserción de 90° es más eficaz. La angulación puede reducir el riesgo de daño de la raíz (Figura 7) (25).

Existen diferentes ideologías respecto a la relación entre la estabilidad primaria y el ángulo de inserción del mini-implante. Algunos estudios demuestran que un ángulo oblicuo de inserción da una mayor estabilidad primaria debido a que existe una mayor superficie de contacto entre el mini-implante y el hueso cortical (Figura 8) (34).

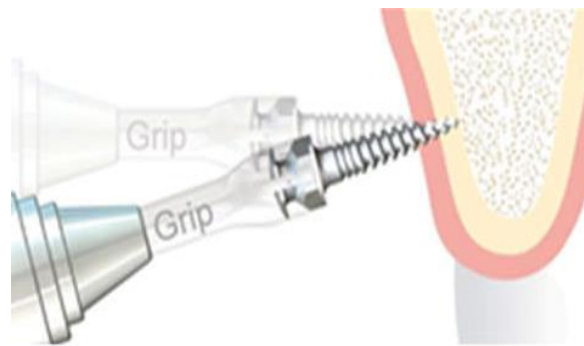


Figura 7. Ángulo de inserción de mini implante.
Imagen tomada de Marassi et al. 2012

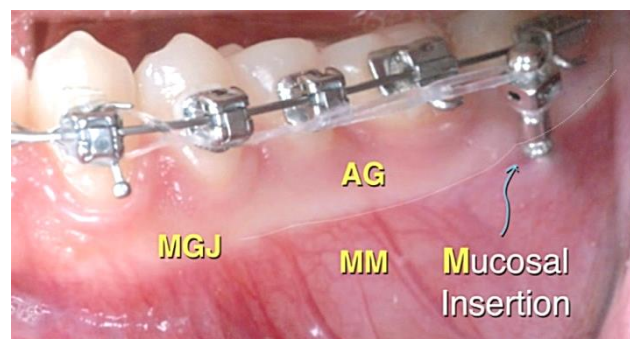


Figura 8. Mini-implante colocado en el shelf mandibular.
Imagen tomada de Chang et al. 2015

ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

Es prácticamente imposible medir *in vivo* con precisión la tensión que se genera alrededor de un mini-implante al aplicar una fuerza. El análisis mediante elementos finitos permite una aproximación a la biomecánica más manipulable en comparación al estudio experimental. Esta técnica de simulación por ordenador permite la predicción, a través de modelos numéricos, del comportamiento de una estructura que soporta una carga. La fiabilidad del análisis mediante elementos finitos depende del modelo malla que se realice para el estudio.

Mini-implante en Shelf Mandibular

El anclaje esquelético es un concepto clínico y experimental bastante amplio (35) (13). Kanomi (8) introdujo los mini-implantes quirúrgicos para el anclaje en ortodoncia, y pronto siguieron dispositivos más especializados (36). Actualmente existe una amplia gama de mini-implantes que varían de diámetro y de longitud (26). Los mini-implantes interradiculares son los más usados en los tratamientos ortodóncicos, pero su colocación se vuelve más problemática a medida que se colocan hacia el área posterior de la mandíbula (16), (36). Los mini-implantes en el shelf mandibular, se proponen como una opción confiable para el anclaje de manera extra alveolar para la distalización de los órganos dentarios inferiores, ya sea parcial o en su totalidad, con la finalidad de corregir el apiñamiento severo, protrusión y/o maloclusión esquelética clase III, sin extracciones ni cirugía ortognática (36), (13).

La tasa de éxito para los mini-implantes interradiculares van del 57% al 95%, con un promedio de aproximadamente 84% (26, 28). La falla es común en la mandíbula posterior, generalmente en las primeras semanas, por lo que la estabilidad primaria es el factor crítico para el éxito clínico (36). Algunos intentos por mejorar la eficacia en la estabilidad primaria en la colocación posterior de la mandíbula incluyen orificios piloto de menor diámetro, sitios de colocación con mayor espesor y densidad ósea cortical, (37) y un protocolo de autoperforación (26,36). La calidad y

densidad ósea es de suma importancia puesto que la retención del dispositivo de anclaje temporal (TAD) debe de ser mecánico en lugar de la osteointegración (38,39). Los estudios de diseño de mini-implantes muestran una tasa de éxito >70% para los TAD interradiculares con diámetros >1.2 mm, además múltiples estudios muestran que el éxito está directamente relacionado con la longitud del mini-implante (40,41).

Sin embargo, al aumentar la longitud del dispositivo, aumenta la probabilidad de daño a la raíz (41) y una revisión reciente sugiere que el hueso cortical puede ser el factor de estabilidad más importante para el mini-implante (36). Park et al. Sugiere que la técnica de colocación se centra en evitar el daño mínimo a la raíz durante su colocación (36,40) colocando los tornillos en un ángulo obtuso con respecto a la superficie del hueso para aumentar el contacto óseo y reducir el riesgo de daño a la raíz (Figura 8 y 9).

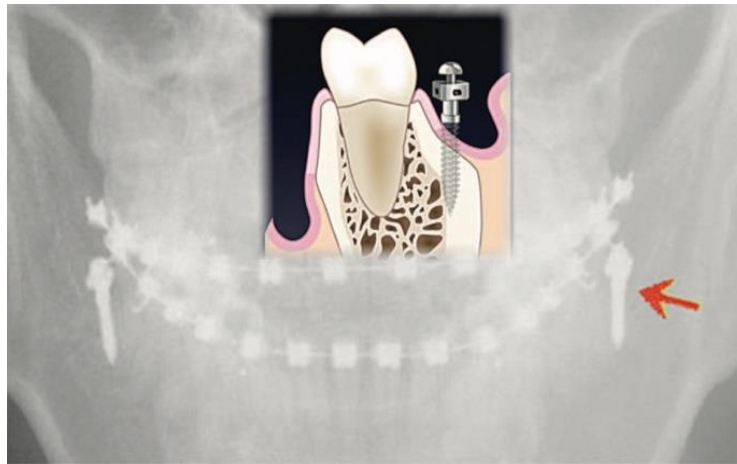


Figura 9. un dibujo sobre una radiografía que muestra la adecuada colocación de un mini-implante respecto a las raíces de los molares.

La colocación de los mini-implantes en un sitio extra alveolar como el MBS, permite el uso de TAD de mayor diámetro y longitud que pueden colocarse paralelamente a la inclinación axial de los molares y no interferir con las raíces de los dientes (Figura 10) (13).

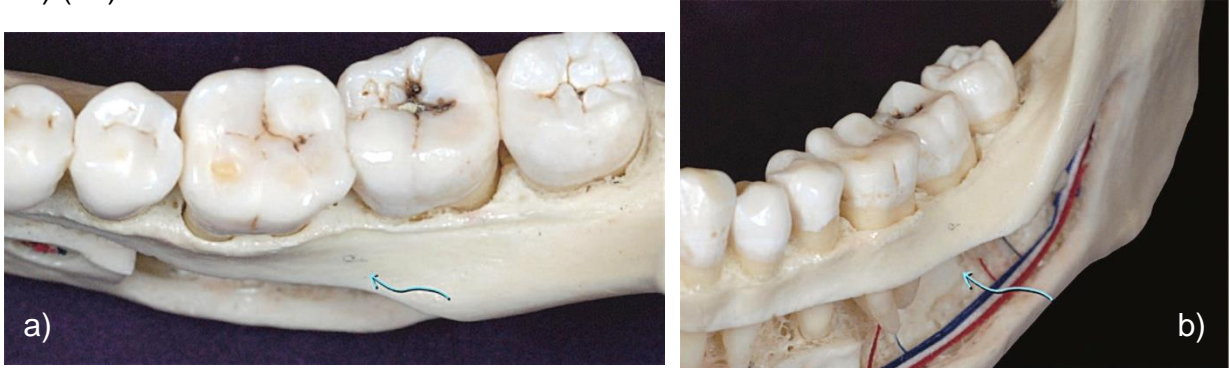


Figura 10. Anatomía del shelf mandibular. a) vista oclusal, b) vista sagital

Análisis de mini-implantes con elementos finitos

En la literatura se ha reportado que el estrés y tensión que pueda sufrir un mini-implante, el hueso circundante varía dependiendo del ángulo de colocación del mini-implante, cantidad de fuerza aplicada y dirección de la fuerza.

Shivani Singh et al. Propusieron analizar la distribución del estrés y los patrones de desplazamiento que se desarrollan en un mini-implante y sus estructuras óseas circundantes para dos materiales de aleación diferente (acero y titanio) bajo carga horizontal y torsional. En su estudio realizan un análisis de elementos finitos para determinar la tensión y el desplazamiento de los diversos componentes en un momento dado después de la colocación del DAT aplicando una carga en diferentes direcciones. Sus resultados muestran que la distribución del estrés no fue significativamente diferente entre los dos tipos de material de los mini-implantes. Se encontraron mayores valores de estrés en los cuellos de los implantes y el hueso cortical circundante. Se observó la flexión del mini-implante de titanio en la región del cuello bajo tracción horizontal (41).

Giraldo VE et al. Determinaron el comportamiento biomecánico entre dos tipos de mini-implante de acuerdo al diseño, ángulo de inserción y carga por medio de elementos finitos. Su estudio descriptivo empleo dos tipos de mini-implante; el primero de casa comercial y el segundo un mini-implante diseñado por ellos, se simuló un fragmento de hueso mandibular entre el segundo premolar y primer molar con cortical vestibular de 2 mm. Se insertaron con tres angulaciones: perpendicular, 30° hacia arriba, 30° hacia abajo y se aplicaron cargas de 50, 100, 150 y 200 g simulando movimiento antero- posterior. Los resultados obtenidos muestran, que en los dos mini-implantes se observan filetes expuestos. En los mini-implantes estudiados el punto de máximo esfuerzo está ubicado en hueso en la zona de compresión orientada hacia el lado de aplicación de carga en la cabeza de los mismos. Entre los mini-implantes analizados se observan menores esfuerzos en el ángulo de inserción 30° hacia abajo. El DAT de la casa comercial presenta zonas extensas de mayores esfuerzos comparándolo con el DAT diseñado por los investigadores donde es evidente que la representación del máximo esfuerzo es puntual (10).

Jasmine MIF et al. Determinan en su estudio que el ángulo correcto de inserción del mini-implante es importante para el anclaje cortical, la seguridad del paciente y el control biomecánico. Sin embargo, se desconoce el impacto real de diferentes angulaciones de inserción sobre la estabilidad. En el estudio realizan un análisis tridimensional de elementos finitos, se generaron modelos de elementos finitos de un maxilar y una mandíbula con calidad ósea de los tipos D3 y D2, y de mini-implantes con un diámetro de 1,3 mm y longitudes de 8 y 7 mm. Los mini-implantes se insertaron a 30 °, 45 °, 60 ° y 90 ° con respecto a la superficie del hueso. Se aplicó una fuerza de ortodoncia horizontal simulada de 200 g al centro de la cabeza del mini-implante, y se analizó la distribución de la tensión y su magnitud con un programa de análisis de elementos finitos tridimensionales. Los resultados mostraron que el máximo de tensión se acentúa en el mini-implante y el hueso cortical disminuye a medida que aumenta el ángulo de inserción. El análisis de la distribución del estrés en los huesos corticales y esponjosos mostró que el estrés se absorbió principalmente en el hueso cortical y poco se transmitió al hueso

esponjoso. El máximo estrés de von Mises fue mayor en la calidad del hueso tipo D3 que la calidad del hueso tipo D2. Concluyen que la colocación del mini-implante en una angulación de 90 ° en el hueso reduce la concentración de tensión, lo que aumenta la probabilidad de estabilización del implante. La inserción perpendicular ofrece más estabilidad a la carga de ortodoncia (43).

Suzuki A et al. Observaron en su estudio que los mini-implantes se pueden usar para proporcionar un anclaje absoluto durante el tratamiento de ortodoncia. Buscaron obtener el diseño o la forma óptimos del DAT, para poder reducir su tamaño y disminuir las posibilidades de contacto con la raíz. Además, los mini-implantes se colocan en varios ángulos, y las fuerzas de ortodoncia se aplican en diversas direcciones para los requisitos clínicos. Por ello en su estudio, aplicaron AEF para investigar los cambios en la distribución de la tensión en el hueso de soporte y el mini-implante, cambiando el ángulo, la forma del DAT y la dirección de la fuerza. Para su estudio diseñaron tres tipos de mini-implantes (perno cilíndrico, rosca helicoidal e hilo no helicoidal) y se colocaron en 2 tipos de hueso de soporte (esponjoso y cortical). Los DATs estaban inclinados a 30 °, 40 °, 45 °, 50 °, 60 °, 70 °, 80 ° y 90 ° con respecto a la superficie del hueso de soporte, y se les aplicó una fuerza de 2N en 3 direcciones. En los resultados se observó un esfuerzo máximo significativamente menor en el hueso esponjoso en comparación con el hueso cortical. Al cambiar el ángulo de implantación, los rangos de la distribución de tensión máxima en el hueso de soporte fueron de 9,46 a 14,8 MPa en el tipo de clavija, 17,8 a 75,2 MPa en el tipo de rosca helicoidal. Por otro lado, los rangos de la distribución máxima de esfuerzos en el elemento de titanio fueron de 26.8 a 92.8 MPa en el tipo de pin y 121 a 382 MPa en el tipo de rosca helicoidal. De acuerdo con la longitud de migración de los hilos en el tipo no helicoidal, los esfuerzos máximos fueron de 19.9 a 113 MPa en el hueso y 151 a 313 MPa en el elemento de titanio. Al cambiar el ángulo de rotación en el tipo de rosca helicoidal, las distribuciones de esfuerzos máximos fueron de 25.4 a 125 MPa en el hueso y de 149 a 426 MPa en el elemento de titanio. Además, la tensión máxima variaba en cada ángulo de acuerdo con la dirección de la carga aplicada (44).

