



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

**“COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE DOS MINI-
IMPLANTES EN LA CRESTA INFRACIGOMÁTICA: ANÁLISIS DE
ELEMENTOS FINITOS”**

**TESIS PROFESIONAL QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRA EN ESTOMATOLOGÍA CON OPCIÓN
TERMINAL EN ORTODONCIA**

**PRESENTA:
ADRIANA SANTOS GONZÁLEZ
MATRÍCULA: 216450013**

**DIRECTOR DE TESIS:
DR. MIGUEL ÁNGEL CASILLAS SANTANA
ID. 100526485**

**ASESOR DISCIPLINARIO:
M.O. FARID ALFONSO DIPP VELÁZQUEZ
ID. 100408155**

**ASESOR METODOLÓGICO:
M.S.P. ROSENDO GERARDO CARRASCO GUTIÉRREZ
ID. 100008655**

**LECTOR DE TESIS:
M.O. YARELI HERNÁNDEZ ÁVILA
ID. 100426099**

PUEBLA, PUEBLA A 18 DE AGOSTO DE 2018.



BUAP

Oficio No. FESIEP/498/2018

**C.D. ADRIANA SANTOS GONZALEZ
MAT. 216450013
ALUMNA DE LA MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA
CON OPCIÓN TERMINAL EN ORTODONCIA
DE LA FE-B.U.A.P.
PRESENTE.**

El que suscribe, MTR. GABRIEL MUÑOZ QUINTANA, Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la F.E.B.U.A.P., por este medio me permito informar que esta Secretaría aprueba la impresión de la Tesis titulada **“COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE DOS MINI-IMPLANTES EN LA CRESTA INFRACIGOMÁTICA: ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS”** misma que presentará para realizar su examen profesional y obtener de grado de **Maestra en Estomatología con opción terminal en Ortodoncia.**

Sin más por el momento, deseándole lo mejor, le reitero mi distinguida consideración.

ATENTAMENTE.
“PENSAR BIEN PARA VIVIR MEJOR”
H. PUEBLA DE Z., A 17 DE AGOSTO DE 2018.

M. en C. GABRIEL MUÑOZ QUINTANA



Nota: Este documento tiene validez de 90 días posteriores a la fecha.

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPCIONAL

Para obtener el Grado de: Maestría en estomatología con opción terminal en Ortodoncia
Registro : 2018068-2 Fecha: 30 de Julio de 2018
Título de la Tesis (anexarlo impreso y CD) COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE DOS MINI-IMPLANTES EN LA CRESTA INFRACIGOMÁTICA: ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

Nombre del alumno: Adriana Santos González Matrícula 216450013

Domicilio: Priv. 7 de Enero #750 Col. Vicente Guerrero, Puebla

Tel: 2227090343

Fecha de ingreso a la Facultad: Enero de 2016 Firma: 

Responsable del Proyecto: Miguel Ángel Casillas Santana

Grado académico: Doctorado en ciencias Adscripción: Facultad de estomatología, BUAP

ID: 100526485 Tel: 4448467645

Firma: 

Director Metodológico: Rosendo Gerardo Carrasco Gutiérrez

Grado académico: Maestría en Salud Pública Adscripción: Facultad de estomatología, BUAP

ID: 100008655 Tel: 2225053084

Firma: 

Director disciplinario: Farid Alfonso Dipp Velázquez

Grado académico: Maestría en ortodoncia Adscripción: Facultad de estomatología, BUAP

ID: 100408155 Tel: 2221614778

Firma: 

Lector: Yareli Hernández Ávila

Grado académico: Maestría en ortodoncia Adscripción: Facultad de estomatología, BUAP

ID: 100426099 Tel: 2221992062

Fecha de Aceptación: 16 de agosto de 2018 Firma: 

Nombre y firma de aprobación del presidente de la academia/Coordinador de la Maestría en Estomatología
Opción: Ortodoncia

Farid A. Dipp Velázquez

La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado, autoriza la impresión de la Tesis

M. en C. Gabriel Muñoz Quintana

Fecha: 17-ago-2018

Sello



DICTAMEN DE APROBACIÓN

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA DE CESIÓN DE DERECHOS

En la ciudad de Puebla, el día 27 de abril de 2018, la que suscribe C.D. Esp. O. Adriana Santos González, alumna del Posgrado de la Maestría en Ciencias Estomatológicas en Ortodoncia, con matrícula 216450013; manifiesta ser la autora intelectual y material del presente trabajo de Tesis, bajo dirección del el Dr. Miguel Ángel Casillas Santana, M.O. Farid Dipp Velázquez y el Dr. Rosendo Carrasco Gutiérrez.