Chris Chang et al. Compararon la tasa de falla inicial (≤ 4 meses) de los mini-implantes en el shelf mandibular colocados en la mucosa móvil o en la encía adherida. En el estudio se colocaron un total de 1680 mini-implantes de acero inoxidable (SS) consecutivos 2x12 mm en el shelf mandibular, en 840 pacientes (405 hombres y 435 mujeres, edad media, 16 ± 5 años). Todos los DATs se colocaron lateralmente al proceso alveolar y bucal a las raíces inferiores primera y segunda molares. Las cabezas de los tornillos eran al menos 5 mm superiores al tejido blando. Se usaron cargas de 8oz - 14oz (227 g, 397 g, 231-405 dN “deciNewtons”) para retraer los segmentos mandibulares bucales durante al menos 4 meses. Un total de 121 mini-implantes de 1680 (7.2%) fallaron: 7.31% se registraron en la mucosa móvil, 6.85% en encía adherida (diferencia estadísticamente no significativa). Las fallas fueron unilaterales en 89 pacientes y bilaterales en 16. Las fallas del lado izquierdo (9,29%) fueron significativamente mayores ($p < 0,001$) en comparación con las de la derecha (5,12%). La edad promedio para los pacientes con falla fue de 14 ± 3 años. Concluyen que los mini-implantes en el shelf mandibular tuvieron mucho éxito (aproximadamente 93%), pero no hubo una diferencia significativa entre la colocación en mucosa móvil o encía adherida. Las fallas fueron más comunes en el lado izquierdo del paciente y en pacientes adolescentes más jóvenes. Tener 16 pacientes con fracasos bilaterales sugiere que una pequeña fracción de los pacientes (1,9%) están predispuestos al fracaso con este método (36).

Te-Chun Liu et al., investigaron los roles de la calidad del hueso, las condiciones de carga, los efectos del tornillo y la profundidad implantada en la biomecánica de un sistema de mini-implantes de ortodoncia mediante el uso de análisis de elementos finitos. En un modelo tridimensional de un bloque óseo integrado construyeron un mini-implante para simular diversos espesores de cortical, densidades de hueso esponjoso, magnitudes de fuerza y direcciones, diámetros y longitudes de los DATs y profundidades de inserción de los mini-implantes. Tanto el estrés como el desplazamiento aumentaron con la disminución del grosor de la corteza, mientras que la densidad del hueso esponjoso desempeñó un papel menor en la respuesta mecánica. Los valores de estrés y de desplazamiento eran

linealmente proporcionales a la magnitud de la fuerza y resultando más altos cuando la fuerza era perpendicular al eje largo del mini-implante. Un tornillo más ancho proporciona ventajas mecánicas superiores. La longitud expuesta del mini-implante, fue el factor real que afecta el rendimiento mecánico. El diámetro del tornillo fue el factor dominante para las respuestas mecánicas. Tanto la tensión ósea como el desplazamiento del tornillo disminuyeron al aumentar el diámetro del tornillo y el grosor de la cortical, y al disminuir la longitud expuesta del tornillo, la magnitud de la fuerza y la dirección oblicua de carga (45).

En la **UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA** el **Dr. José Alejandro Guerrero Vargas** hizo un estudio en modelado computacional, de la influencia de factores mecánicos en el éxito de un min-implante dental de ortodoncia, realizando una simulación mediante elementos finitos de un mini-implante colocado en diferentes angulaciones, se observó que los esfuerzos máximos son en la zona de inserción del implante y se pudo ver una concentración de esfuerzos mayores en la zonas cercanas a la zona de inserción y una reducción de los mismos al alejarse de dicha zona, alcanzando valores mínimos (46).

En la **UNIVERSIDAD DE OVIEDO MASTER UNIVERSITARIO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA DENTOFACIAL** la **Dra. Itziar Madariaga Izaguirre** realizó un estudio de **COMPORTAMIENTO DE TRES MICROTORNILLOS MEDIANTE EL ANÁLISIS CON ELEMENTOS FINITOS**, la experimentación fue la colocación de mini-implantes en diferentes grosores corticales para comparar su comportamiento, concluyeron que un menor espesor del hueso cortical trae como consecuencia una disminución en la estabilidad primaria. Otros aspectos que se observaron fueron: no hubo un incremento de la tensión en los mini-implantes, permaneciendo su valor constante para los distintos espesores, aumento del desplazamiento máximo en dirección de la fuerza del mini-implante, incrementándose de forma significativa para los espesores de hueso cortical menores, un ligero incremento de las tensiones máximas sobre el hueso cortical y un aumento más notable sobre el hueso trabecular. Incremento de los desplazamientos direccionales en el hueso cortical y en el hueso trabecular (47).

En la **UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA DIVISIÓN DE INGENIERÍAS BOGOTÁ**, **John Alexander Zambrano Pulido** tuvo como objetivo determinar el efecto de la geometría del mini-implante y la densidad del hueso mandibular en la estabilidad primaria de los dispositivos ortodóncicos de anclaje temporal con resultados donde las variables geométricas (diámetro – longitud roscada – paso de rosca – tipo de perfil roscado) y biológicas (espesor de hueso cortical) actúan directamente en la variación de la distribución de esfuerzos de la interfaz DAT – hueso. Concluyendo que un aumento en 0.5 mm del espesor de hueso cortical, logra disminuir entre 6.39% y 19.19% los valores máximos de esfuerzo en el hueso trabecular, siempre y cuando el DAT sea de paso corto (0.5 mm) (48).

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Durante el tratamiento de ortodoncia el anclaje estable es esencial para lograr los objetivos funcionales y estéticos que requiere el paciente, es por esto que los mini-implantes son dispositivos que se han utilizado ampliamente en los últimos años, proporcionándonos anclaje esquelético predecible con una amplia gama de posibilidades terapéuticas.

Existe evidencia de que el desempeño de los mini-implantes puede ser influenciado por factores como la calidad del hueso, la geometría (forma, tipo de rosca, diámetro y longitud) del implante, las características de su superficie (tratadas o no), la angulación del mini-implante, situación sistémica del paciente (osteoporosis, diabetes, tabaquismos, hábitos parafuncionales) así como la zona y técnica de implantación. Sin embargo, al realizar estudios con estas características en un ambiente clínico (*in vivo*); es virtualmente imposible medir el comportamiento meramente mecánico de los mini-implantes con precisión y las variables pueden verse afectadas por factores biológicos propios de los sujetos de estudio, por lo que, el análisis de elementos finitos (AEF) nos aporta la posibilidad de crear escenarios óptimos para la evaluación de las características mecánicas de los mini-implantes.

El Análisis por Elementos Finitos ha sido ampliamente utilizado en ingeniería desde los años 60, y constituyen una herramienta importante para comprender del comportamiento mecánico de los materiales utilizados en la industria.

La aplicación de los elementos finitos en odontología, para la investigación de los materiales dentales ha permitido estimar la respuesta de un medio continuo ante acciones externas, evitando riesgos a sujetos vivos y generando el desarrollo de modelos anatómicamente exactos aunado a la posibilidad de comparar resultados con la evidencia de estudios *In-vivo*. Este tipo de análisis ha ido desarrollándose poco a poco en el área de la odontología, debido a las siguientes razones: 1) La dificultad asociada a la elaboración de modelos, ya que el diente a ser analizado presenta distintas configuraciones morfológicas, y 2) la dificultad de reproducir las propiedades mecánicas de los tejidos constituyentes del diente:

esmalte, dentina, cemento y pulpa. No obstante, el AEF sí nos permite la evaluación del comportamiento mecánico de los mini-implantes.

Por lo que surge la siguiente pregunta:

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Existirán diferencias en el comportamiento biomecánico de dos mini-implantes con distintas características de aleación y diseño, al simular su colocación en un modelo tridimensional del shelf mandibular, bajo las mismas condiciones de angulación y fuerza de carga, analizándolos mediante elementos finitos?

JUSTIFICACIÓN

En el pasado, los medios para establecer el anclaje durante un tratamiento de ortodoncia, incluían el uso de tantos dientes como fuera posible en la mecánica de anclaje, para impedir el movimiento de otro pequeño número de dientes y depender de la cooperación del paciente para la biomecánica, así como aparatología intraoral o extraoral que podría ser incómoda y antiestética. Sin embargo, existían deficiencias en la utilización de estas opciones, lo que llevó a los clínicos a replantearse alternativas.

De esta manera se desarrollan los implantes osteointegrados, onimplants, mini-placas y mini-implantes, que se utilizan en ortodoncia clínica, proporcionándonos anclaje esquelético estable con una amplia gama de posibilidades terapéuticas, ya que son lo suficientemente pequeños como para colocarse entre las raíces de los dientes en el hueso alveolar. No obstante, esta proximidad con las raíces puede hacer que exista la posibilidad de dañarlas durante la colocación del mini-implante o cuando se desplazan los dientes adyacentes y la oclusión cambia considerablemente durante el tratamiento.

Llevando a desarrollar sistemas de anclaje esquelético alejados del proceso alveolar como los mini-implantes en el shelf mandibular, en el que los mini-implantes se colocan a una distancia segura de las raíces de los molares inferiores, debido a su ubicación y su sólida estructura ósea.

A la fecha, se han realizado algunas investigaciones que revelan las posibles utilidades terapéuticas de estas zonas de colocación para los mini-implantes, que evalúan también, la zona anatómica mediante tomografía y determinar el mejor sitio para su inserción y variantes en su angulación; algunos otros examinan el éxito de este tipo de anclaje durante procedimientos de distalización. Debido al uso cada vez más frecuente del anclaje esquelético en el shelf mandibular, es extremadamente importante llevar a cabo estudios que evalúen; qué características debe presentar el mini-implante para ser colocado en esta zona anatómica; si la fuerza que se utiliza para realizar movimientos en masa altera de forma significativa la estructura ósea; cuál es el comportamiento mecánico del

mini-implante; para así, utilizarlo racionalmente, proporcionando procedimientos de implantación y anclaje más seguros y minimizando posibles fallas.

Por lo que el conocimiento de los efectos mediante el análisis de las variables en elementos finitos como son la carga para movimientos en masa, modificación de la angulación de inserción, diferentes longitudes y materiales de fabricación de los mini-implantes que se usan como anclaje, brindará al ortodoncista la posibilidad de utilizar el mini-implante con mejores características mecánicas presente, de acuerdo a las necesidades del paciente con la confianza de que sus tratamientos serán optimizados, logrando resultados en funcionalidad, estética y tiempo con la mayor eficiencia de los mini-implantes.

HIPÓTESIS

- Científica: Existen diferencias en el comportamiento biomecánico entre el mini-implante de titanio versus el mini-implante de acero inoxidable en el análisis de elementos finitos.
- Nula: No existen diferencias en el comportamiento biomecánico entre el mini-implante de titanio versus el mini-implante de acero inoxidable en el análisis de elementos finitos.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Comparar el comportamiento biomecánico de dos tipos de mini-implante de acuerdo a su aleación, diseño, ángulo de colocación y carga por medio del análisis de elementos finitos.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Identificar los esfuerzos de von Mises de ambos mini implantes, titanio y acero inoxidable con una carga aplicada de 125g.
- Identificar los esfuerzos de von Mises de ambos mini implantes, titanio y acero inoxidable con una carga aplicada de 200g.
- Identificar los esfuerzos de von Mises en ambos mini-implantes con una colocacion de insercion de 90°.
- Identificar los esfuerzos de von Mises en el hueso circundante a la colocación de ambos mini implantes, titanio y acero inoxidable con una carga aplicada de 125g.
- Identificar los esfuerzos de von Mises en el hueso circundante a la colocación de ambos mini implantes, titanio y acero inoxidable con una carga aplicada de 200g.
- Identificar los esfuerzos de von Mises en el hueso circundante a la colocación de ambos mini implantes, titanio y acero inoxidable con una colocacion de inserción de 90°.

MATERIAL Y MÉTODOS

DISEÑO DEL ESTUDIO

- Observacional, Analítico, Transversal y Comparativo.

POBLACIÓN DE ESTUDIO

- T1: 1 mini implante Vector® (Ormco) de 12 mm de largo por 2 mm de diámetro.
- T2: 1 mini implante Bio-Ray® (TD Orthodontics) de 14 mm de largo por 2 mm de diámetro.

UBICACIÓN ESPACIO-TEMPORAL

- Centro Universitario de Vinculación y Transferencia de Tecnología (CUVyTT).
- Del 15 de diciembre del 2017 al 28 de Febrero de 2018.

CRITERIOS DE SELECCIÓN

Inclusión

- 1 mini-implante Vector® (Ormco) de 12 x 2 mm nuevo.
- 1 mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics) de 14 x 2 mm nuevo.

Exclusión

- Cualquier mini-implante que este dañado o no sea nuevo.

Eliminación

- Cualquier mini-implante nuevo que venga dañado, diferente o no este íntegro y cuyo modelo 3D no pueda ser analizado.