Por medio de esta carta cedo los derechos de manera NO EXCLUSIVA del trabajo titulado: **“Comportamiento mecánico de dos mini-implantes en la cresta infracigomática: análisis de elementos finitos”**, a la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla para su difusión con fines académicos y de investigación.

Los usuarios que utilicen la información de esta investigación están obligados a no reproducir el contenido completo o parte de él, sin la autorización previa del autor. Esta puede ser obtenida escribiendo a la dirección electrónica cd.adriana.santos@gmail.com. Si el permiso es otorgado, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar como fuente la misma.

ADRIANA SANTOS GONZÁLEZ

Índice

ABREVIATURAS	9
AGRADECIMIENTOS	10
RESUMEN	11
INTRODUCCIÓN	12
CAPÍTULO 1: Antecedentes generales	15
1.1 Mini-implantes	15
1.2 Criterios para la selección del área del mini-implante	16
1.3 Áreas e indicaciones para la aplicación de los mini-implantes	17
1.4 Daños en los tejidos duros	18
1.5 Mecánica de los mini-implantes	18
1.5.1 Biomateriales	19
1.5.2 Estabilidad de los mini-implantes	21
CAPÍTULO 2: Antecedentes específicos	24
2.1 Mini-implantes en la cresta infracigomática	24
2.2 Ángulo de inserción del mini-implante	25
2.3 Mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics, Taiwan Medical and Biotech Industry Association, New Taipei City, Taiwan)	26
2.4 Mini-implante Vector® (Ormco Corporation, Orange, Calif)	27
2.5 Análisis de Modelos finitos	28
2.5.1 Pasos a seguir en el cálculo de elementos finitos. Funcionamiento de un software.	30
2.6 Propiedades mecánicas del hueso	30
2.7 Comportamiento mecánico de un material.	33
CAPÍTULO 3	35
3.1 Planteamiento del Problema	35
3.2 Pregunta científica	36
3.3 Justificación	36
3.4 Objetivos	38
3.4.1 Objetivo General	38
3.4.2 Objetivos Específicos	38
3.5 Hipótesis	41
CAPÍTULO 4: Material y métodos	43
4.1 Diseño del estudio	43
4.2 Ubicación espacio-temporal	43
4.3 Población de estudio	43

4.4 Criterios de selección	43
4.4.1 Inclusión	43
4.4.2 Exclusión	43
4.4.3 Eliminación	43
4.5 Definición de variables y escalas de medición	44
4.6 Recursos	45
4.6.1 Humanos	45
4.6.2 Materiales	45
4.7 Metodología	45
4.8 Análisis estadístico	49
Capítulo 5	51
5.1 Resultados	51
	68
5.2 Discusión	72
5.4 Conclusiones	76
5.5 Referencias	78

Índice de Figuras

Fig. 1 Partes que componen un mini-implante	16
Tabla 1. Composición química del acero inoxidable (UNS S31673).....	19
Tabla 2. Propiedades del acero inoxidable (UNS S31673).....	20
Tabla 3. Propiedades del Titanio (Ti6Al4V ELI)	20
Tabla 4. Composición química del Titanio (Ti6Al4V ELI)	21
Fig. 2 Ángulo de inserción de mini-implante.....	24
Fig. 3 Ángulo de inserción de mini-implante.....	26
Fig. 4 Mini-implante A1, Bio-Ray.....	26
Fig. 5 Características estructurales de mini-implante Vector.....	27
Fig. 6 Curva tensión-deformación genérica	31
Fig. 7 Esquema de la definición de coeficiente de Poisson.....	32
Tabla 5. Propiedades mecánicas del hueso humano.....	32
Fig. 8 Mallado de la zona anatómica correspondiente a la cresta infracigomática	46
Tabla 6. Propiedades mecánicas del hueso cortical.....	47
Tabla 7. Propiedades mecánicas de las aleaciones de los mini-implantes T1 y T2.....	47
Fig. 9 Determinación de la angulación de inserción del mini-implante.....	48
Fig. 10 Integración del mini-implante a la simulación 3D	48
Tabla 8. Tensiones, desplazamientos y deformación para la angulación de 55°.....	51
Tabla 9. Tensiones, desplazamientos y deformación para la angulación de 70°.....	53
Tabla 10. Tensiones, desplazamientos y deformación para la fuerza de carga de 125 gr.	54
Tabla 11. Tensiones, desplazamientos y deformación para la fuerza de carga de 200 gr.	57
Fig. 11 Tensión de von Mises máxima mini-implante de acero 55°, 125 gr.....	60
Fig. 12 Tensión de von Mises máxima mini-implante de titanio 55°, 125 gr.	60
Fig. 13 Desplazamiento máximo del mini-implante de acero 55°, 125 gr.	61
Fig. 14 Desplazamiento máximo del mini-implante de titanio 55°, 125 gr.	61
Fig. 15 Deformación del mini-implante de acero 55°, 125 gr.	62
Fig. 16 Deformación del mini-implante de titanio 55°, 125 gr.....	62
Fig. 17 Tensión de von Mises máxima mini-implante de acero 55°, 200 gr.....	63
Fig. 18 Tensión de von Mises máxima mini-implante de titanio 55°, 200 gr.	63
Fig. 19 Desplazamiento máximo del mini-implante de acero 55°, 200 gr.	64
Fig. 20 Desplazamiento máximo del mini-implante de titanio 55°, 200 gr.....	64
Fig. 21 Deformación del mini-implante de acero 55°, 200 gr.....	65
Fig. 22 Deformación del mini-implante de titanio 55°, 200 gr.....	65
Fig. 23 Tensión de von Mises máxima mini-implante de acero 70°, 125 gr.....	66
Fig. 24 Tensión de von Mises máxima mini-implante de titanio 70°, 125 gr.	66
Fig. 25 Desplazamiento máximo del mini-implante de acero 70°, 125 gr.	67
Fig. 26 Desplazamiento máximo del mini-implante de titanio 70°, 125 gr.....	67
Fig. 27 Deformación del mini-implante de acero 70°, 125 gr.....	68
Fig. 28 Deformación del mini-implante de titanio 70°, 125 gr.....	68
Fig. 29 Tensión de von Mises máxima mini-implante de acero 70°, 200 gr.....	69
Fig. 30 Tensión de von Mises máxima mini-implante de titanio 70°, 200 gr.	69
Fig. 31 Desplazamiento máximo del mini-implante de acero 70°, 200 gr.....	70
Fig. 32 Desplazamiento máximo del mini-implante de titanio 70°, 200 gr.....	70
Fig. 33 Deformación del mini-implante de acero 70°, 200 gr.....	71
Fig. 34 Deformación del mini-implante de titanio 70°, 200 gr.....	71