DEFINICIÓN DE VARIABLES Y ESCALAS DE MEDICIÓN

| Variable | Definición conceptual | Definición operacional y escala | Categoría | Tipo de estudio estadístico |
|--|--|---|--|--|
| <i>Tensión de von Mises</i> | Magnitud física proporcional a la energía de distorsión. En hueso: cortical y en hueso esponjoso. En mini-implante. | Mega pascales (MPa) Algoritmos en el programa SolidWorks 2016 con complementos de simulación | Dependiente, Cuantitativa, por razón continua | Descriptivo Tstudent para muestras independientes |
| <i>Desplazamiento</i> | | Milímetros (mm) Algoritmos en el programa SolidWorks 2016 con complementos de simulación | Dependiente, Cuantitativa por razón continua | Descriptivo Tstudent para muestras independientes |
| <i>Deformación Unitaria</i> | | ESTRN (ESTRN) Algoritmos en el programa SolidWorks 2016 con complementos de simulación | Dependiente, Cuantitativa por razón continua | Descriptivo Tstudent para muestras independientes |
| <i>Fuerza ortodóncica</i> | Cualquier acción que modifique el estado de reposo o movimiento de un diente. | Gramos Fuerza de 125 g y 200 g. | Independiente, Cuantitativa, por razón continua. | x |
| <i>Dirección de la fuerza ortodóncica</i> | Línea recta que contiene al vector. | Horizontal | Independiente, Nominal, Dicotómica | X |
| <i>Angulación de inserción del mini-implante</i> | Angulación que se aplica al mini implante durante su colocación relacionada con la cortical vestibular alveolar. | Grados Inserción del mini implante a 90°. | Independiente, Cuantitativa, por razón discreta. | x |
| <i>Longitud del mini-implante</i> | Distancia desde la punta activa del mini-implante hasta la base de la cabeza, incluyendo la rosca y el perfil transmucoso. | Milímetros T1: Vector: 12 mm T2: Bio-Ray: 14 mm | Independiente, Nominal, Dicotómica | X |
| <i>Aleación del mini-implante</i> | Combinación de propiedades metálicas, que está compuesta de dos o más elementos metálicos sólidos. | T1: Acero inoxidable T2: Titanio grado V | Independiente, Nominal, Dicotómica | X |
| <i>Zona anatómica</i> | Región del cuerpo en donde se colocara el mini-implante | Shelf mandibular | Independiente, Nominal, Dicotómica | X |

LOGÍSTICA

- **Humanos**
 1. Tesista: Alumno de la Maestría en Estomatología con opción terminal en Ortodoncia; Ángel Javier Castro Sánchez.
 2. Director de tesis: Dr. Miguel Angel Casillas Santana
 3. Director disciplinario: Mtro. Farid Alonso Dipp Velázquez
 4. Asesor Metodológico: Dr. Marco Antonio Cruz Gómez
 5. Asesor Metodológico: Dr. Rosendo Carrasco Gutierrez
 6. Tutor académico: Mtro. Erick Reyes Cervantes.
 7. Tutor académico: Ing. Jorge Sergio Galindo Monterrosas.

- **Materiales:**
 1. Mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics) de 14 mm de largo por 2 mm de diámetro.
 2. Mini-implante Vector® (Ormco) de 12 mm de largo por 2 mm de diámetro.
 3. Computadora.
 4. Software SolidWorks 2016 con complementos de simulación.
 5. Software BlueSkyPlan 4.
 6. Software Mesh Mixer.
 7. Cámara fotográfica

- **Financieros:**

Se gestionó el uso del laboratorio en el CUVyTT, de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, para la simulación en 3D y análisis de resultados y recursos propios del tesista-investigador.

DESCRIPCIÓN DE LOS MATERIALES

| Material | Descripción | Presentación |
|--|---|-------------------------|
| Mini-implante Vector® (Ormco) 12mm x 2mm | Autorroscantes y autoperforantes para minimizar la necesidad de punziones en el tejido o uso de fresas piloto. Diseño de rosca dentada asimétrica para lograr una mejor resistencia a la extracción. Cabeza tipo doble-delta patentada para mayor comodidad y flexibilidad del tratamiento. Topes de supresión de tejido para evitar el crecimiento excesivo de tejido Titanio 6-4 para generar una máxima resistencia y biocompatibilidad | Capsula de esterilizado |
| Mini-implante Bio-ray® (TD Orthodontics) 14mm x 2mm | Autorroscantes y autoperforantes para minimizar la necesidad de punziones en el tejido o uso de fresas piloto. Diseño de rosca dentada asimétrica. Cabeza tipo egg-shaped para comodidad y evitar daños a tejidos blandos. Topes de supresión de tejido para evitar el crecimiento excesivo de tejido Acero inoxidable para generar una máxima resistencia y resistencia las fuerzas sin perder su forma o deformarse. | Bolsa autoclavable |
| Cone-Beam 8x8x8 | Escaneo de los maxilares mediante una tomografía computarizada en formato DICOM de un paciente para tener la superficie anatómica en la simulación | CD |
| Software SolidWorks 2016 con complementos de simulación | Es un software CAD (diseño asistido por computadora) para modelado mecánico en 2D y 3D, desarrollado en la actualidad por SolidWorks Corp., una filial de Dassault Systèmes, S.A. (Suresnes, Francia), para el sistema operativo Microsoft Windows. El programa permite modelar piezas y conjuntos y extraer de ellos tanto planos técnicos como otro tipo de información necesaria para la producción. Es un programa que funciona con base en las nuevas técnicas de modelado con sistemas CAD. El proceso consiste en traspasar la idea mental del diseñador al sistema CAD, "construyendo virtualmente" la pieza o conjunto. Posteriormente todas las extracciones (planos y ficheros de intercambio) se realizan de manera bastante automatizada. | Software |
| Software BlueSkyPlan 4 | Blue Sky Plan® es un software para ver y reformatear imágenes creadas por tomografía computarizada y se puede utilizar para la planificación de tratamientos de implantes virtuales y la fabricación de guías quirúrgicas. | Software |
| Software Mesh Mixer | Meshmixer es un programa gratuito de CAD (diseño asistido por computadora) basado para crear, diseñar o modificar esculturas 3D por Autodesk. | Software |

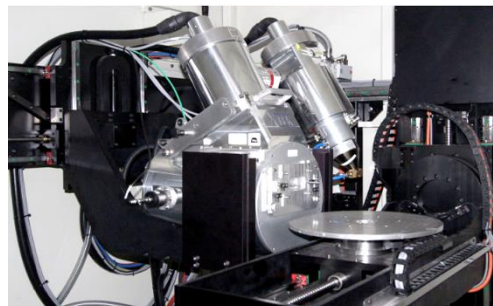


Figura 11. Materiales utilizados en el estudio.

PROCEDIMIENTO

Primero se obtuvieron dos mini-implantes nuevos autoperforantes y de superficie no tratada, los cuales serán utilizados sin previo uso (Figura 12).

T1: Mini-implante Vector® (Ormco) de 12 x 2 mm.

T2: Mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics) de 12 x 2 mm.

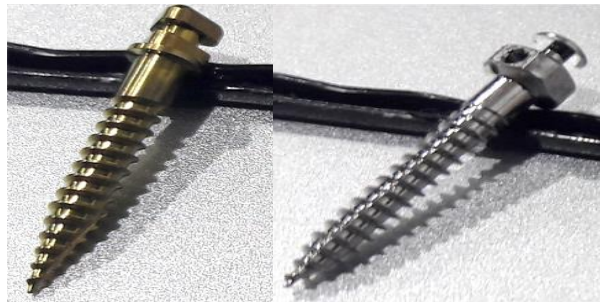


Figura 12. Mini-implantes Vector y Bio Ray respectivamente de derecha a izquierda.

Sus diferencias radican en la aleación (T1: titanio grado V, T2: acero inoxidable), longitud, diámetro y diseño. (Tabla I)

| Tabla I | | | |
|---|-----------------|-----------------|---------------------|
| Diferencias en el diseño entre T1-T2 | | | |
| | Longitud | Diámetro | Aleación |
| T1 | 12 mm | 2 mm | Titanio grado V |
| T2 | 14 mm | 2 mm | Acero Inoxidable |

Se procedió a convertir las imágenes obtenidas tanto de los mini-implantes como la tomografía de la paciente a formato STL con el software Blue SkyPlan 4 (Figura 13), para después usar el software MeshMixer y limpiar las imágenes 3D en formato STL; la conversión a formato STL fue necesaria para ingresar las imágenes 3D en la simulación y análisis de elementos finitos (Figura 14).

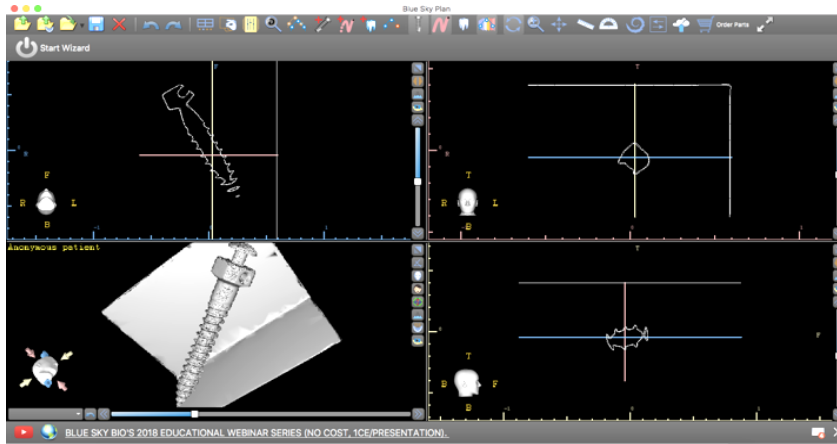


Figura 13. Software BlueSkyPlan 4.

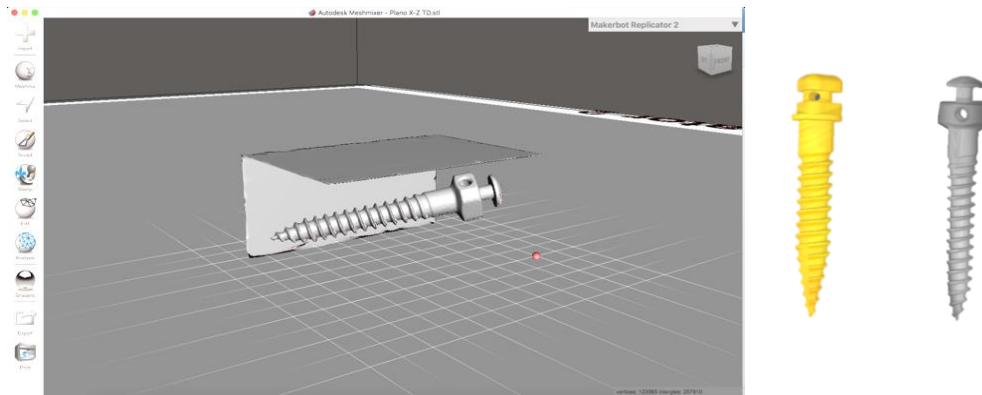


Figura 14. Software Meshmixer y las imágenes limpias en 3D.

El hueso y los mini-implantes se modelaron homogéneamente, isotrópicos y linealmente elásticos, así mismo se ingresaron las características físicas como el módulo de Young y el coeficiente de Poisson para que, de esta manera fueran escaneados y procesados con el Software para análisis de elementos finitos Solid Works 2016 con complemento de simulación (Tabla II).

Tabla 2. Propiedades de los materiales usadas para la investigación basado en el artículo de Shivani.

| Tabla II. Propiedades de los materiales usados para la investigación (42). | | |
|---|------------------------|--------------------------------|
| | Modulo de Young | Coefficiente de Poisson |
| Aleación de titanio | 110 MPa | 0.33 |
| Aleación de acero | 205 MPa | .029 |
| Hueso cortical | 118 MPa | .03 |
| Hueso Trabecular | 13.7 MPa | .03 |

La simulación de colocación de los mini-implantes se realizó entre el primer y segundo molar a una distancia de 5 mm de el surco gingival (Figura 15 y 16). Con grosor de hueso cortical de 2.5mm, ambos mini-implantes fueron colocados en la misma zona del shelf mandibular con una profundidad de 8 mm de inserción y con el mismo ángulo de inserción para disminuir cualquier diferencia que pudiera variar el resultado de la simulación (Figura 17). Las propiedades tanto de los mini-implantes como del hueso fueron obtenidas de datos publicados en la literatura (42).

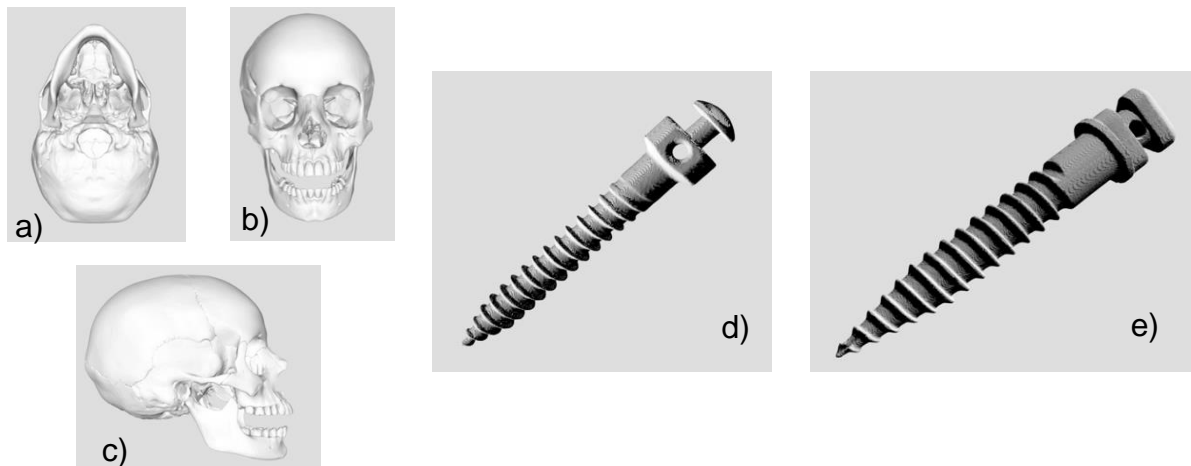


Figura 15. Tomografías convertidas a STL para usar el shelf mandibular y los DATs en el análisis de elementos finitos. Imágenes (a, b, c) son capturas de pantalla del modelo tridimensional tomado para la estructura ósea. Imagen d) DAT de acero inoxidable en modelo 3D y DAT de titanio modelo 3D en la imagen e).

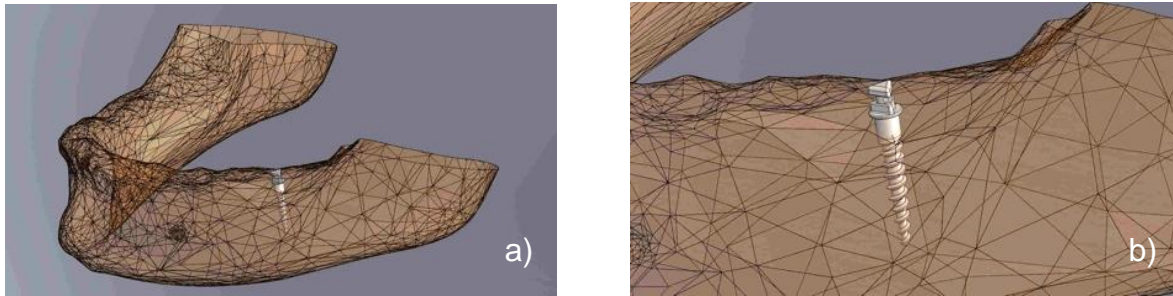


Figura 16. Colocación del mini-implante en el shelf mandibular. a) imagen del mallado, b) área de inserción del DAT.

Propiedades de material


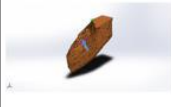
| Referencia de modelo | Propiedades | Componentes |
|--|---|--|
|  | <p>Nombre: HUESO</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Desconocido</p> <p>Límite elástico: $2e+007 \text{ N/m}^2$</p> <p>Módulo elástico: $1.58e+010 \text{ N/m}^2$</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.3</p> <p>Densidad: 159.99 kg/m^3</p> <p>Módulo cortante: $3e+008 \text{ N/m}^2$</p> | Sólido 1(Cortar-Extruir7)(MODIFICACION CALACA 4-1) |
| Datos de curva: N/A | | |
|  | <p>Nombre: Titanio</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: $1.7e+008 \text{ N/m}^2$</p> <p>Límite de tracción: $4.85e+008 \text{ N/m}^2$</p> <p>Módulo elástico: $2e+011 \text{ N/m}^2$</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.265</p> <p>Densidad: 8027 kg/m^3</p> <p>Módulo cortante: $8.2e+010 \text{ N/m}^2$</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: $1.65e-005 \text{ /Kelvin}$</p> | Sólido 1(Chaflán3)(TORNILLO DE ACERO 6-1) |
| Datos de curva: N/A | | |



Figura 17. Caracterización de las propiedades de los materiales para la simulación. a) cuadro de las propiedades de los materiales en el AEF, b) imagen durante una de las simulaciones del AEF.

Se definió la siguiente angulación para los mini-implantes:

- Colocación de los mini-implantes en un ángulo de 90° respecto al plano oclusal.

En la simulación se aplicaron cargas de 125 g y 200 g en una dirección anteroposterior, simulando así la tracción del segmento anterior inferior; Se utilizaron estas fuerzas ya que engloban el rango de fuerzas que se usan para estos movimientos.

En total se realizaron 4 simulaciones de dos mini-implantes con dos aplicaciones de fuerzas diferentes (Figura 19).

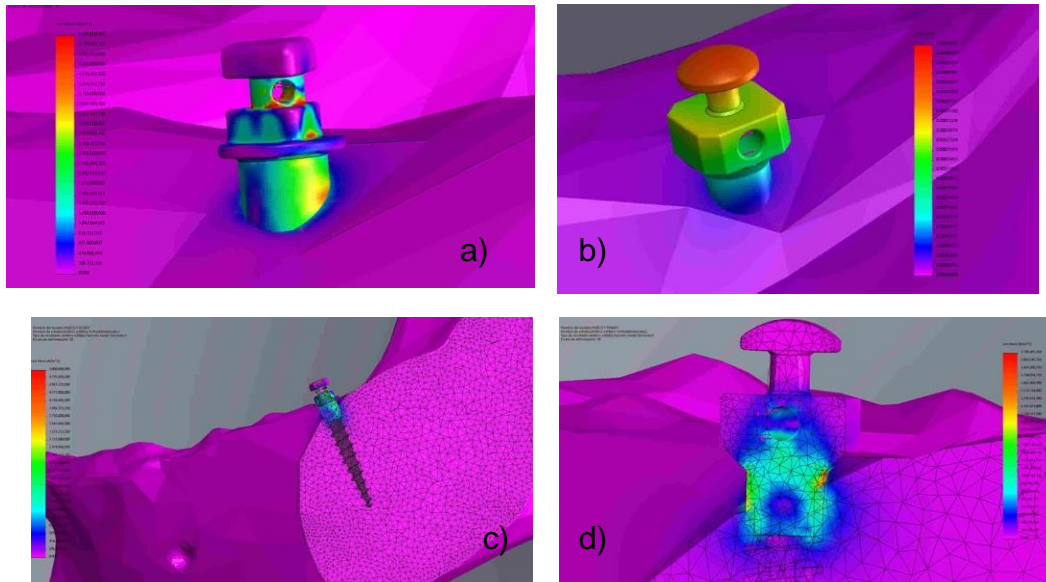


Figura 19. Calibración y simulación de los mini-implantes a medir con sus diferentes fuerzas.
 a, b) Simulación de acero y tianio a 125 g.
 c, d) Simulación de acero y titanio a 200 g.

Posteriormente se analizaron los esfuerzos von Mises expresados en Mega pascuales (MPa). Los niveles de esfuerzo mínimo y máximo fueron delimitados en una gráfica conectada con franjas de distintos colores donde el esfuerzo máximo es representado por el color Rojo y esfuerzo mínimo por el color Azul Rey.

Los datos fueron procesados 5 veces en el software de elemento finito para verificar que los resultados fueran reproducibles, adicionalmente se medirá el área de la superficie de contacto entre el mini-implante y el hueso para T1 y T2.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos fueron almacenados y analizados con los paquetes estadísticos Stat Graphics y SPSS v22, se obtendrán las medidas de tendencia central y estadística descriptiva. Se utilizaron la prueba t de student para muestras independientes para evaluar el esfuerzo tanto en el mini-implante como en el hueso cortical y esponjoso. Se evaluaron por homogeneidad de varianza según ANOVA, también se efectuó la prueba de homogeneidad de las varianzas con el test Tukey con nivel de significancia de $p \leq 0.05$ y pruebas de rangos múltiples.

RESULTADOS

En este análisis, los materiales de las aleaciones (titanio y acero inoxidable) de los mini-implantes se consideraron dúctiles. La medida von Mises, se utilizó como criterio para estudiar el esfuerzo y distribución del estrés en los mini-implantes y las estructuras óseas circundantes. En el diagrama de bandas de colores que muestra la distribución de tensiones, los valores están en newtons (N) por milímetro cuadrado o megapascales (MPa) (Figura 20 y 20-a).

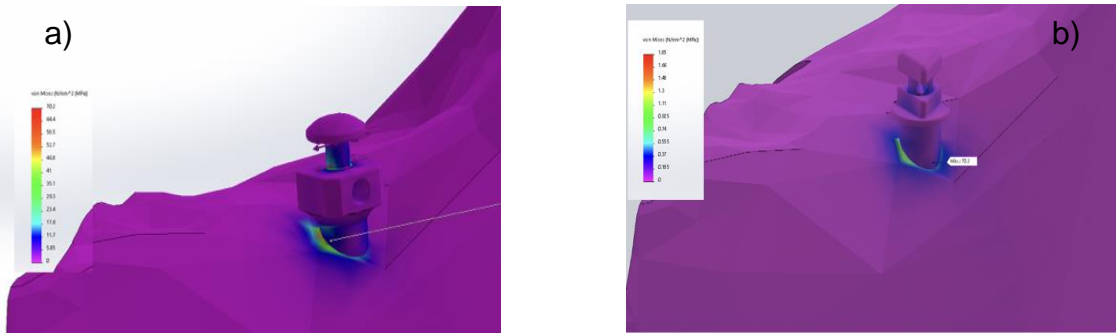


Figura 20. Análisis del mini-implante de a) acero inoxidable y b) titanio con una fuerza de 125g.

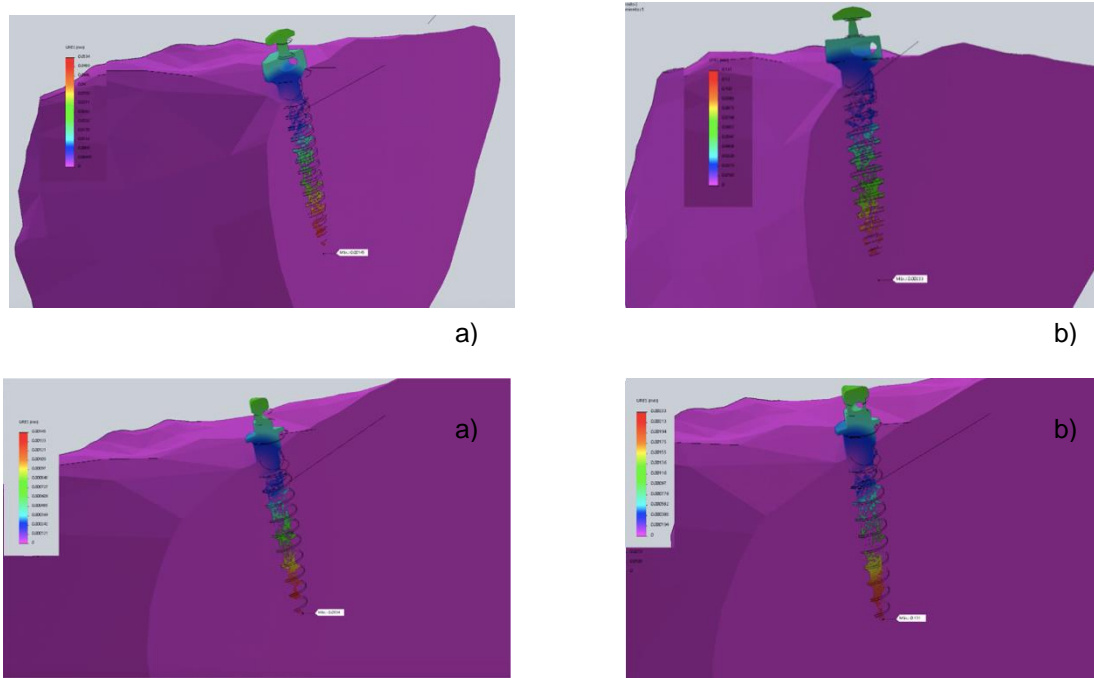


Figura 21. Análisis del desplazamiento de los mini-implantes a) 125 g y b) 200 g fuerza.

Las tensiones y desplazamientos de los mini-implantes, huesos corticales y trabecular se estudiaron por separado y de manera colectiva, las mayores zonas de tensión registradas en la simulación fueron en el mini-implante y en el hueso cortical, los datos arrojados en el hueso trabecular fueron mínimos, el resultado del análisis fue la deformación unitaria y su unidad de medida es ESTRN. Los resultados se procesaron de acuerdo con las áreas que en la simulación mostraron patrones con mayor cambio de color y distinguible a la mayoría de las demás zonas en cuanto a estrés, desplazamiento y deformación se refiere (Tabla III).

| Tabla III. Tabla comparativa de resultados máximos en el AEF para mini-implantes y hueso cortical | | | | | | | |
|--|-----------|----------------------|----------------------------|----------------------------|-----------------------|----------------------------|----------------------------|
| | | Mini-implante | | | Hueso Cortical | | |
| | | Tensión (MPa) | Desplazamiento (mm) | Deformación (estrn) | Tensión (MPa) | Desplazamiento (mm) | Deformación (estrn) |
| 125g | T1 | 1.847 | .001454 | .0000703 | 1.48 | .00109 | .000645 |
| | T2 | 70.203 | .005339 | .0011094 | 35.1 | .04 | .00102 |
| 200g | T1 | 2.956 | .002327 | .0001125 | 2 | .00175 | .000103 |
| | T2 | 114.295 | .131312 | .0018961 | 66.7 | .0985 | .000174 |

Estado de tensiones en el hueso cortical.

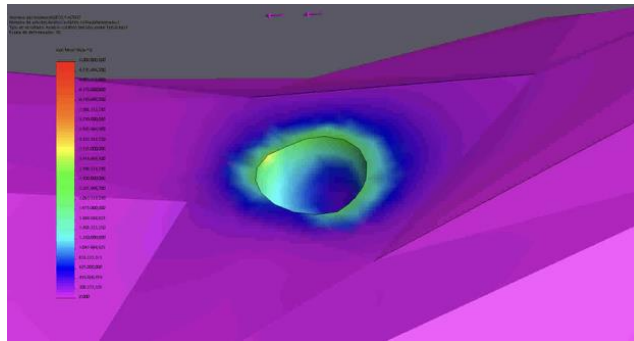


Figura 21. Imagen de las tensiones en el hueso cortical con el mini-implante de titanio.

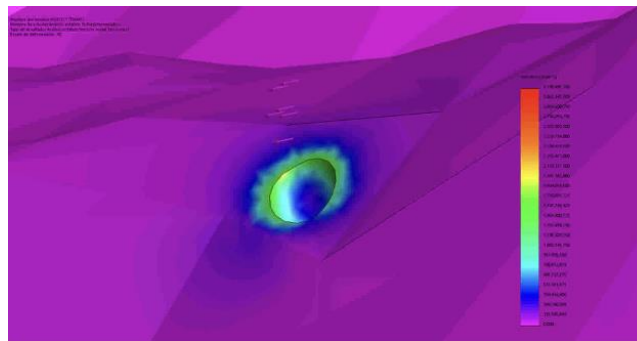


Figura 22. Imagen de las tensiones en el hueso cortical con el mini-implante de acero inoxidable.

En los modelos de simulación se observó que la tensión máxima de los mini-implantes aumenta en medida conforme a la cercanía del punto de aplicación de la fuerza.

También observó que a medida que se aleja el punto de aplicación de la fuerza, el desplazamiento y la deformación máximas se hacen mayores.

A continuación, se muestran algunas de las imágenes más significativas del análisis mediante elementos finitos, tanto de las tensiones y de los desplazamientos, en el mini-implante y en el hueso cortical (Figura 23).

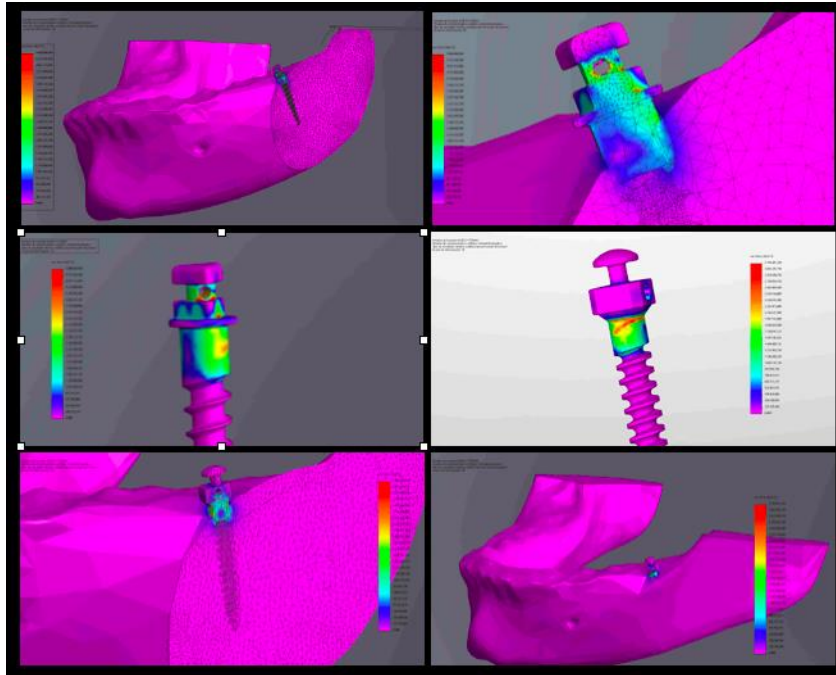


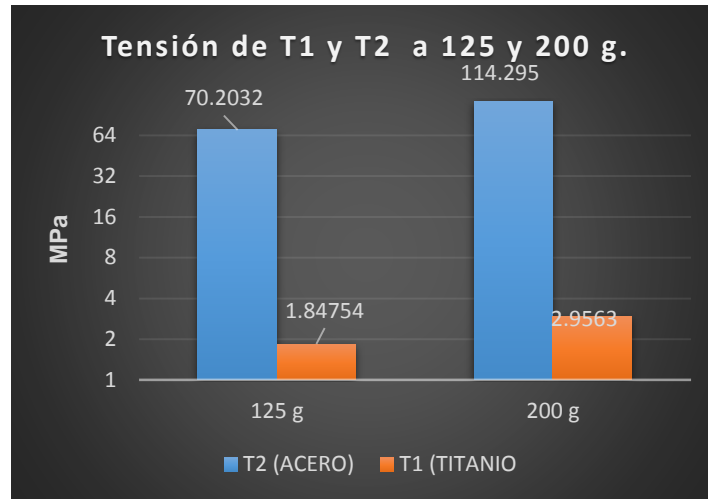
Figura 23. Capturas de pantalla de la simulación de elementos finitos.

Las áreas de máxima concentración de estrés se ubicaron en el cuello del mini-implante, en el hueso cortical fue en la superficie del punto de contacto entre hueso y mini-implante. Los mini-implantes de acero inoxidable tuvieron un mayor estrés (70.20 y 114.29 MPa a 125 y 200 g respectivamente) en comparación con los mini-implantes de titanio (1.84 y 2.95 MPa a 125 y 200 g respectivamente).

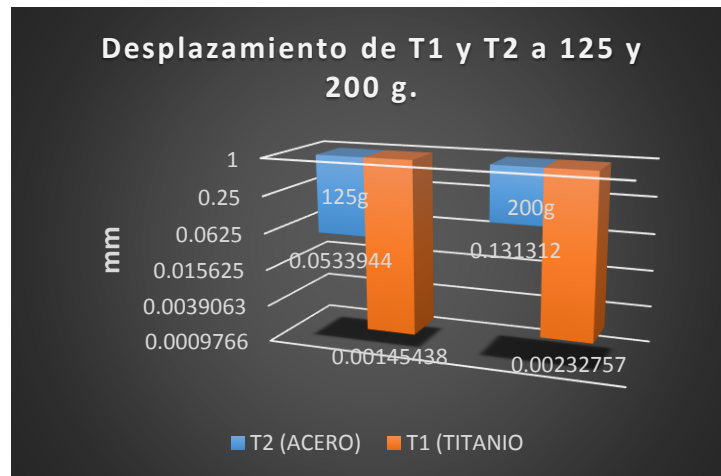
Un dato importante observado durante la simulación fue que el mini-implante T1 tiene una flexión ligeramente mayor a nivel del cuello en comparación con el mini-implante T2 en el momento de la aplicación de carga con dirección anteroposterior. Otro hallazgo a considerar es el desplazamiento de la parte inferior del mini-implante en una dirección opuesta a la de la aplicación de la fuerza.

El estrés parecía estar distribuido alrededor de la cabeza y el cuello del implante de los mini-implantes y en el hueso cortical más superficial que está en contacto con el DAT.

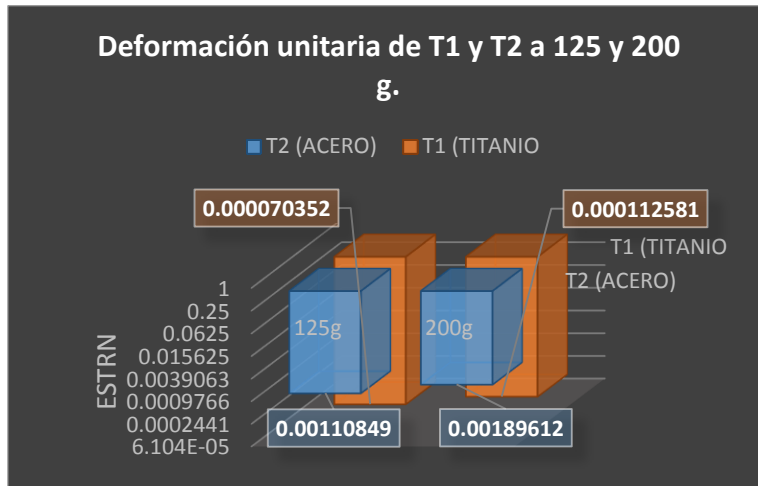
Las áreas de máximo estrés se concentraron en el punto de aplicación de la fuerza, y estas disminuyeron gradualmente mientras se aleja del punto de aplicación de fuerza.



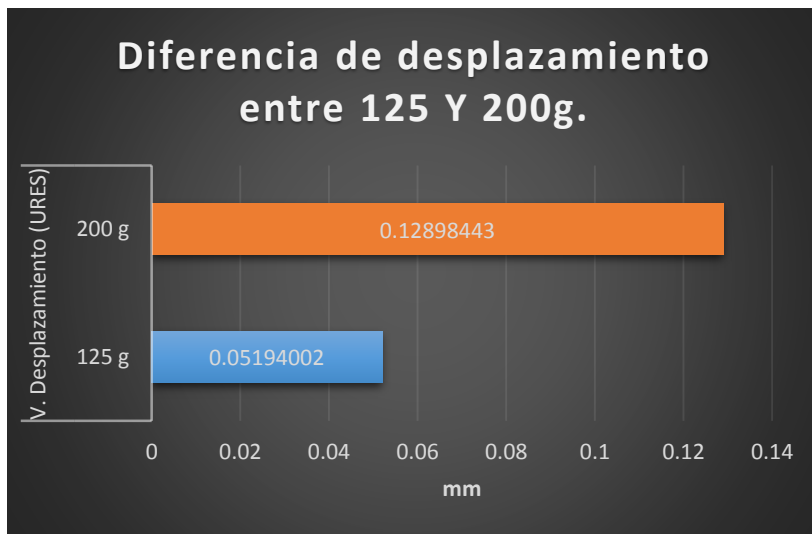
Gráfica I. Comparación de resultados máximos de esfuerzo de T1 y T2 durante la simulación aplicando fuerzas de 125 y 200 g en sentido anteroposterior. **p<0.05**



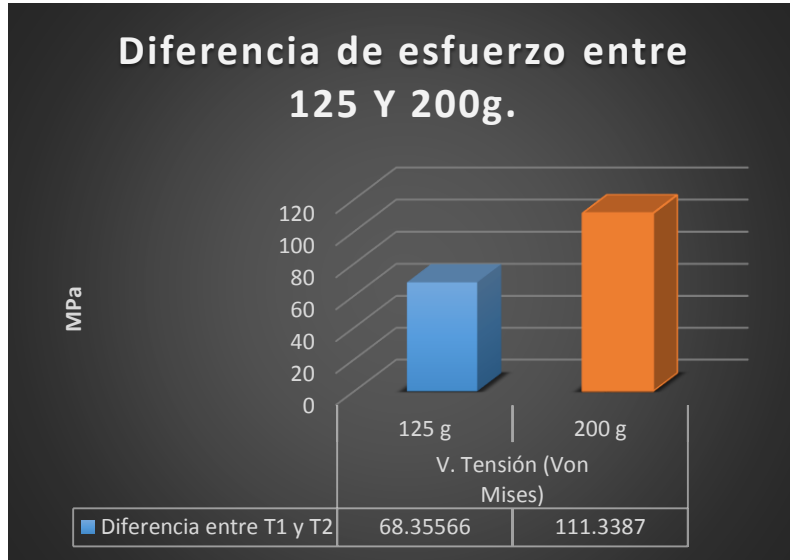
Gráfica II. Comparación de resultados máximos del desplazamiento de T1 y T2 durante la simulación aplicando fuerzas de 125 y 200g en sentido anteroposterior. **p<0.05.**



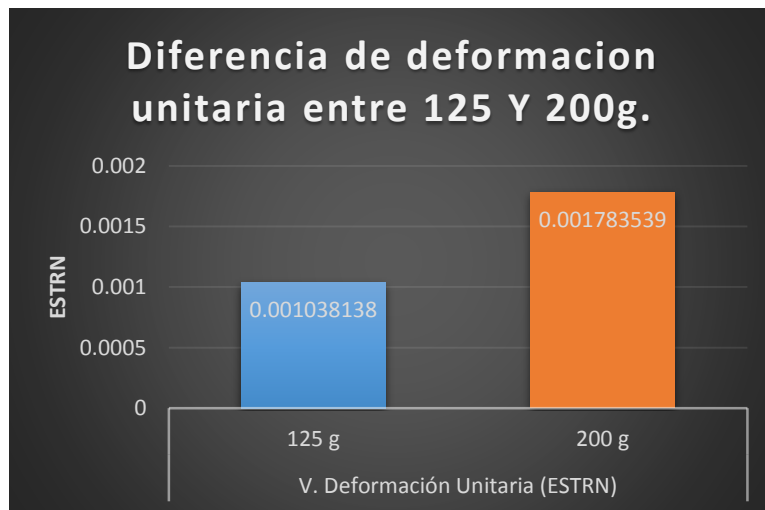
Gráfica III. Comparación de resultados máximos de la deformación unitaria de T1 y T2 durante la simulación aplicando fuerzas de 125 y 200g en sentido. $p < 0.05$.



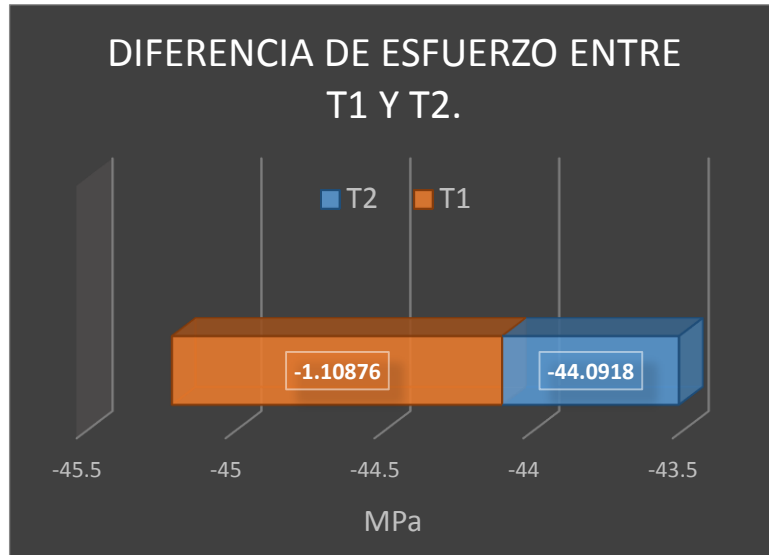
Gráfica IV. Comparación entre la diferencia de tensión total generado a 125 y 200g de los mini-implantes de titano (T1) y de acero inoxidable (T2).



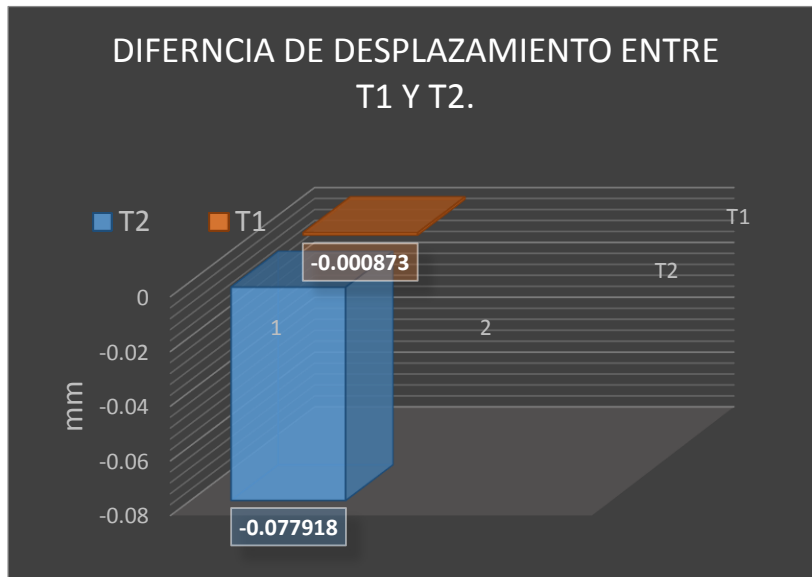
Gráfica V. Comparación entre la diferencia del desplazamiento total generado a 125 y 200g de los mini-implantes de titanio (T1) y de acero inoxidable (T2).



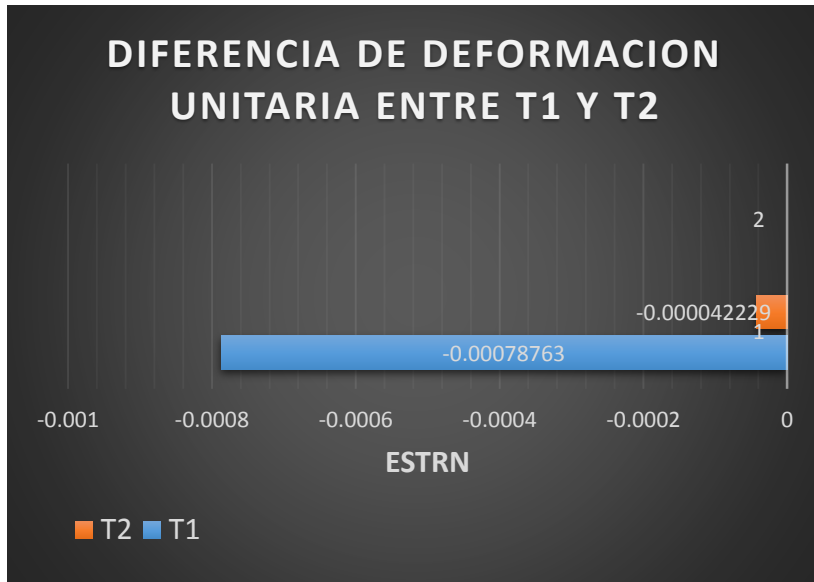
Gráfica VI. Comparación entre la diferencia de la deformación unitaria total generada de las fuerzas de 125 y 200g de los mini-implantes de titanio (T1) y de acero inoxidable (T2) durante la simulación.



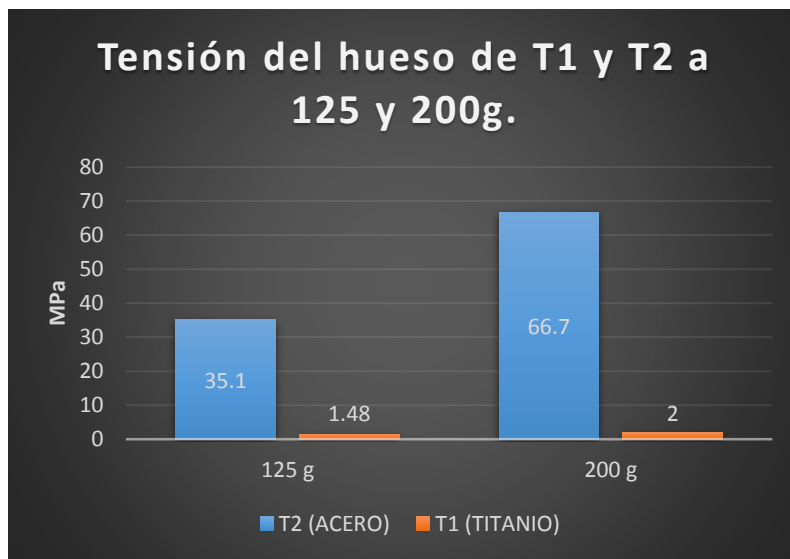
Gráfica VII. Comparación entre la diferencia de tensión del total de T1 y T2 con ambas fuerzas durante la simulación.



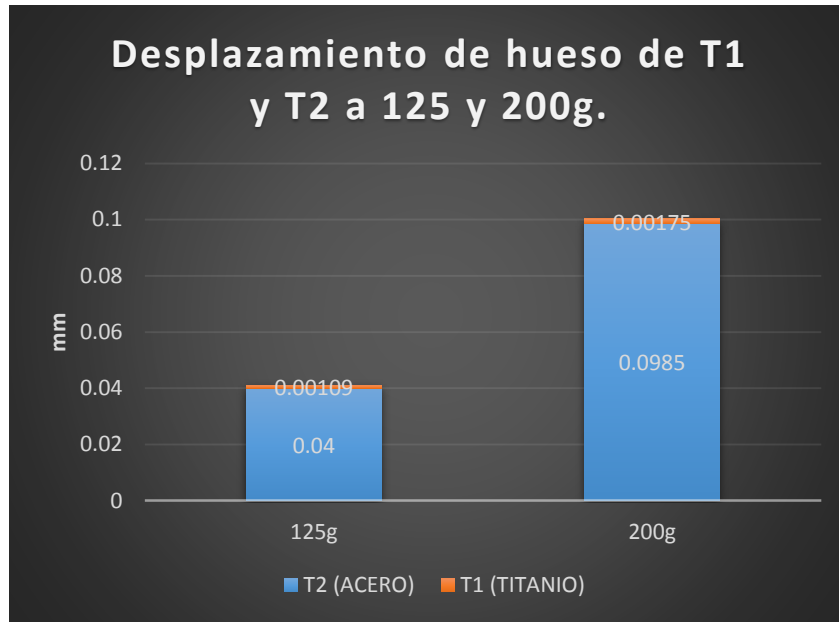
Gráfica VIII. Comparación entre la diferencia de desplazamiento del total de T1 y T2 con ambas fuerzas durante la simulación.



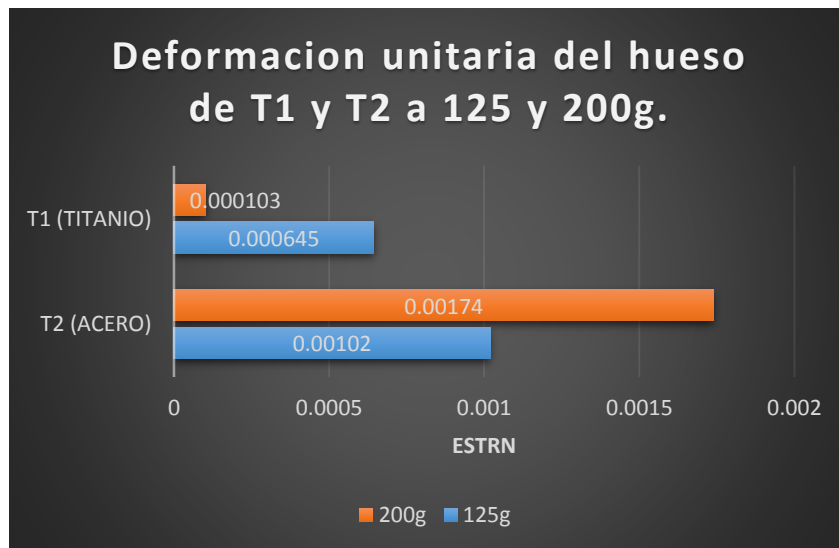
Gráfica IX. Comparación entre la diferencia de deformación unitaria del total de T1 y T2 con ambas fuerzas durante la simulación.



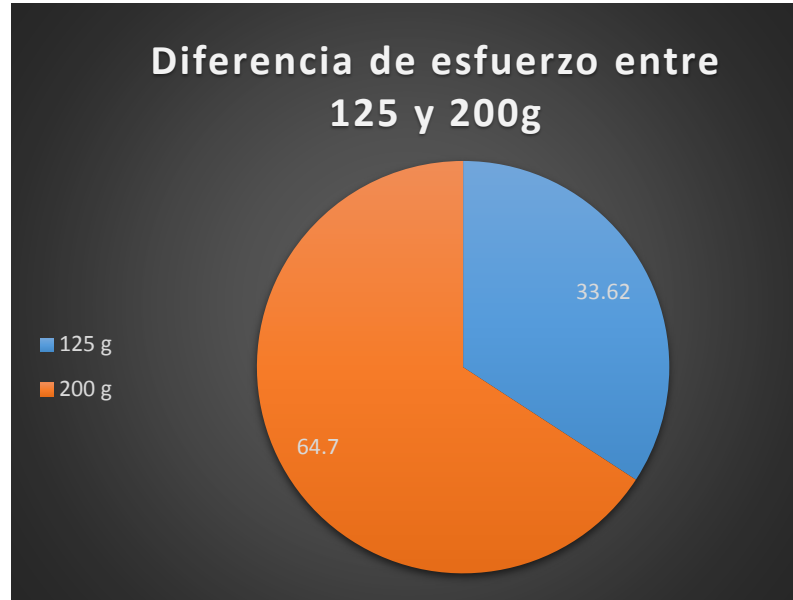
Gráfica X. Comparación de la tensión del hueso cortical de T1 y T2 con aplicación de fuerza de 125 y 200g.



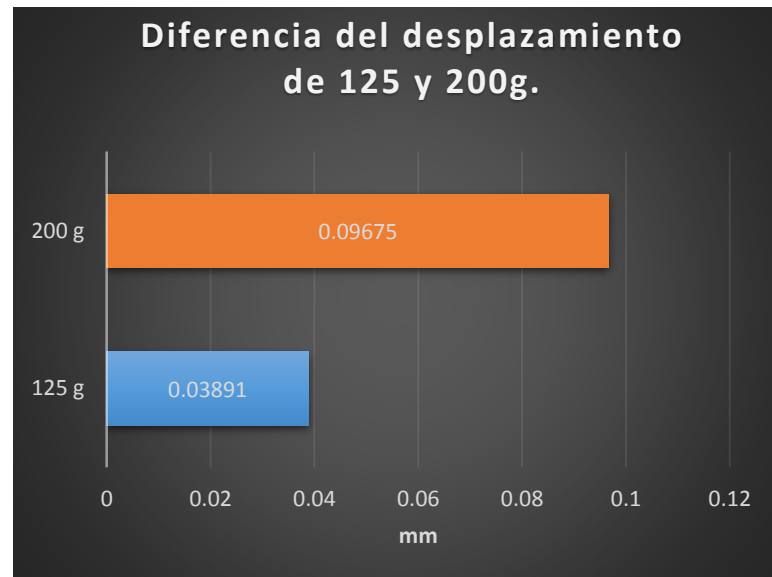
Gráfica XI. Comparación del desplazamiento del hueso cortical de T1 y T2 con aplicación de fuerza de 125 y 200g.



Gráfica XII. Comparación de la deformación unitaria en el hueso cortical de T1 y T2 con aplicación de fuerza de 125 y 200g.



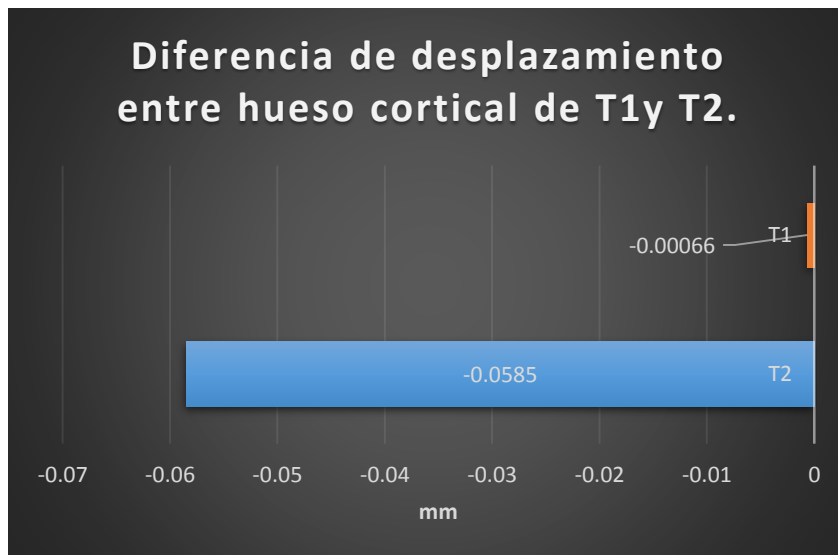
Gráfica XIII. Comparación de la diferencia de tensión del hueso cortical del total de los valores de 125 y 200g.



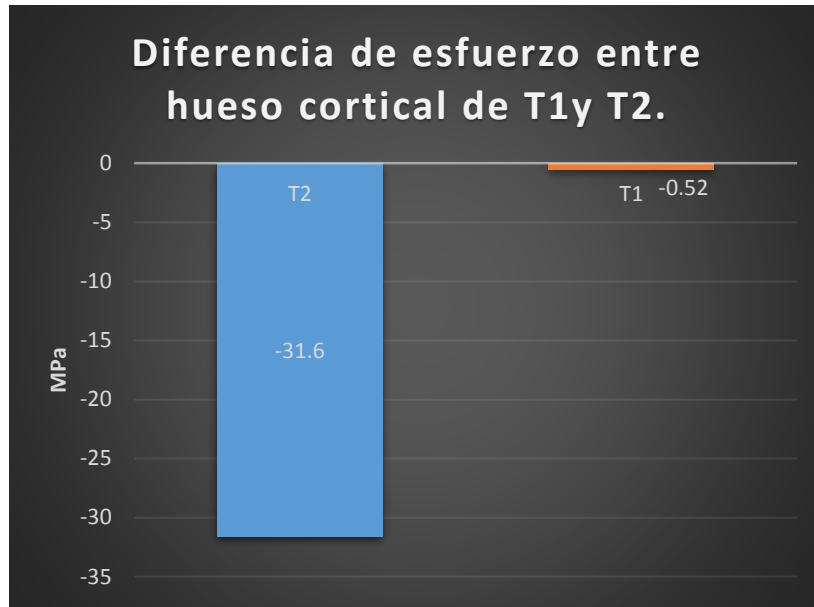
Gráfica XIV. Comparación de la diferencia de desplazamiento del hueso cortical del total de los valores de 125 y 200g.



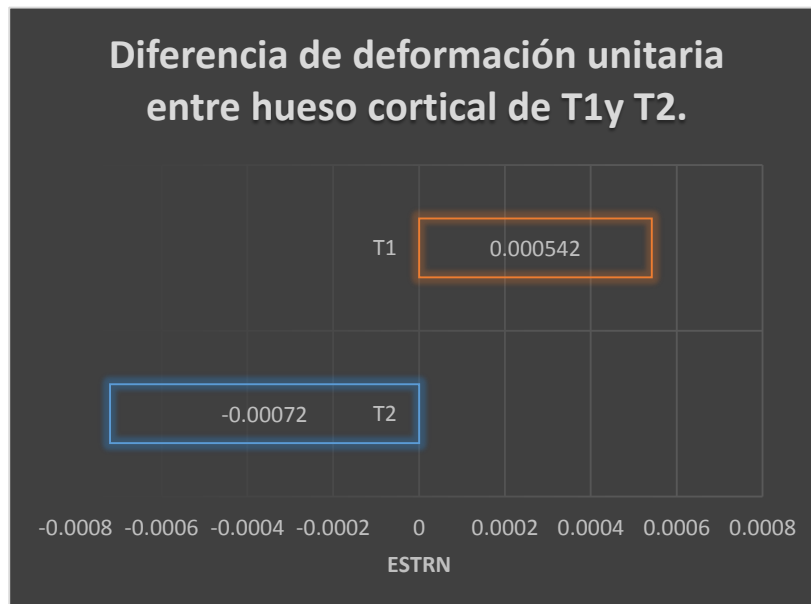
Gráfica XV. Comparación de la diferencia de deformación unitaria del hueso cortical del total de los valores de 125 y 200g.



Gráfica XVI. Comparación del total de los valores obtenidos de tensión del hueso cortical de T1 y T2 con fuerzas aplicadas a 125 y 200 g.



Gráfica XVII. Comparación del total de los valores obtenidos de desplazamiento del hueso cortical de T1 y T2 con fuerzas aplicadas a 125 y 200g.



Gráfica XVIII. Comparación del total de los valores obtenidos de deformación unitaria del hueso cortical de T1 y T2 con fuerzas aplicadas a 125 y 200g.

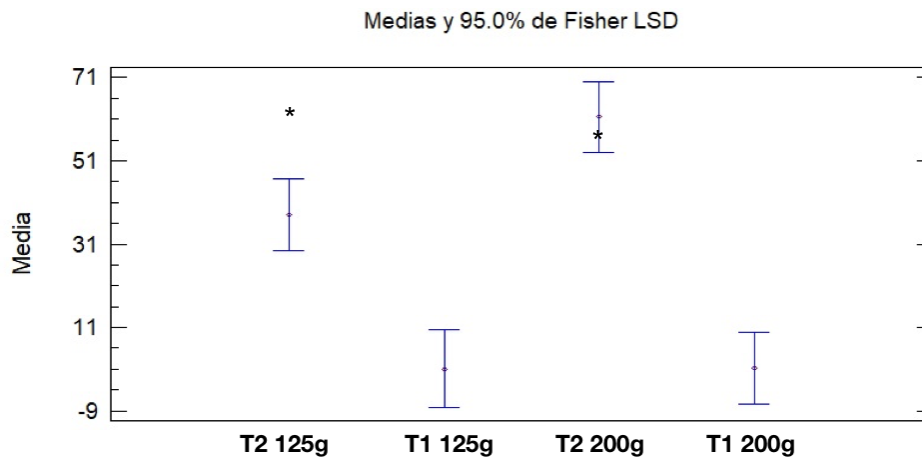
RESUMEN ESTADÍSTICO

La prueba estadística fue **T student pareada** dando una diferencia significativa en los resultados de esfuerzo, desplazamiento y deformación unitaria con respecto a los mini-implantes aplicándoles una fuerza de 125 y 200g como se muestran en las tablas IV, V y VI, el único resultado que no fue significativo fue el de $p < 0.198974763$ **EN** donde se comparó T2 a 125 y 200 g. Por lo cual se infiere que la diferencia en el comportamiento biomecánico entre T1 y T2, se da por sus diferentes aleaciones, más que por su diseño. Además de que hay una diferencia considerable entre los resultados de las fuerzas aplicadas de 125 y 200 g.

Tabla IV. Resumen estadístico de esfuerzo entre T1 y T2 a 125 y 200 g.

| Resumen Estadístico de Tensión | | | | |
|--------------------------------|----------|----------|---------------------|-------------------|
| | Recuento | Promedio | Desviación Estándar | T student pareada |
| T1 125g | 10 | 1.015 | 0.559 | 1.09906E-05 |
| T2 125g | 12 | 37.97 | 21.15 | |
| T1 200g | 12 | 61.493 | 34.698 | 2.38023E-06 |
| T2 200g | 12 | 1.227 | 0.808 | |
| Total | 46 | 26.501 | 32.855 | |

| Resumen Estadístico de Tensión | | | | |
|--------------------------------|----------|----------|---------------------|-------------------|
| | Recuento | Promedio | Desviación Estándar | T student pareada |
| T1 125g | 10 | 1.015 | 0.559 | 0.198974763 |
| T1 200g | 12 | 61.493 | 34.698 | |
| T2 125g | 12 | 37.97 | 21.15 | 0.028698602 |
| T2 200g | 12 | 1.227 | 0.808 | |
| Total | 46 | 26.501 | 32.855 | |

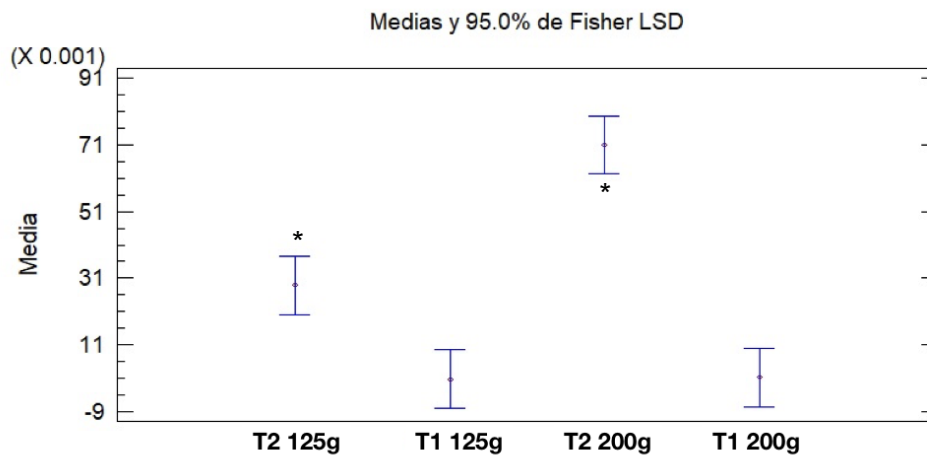


Gráfica XIX. T2 125g, *p<0.05 vs. T2 200g.

Tabla V. Resumen estadístico de desplazamiento entre T1 y T2 a 125 y 200 g.

| Resumen Estadístico de Desplazamiento | | | | |
|---------------------------------------|----------|-------------|---------------------|-------------|
| | Recuento | Promedio | Desviación Estándar | T student |
| T1 125g | 12 | 0.000723317 | 0.000479596 | 2.17501E-06 |
| T2 125g | 12 | 0.028825 | 0.0160865 | |
| T1 200g | 12 | 0.0012309 | 0.000743619 | 1.73569E-06 |
| T2 200g | 12 | 0.0710333 | 0.039336 | |
| Total | 48 | 0.0254531 | 0.0355271 | |

| Resumen Estadístico de Desplazamiento | | | | |
|---------------------------------------|----------|-------------|---------------------|-------------|
| | Recuento | Promedio | Desviación Estándar | T student |
| T1 125g | 12 | 0.000723317 | 0.000479596 | 0.029750898 |
| T1 200g | 12 | 0.0012309 | 0.000743619 | |
| T2 125g | 12 | 0.028825 | 0.0160865 | 0.001167157 |
| T2 200g | 12 | 0.0710333 | 0.039336 | |
| Total | 48 | 0.0254531 | 0.0355271 | |

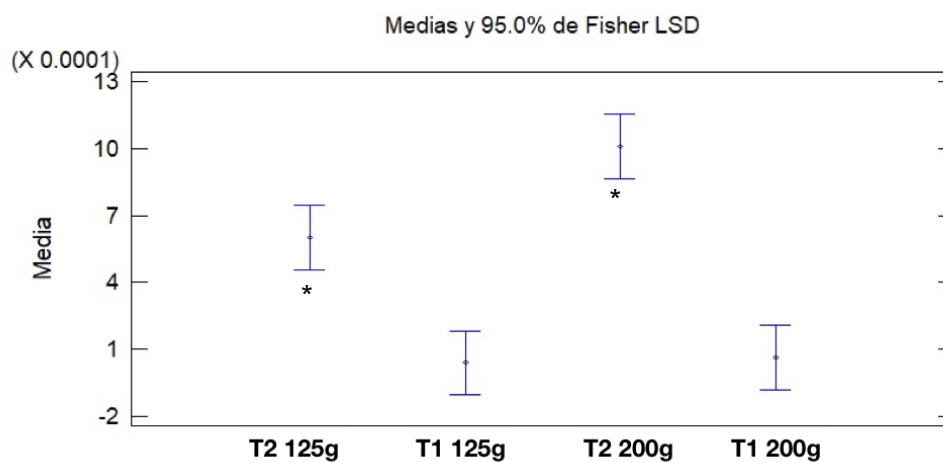


Gráfica XX. T2 125g, * $p < 0.05$ vs. T2 200g.

Tabla VI. Resumen estadístico de deformaciones unitarias entre T1 y T2 a 125 y 200 g.

| Resumen Estadístico de Deformación Unitaria | | | | |
|---|-----------|--------------------|---------------------|-------------|
| | Recuento | Promedio | Desviación Estándar | T student |
| T1 125g | 12 | 3.81093E-05 | 0.000021138 | 3.50023E-06 |
| T2 125g | 12 | 0.00060033 | 0.000332347 | |
| T1 200g | 12 | 0.000060915 | 3.37238E-05 | 1.22801E-05 |
| T2 200g | 12 | 0.00101113 | 0.000618207 | |
| Total | 48 | 0.000427548 | 0.000532223 | |

| Resumen Estadístico de Deformación Unitaria | | | | |
|---|-----------|--------------------|---------------------|-------------|
| | Recuento | Promedio | Desviación Estándar | T student |
| T1 125g | 12 | 3.81093E-05 | 0.000021138 | 0.029881246 |
| T1 200g | 12 | 0.000060915 | 3.37238E-05 | |
| T2 125g | 12 | 0.00060033 | 0.000332347 | 0.027366755 |
| T2 200g | 12 | 0.00101113 | 0.000618207 | |
| Total | 48 | 0.000427548 | 0.000532223 | |



Gráfica XXI. T2 125g, *p<0.05 vs. T2 200g.

DISCUSIÓN

Numerosos factores juegan un papel importante en la estabilidad de los mini-implantes, su longitud y diámetro, la densidad del hueso, el lugar de colocación y la fuerza aplicada entre otros. En este estudio hemos analizado el comportamiento de 2 mini-implantes de diferentes aleaciones (titanio y acero inoxidable) colocados en el shelf mandibular y con una fuerza aplicada en sentido anteroposterior con dos diferentes fuerzas.

En este estudio, se realizó un análisis exhaustivo de la distribución del estrés y el desplazamiento en un mini-implante de ortodoncia y sus estructuras óseas circundantes bajo carga horizontal para 2 materiales de aleación: acero inoxidable y aleación de titanio.

El análisis tiene algunas limitaciones en la simulación. La geometría del bloque de hueso fue simplificada y las propiedades del material se fueron consideradas homogéneas. Tampoco se incluyó en la simulación el tejido blando, ya que éste tiene muy poca influencia en la estabilidad o biomecánica del mini-implante.

Nuestros hallazgos que se pueden extrapolar de forma segura al escenario clínico son características estáticas como la distribución de los patrones de estrés, los desplazamientos que ocurrirían durante cortos períodos de colocación del implante, y las comparaciones relativas de estos valores para materiales de implantes de acero inoxidable y aleación de titanio.

A pesar de estas limitaciones, las predicciones del análisis de elementos finitos en nuestra investigación concuerdan con los resultados de Dalstra et al, Szuhaneck et al, y Gallas et al, cuando se aplica fuerza perpendicular al eje longitudinal del implante, las tensiones máximas se localizaban alrededor del cuello del implante en la interfaz hueso-implante. El mismo hallazgo se observó en este estudio; se produjeron tensiones máximas en el hueso cortical que rodea el cuello del implante; estos valores están muy por debajo del límite elástico de este tejido. Estos hallazgos

coinciden con los de Gracco et al, que informaron valores de estrés similares para huesos óseos.

La primera simulación fue de los mini-implantes con una aplicación de fuerza de 125g y la segunda de 200g.

El análisis estadístico para Esfuerzo entre T1 y T2 a 125g mostró un valor de $p=1.09906E-05$ y a 200g mostro un valor de $p=2.38023E-06$.

Para el análisis de Desplazamiento entre T1 y T2 a 125 y 200g fue de $p=2.17501E-06$ y $p=1.73569E-06$ respectivamente.

Por último en el análisis de Deformación Unitaria entre T1 y T2 a 125g mostró un valor de $p=3.50023E-06$ y a 200g un valor de $p=1.22801E-05$.

Estos valores sugieren que hay una diferencia significativa en cuestión numérica entre ambos mini-implantes, a lo cual se infiere que es debido a la diferencia en sus aleaciones, los valores en el mini-implante de acero son mayores que en el de titanio esto puede ser debido a que el titanio tiene un menor módulo de Young por lo que hay una mayor deflexión en el implante al momento de la aplicación de fuerza, provocando que al ser menos rígido no se genere tanto estrés, sin embargo se infiere que a la larga puede causar un mayor daño ya que podría ejercer un mayor punto de presión en el hueso cortical de la zona en donde se deflexión y ocasionar un traumatismo óseo lo que conllevaría en problemas en la estabilidad del mini-implante, inflamación de tejidos y posiblemente hasta pérdida ósea..

Estos resultados coinciden con los del investigador Pickard et al., 2010, donde explican que mientras más alejado este el punto de dirección de la fuerza del eje mayor del mini-implante, disminuye estabilidad y resistencia al fracaso que cualquier otra situación.

No siempre es posible colocar el mini-implante perpendicular a los órganos dentarios en el shelf mandibular, esto por las diferencias anatómicas que presenta cada paciente. Chang et al., 2015, estudia la colocación de mini-implantes en el shelf mandibular y recomienda una angulación de inserción de 90° a 70° respecto

al plano oclusal mandibular.

Los mini-implantes utilizados en este estudio fueron de 2 mm de diámetro y de 12mm y 14mm de longitud. Manni et al., 2011, también presenciaron mejores resultados con mini-implantes mayores a 1,3mm de diámetro. Crismani et al., 2011, en una revisión concluyeron que el mayor porcentaje de éxito se obtenía con mini-implantes de 1,2mm de diámetro o mayor y mínimo 8mm de longitud, ya que dan mayor estabilidad y minimizan el riesgo de daño de las estructuras adyacentes.

En cuanto a su longitud, Lemieux et al., 2011, observaron a mayor longitud estos ofrecen mayor anclaje por tener más contacto con el hueso y mayor superficie para el anclaje mecánico.

En los resultados, mediante el análisis con elementos finitos, se observó una mayor concentración de tensión en el cuello de los mini-implantes, así como mayor desplazamiento en la punta activa y mayor deformación unitaria en la zona del cuello al contacto del mini-implante con el hueso cortical. Esto coincide con los hallazgos encontrados por Shing et al., 2012, que vieron mayores áreas de concentración del estrés en el cuello, e igual que en este estudio, el estrés en el hueso trabecular fue mínimo. Shang et al., 2012, vieron que cuando se aplica una fuerza horizontal, los mini-implantes con menor diámetro en el cuello son más propensos a flexionarse o deformarse que aquellos que tienen un mayor diámetro. Esa flexión o deformación tiende a producirse en el cuello del mini-implante, justamente donde se une con el hueso cortical.

Un hallazgo importante de este estudio fue la flexión del implante de titanio en miniatura en la región del cuello. Esto podría explicarse por la diferencia en el módulo de Young entre el acero inoxidable y el titanio y las diferentes resistencias que presentan estos materiales. Debido a que la aleación de titanio es un material mucho más débil con un módulo de elasticidad menor en comparación al acero inoxidable, se dobla de manera más fácil. En cambio, el acero inoxidable puede soportar la misma cantidad de carga sin doblarse. En consecuencia, ambos materiales transfieren fuerzas residuales similares a sus tejidos óseos circundantes.

Por lo tanto, las tensiones y desplazamientos que observamos en los tejidos óseos fueron similares para ambos materiales.

Podemos concluir que, para evitar esta flexión, la región del cuello debe ser más ancha. Sin embargo, estos resultados no deberían llevarnos a concluir que el acero inoxidable es mejor que la aleación de titanio. Es importante considerar la biocompatibilidad del titanio y la naturaleza temporal de su uso como anclaje, y que las fuerzas concentradas en la región del cuello están muy por debajo del límite elástico del titanio. Stahl et al., demostró un efecto similar del módulo de Young en la distribución del patrón de estrés y el desplazamiento. En su estudio de elementos finitos, investigó la distribución de los patrones de estrés con valores de módulo de elasticidad variables en el hueso y encontraron que la desviación de los mini-implantes aumenta con una reducción en el módulo de elasticidad del hueso.

Como se indicó anteriormente, el desplazamiento de la parte superior del hueso cortical era opuesto al desplazamiento de su parte inferior. Esto fue muy probablemente porque, tras la tracción horizontal, se genera un momento que tiende a inclinar el DAT alrededor de un punto localizado aproximadamente en la región inferior del hueso cortical. Gracco et al., obtuvieron un hallazgo similar en un estudio de elementos finitos cuando informaron la rotación del cuerpo rígido de un mini-implante en un punto localizado.

Se ha observado que la variación del espesor del hueso cortical influye en las tensiones y desplazamientos que se generan en el mini-implante y hueso.

Los últimos trabajos revisados sobre la estabilidad de los mini-implantes prestan estudio o dan mayor prioridad a la inclinación con la que se inserta el DAT en el hueso y su colocación en diferentes grosores corticales. Hay situaciones en las que por limitaciones anatómicas es imposible colocar el mini-implante perpendicular al hueso (Park et al., 2010). Por todo esto, en un futuro sería conveniente estudiar mediante el análisis con elementos finitos, las tensiones y desplazamientos que se producen en el mini-implante y en el hueso al variar estos dos factores.

CONCLUSIONES

La mayoría de los estudios en mini-implantes interradiculares muestran un alto porcentaje de fracaso en la mandíbula (19.3%) más que en el maxilar (12%). Además de que la estabilidad mecánica tiende a disminuir después de las primeras 3 semanas.

Con un rango primario de fracaso del 7%, los mini-implantes colocados en el shelf mandibular son una opción muy atractiva para la retracción de segmentos o la arcada completa a nivel mandibular. además de que el riesgo de dañar las raíces de los órganos dentales se elimina casi por completo.

Es por eso que tomamos estas conclusiones:

1. Las diferencias entre los valores de estrés y desplazamiento para los 2 tipos de mini-implantes fueron estadísticamente significativas, sin embargo, clínicamente los valores no son suficientemente significativos para causar una alteración en boca o en el DAT.
2. Un implante mini-implante de las dimensiones antes mencionadas se puede utilizar de forma segura, bajo carga inmediata, para el movimiento mesiodistal grupal de los dientes.
3. Las aleaciones de acero inoxidable y titanio son materiales adecuados para los mini-implantes.
4. Las dimensiones de los implantes mini-implantes antes mencionadas podrían optimizarse aumentando la cantidad (volumen) de material en el cuello.
5. El mini-implante de titanio al ser más flexible que el de acero inoxidable puede causar un mayor estrés en el hueso circundante.
6. A pesar de que las fuerzas aplicadas no son suficientes para causar un daño al mini-implante son suficientes para causar un estrés en el hueso y si se aplican fuerzas excesivas puede causar un trauma a nivel óseo.

BIBLIOGRAFÍA

1. Huang LH, Shotwell JL, Wang HL. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005; 127(6): p. 713-722.
2. Chen CH, Chang CS, Hsieh Ch, Tseng YC, Shen YS, Huang IY, Chen CM. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64(8): p. 1209-1213.
3. Rose TP, Jivarj S, Chee W. The role of orthodontics in implant dentistry. *British dental journal.* 2006; 201(12): p. 753-764.
4. Tseng YC, Hsieh CH, Chen CH, Shen YS, Huang IY, Chen CM. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 35: p. 704-707.
5. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995; 107: p. 251-258.
6. Leung MTC, Lee TC, Rabie ABm, Wong RWK. Use of miniscrews and mini-implants in orthodontics. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 66(7): p. 1461-1466.
7. Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical Applications of the miniscrew anchorage system. *J Clin orthod.* 2005; 39(1): p. 9-24.
8. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.* 1997; 31: p. 763-767.
9. Kim K. Temporary skeletal anchorage devices Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2014.
10. Giraldo VE, Valencia MJ, Vargas MS, Veloza AL, Jara L. Comparación entre dos tipos de mini-implantes, en maxilar inferior, por medio de análisis de elementos finitos, *Journal Odontológico Colegial.* 2010; 10(5): 17-23.
11. Favero L, Brollo P, Bressan E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 122(1): p. 84-89.
12. Creekmore TD. The possibility of skeletal anchorage. *J. Clin. Orthod.* 1983; 17: p. 266-269.

13. Chang C. Orthodontics. Taipei:Yong Chieh. 2012; p. 285–298.
14. Cha JY, Hwang CJ, Kwon SH, Jung HS, Kim KM, Yu HS. Strain of bone-implant interface and insertion torque regarding different miniscrew thread designs using an artificial bone model. *Eur J Orthod.* 2015; 37(3): p. 286-274.
15. Wiechmann D, Meyer U, Buchter A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Impl Res.* 2007; 18: p. 263-267.
16. Motoyoshi M, Inaba M, Ueno S, Shimizu N. Mechanical anisotropy of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 38: p. 972-977.
17. Nuceraa R, Giudiceb AL, Bellocchiob AM, Spinuzzab P, Caprioglioc A, Perillo L, et al. Bone and cortical bone thickness of mandibular buccal shelf for mini-screw insertion in adults. *Angle Orthodontist.* 2017; 87(5): p. 745-751.
18. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* ; 139(1): p. 59-71.
19. Garcia A, Correa S, Isaza JF, Duque L, Roldán S, Buschang P. Procesamiento de imágenes y modelos FEM 3D de Mini-implantes para Ortodoncia a partir de μ CT. VIII Congreso Colombiano de Métodos Numéricos. Medellín. 2011.
20. Cano, J., Campo, J., Palacios, B., & Bascones, A. Mecanobiología de los huesos maxilares: I. Conceptos generales. *Avances en Odontoestomatología*, (2007). 23(6), 347-358.
21. Adams V, Askenazi A. *Building Better Products with Finite Element Analysis.* OnWord Press; 1999. Available from: http://books.google.com.co/books?id=Mnv6qRz73x0C_.
22. Castaño MC, Zapata U, Pedroza A, Jaramillo JD, Roldán S. Creation of a three-dimensional model of the mandible and the TMJ in vivo by means of the finite element method. *Int J Comput Dent.* 2002;; p. 87-99.

23. Calao FEM, Vázquez ML, Becerra Santos F, OssacSJ, Enríquez GC, Fresneda BE. The finite elements method and its application to dental research. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2013;: p. 44–49.
24. Garzón Alvarado D. Análisis por elementos finitos del proceso de regeneración ósea. Bogotá. Universidad Nacional de Colombia. 2004.
25. Kim SH, Hwang YS, Ferrerira A, Chung KR. Analysis of temporary skeletal anchorage devices used for en-masse retraction: A preliminary study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 136: p. 268-76.
26. Chen Y, Kyung HM, Zhao WT, Yu WJ. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;(135): p. 284-91.
27. Morarend C, Qian F, Marshall SD, Southard KA, Grosland NM, Morgan TA, Southard TA. Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;(136): p. 224-9.
28. Chung KR, Choo H, Kim SH, Ngan P. Timely relocation of mini-implants for uninterrupted full-arch distalization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;(138): p. 839-49.
29. Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study. *European Journal of Orthodontics.* 2011;(33): p. 396-401.
30. Leea SJ, Jang SY, Chun YS, Lim WH. Three-dimensional analysis of tooth movement after intrusion of a supraerupted molar using a mini-implant with partial-fixed orthodontic appliances. *Angle Orthod.* 2013;(83): p. 274-279.
31. Elias CN, de Oliveira Ruellas AC, Marins É. Resistência mecânica e aplicações clínicas de mini-implantes ortodônticos. *Rev. bras. odontol. Rio de Janeiro.* 2011; 68(1): p. 95-100.
32. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20(3): p. 425-31.

33. Laursena MG, Melsen B, Cattaeno PM. An evaluation of insertion sites for mini-implants A micro-CT study of human autopsy material. *Angle Ortodontics*. 2013; 83(2).
34. Kim J. Comparison of Stability between cylindrical and Conical Type mini-implants. *Angle Orthodontist*. 2008; 78: p. 692-698.
35. Lee JS, Kim JK, Park YC, Vanarsdall RL. *Applications of Orthodontic Mini Implants*. 1st ed. Canada: Quintessence Publishing Co, Inc.; 2007.
36. Chang C, Liu SS, Roberts WE. Primary failure rate for 1680 extra-alveolar mandibular buccal shelf mini-screws placed in movable mucosa or attached gingiva. *Angle Orthodontist*. 2015; 85(6): p. 905-910.
37. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop*. 2008; 69: p. 42-50.
38. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical Characteristics of Various Orthodontic Miniscrews in relation to Artificial Cortical Bone Thickness. *Angle Orthodontist*. 2007; 77(6): p. 979-985.
39. Crismani AG, Bertl MH, Celar AG, Bantleon HP, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010; 137: p. 108-13.
40. Park HS, Jeong SH, Seong-Hwa, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006; 130: p. 18-25.
41. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007; 131: p. 9–15.
42. Singh S, Shetty VS, Mogra S, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: A conical, self-drilling miniscrew implant system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2012; 141(3): p. 327-336.

43. Jasmine MIF, Yezdani AA, Tajir F, Venu RM. Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: a 3-dimensional finite element analysis study. *Am J Orthod*. 2012 enero; 141(1).
44. Suzuki A, Masuda T, Takahashi I, Deguchi T, Suzuki O, Takano-Yamamoto T. Changes in stress distribution of orthodontic miniscrews and surrounding bone evaluated by 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2011.
45. Te-Chun Liu, Chih-Han Chang, Tung-Yiu Wong, and Jia-Kuang Liu. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2012 abril; 141 (4).
46. Guerrero Vargas JA. Modelado computacional de la influencia de factores mecánicos en el éxito de un mini-implante dental de ortodoncia. Paper presentado a Universidad Nacional de Colombia Facultad Ingeniería, Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica. Bogotá, D.C., Colombia. 2012.
47. Madaria Izaguirre I. Estudio del comportamiento de tres microtornillos mediante el análisis con elementos finitos. Trabajo Final de Master Universitario de Ortodoncia y Ortopedia Dentofacial. Oviedo, España. 2012.
48. Zambrano Pulido JA. Efecto de la geometría de los mini-implantes y la densidad del hueso mandibular en la estabilidad primaria de los dispositivos ortodónticos de anclaje temporal. Tesis presentada en Universidad Santo Tomás Facultad De Ingeniería Mecánica División De Ingenierías. Bogotá, Colombia. 2017.