GLOSARIO

<i>Símbolos matemáticos</i>	<i>Descripción</i>	<i>Unidades</i>
gr	Fuerza para medir aplicación de carga a los mini-implantes	Gramos
mm	Milímetro	mm
°	Grados de angulación al insertar el mini-implante	Grado (°)
Mpa	Magnitud física proporcional a la energía de distorsión	Mega Pascales

ABREVIATURAS

<i>Símbolos</i>	<i>Designación</i>
<i>NiTi</i>	Niquel, Titanio
<i>SS</i>	<i>(Stainless Steel)</i> Acero Inoxidable
<i>SEM</i>	<i>(Scan Electron Microscopy)</i> Microscopio Electrónico de Barrido
<i>DAT</i>	<i>Dispositivo de anclaje temporal</i>
<i>AEF</i>	Análisis de elemento finitos
<i>DICOM</i>	(Digital Imaging and Communications in Medicine) Formato electrónico único para el almacenamiento y comunicación de imágenes generadas por equipamientos de tomografías, resonancias magnéticas y radiografías.

AGRADECIMIENTOS

<< Ya te lo he ordenado: ¡Sé fuerte y valiente! ¡No tengas miedo ni te desanimes! Porque el Señor tu Dios te acompañará dondequiera que vayas. >> Josué 1:9

Y Dios siempre me ha acompañado, me cuida y me ama como nadie más. Mi agradecimiento es profundo porque sin su amparo y protección nada en mí sería posible. Te llevo en mi corazón y anhelo servirte cada día Señor.

Parece increíble pensar que hace poco tiempo vine a inscribirme al propedéutico casi sin planearlo, pero respaldada totalmente por mí esposo ESTEBAN J. JUÁREZ GÓMEZ, quien en todo momento tuvo claro cuál era el paso a seguir en nuestro plan de vida. Estoy profundamente agradecida con él por su inmenso amor, interminable paciencia y sincero apoyo y comprensión. Estoy muy orgullosa de ti amor y quiero estar a tu lado convirtiéndome en la esposa que tú mereces.

Este trabajo de tesis lo dedico especialmente a mis padres, ROGELIA y ALBERTO, porque aunque ahora se encuentran físicamente más lejanos, nunca han dejado de estar cerca en el corazón. Ahora más que nunca me quedan claros todos los sacrificios y esfuerzos que conllevan la realización de una meta como esta- Y ustedes lo hicieron con sus tres hijos. Son increíbles y me honra ser su hija. GRACIAS.

Agradezco también a toda mi familia, ALBERTO, ADRIANA, BRENDA, SOFÍA, DAVID y a mi nueva familia: LAURA, JAVIER e ISRAEL, que siempre han mostrado amor, empatía y apoyo en las metas que Esteban y yo nos proponemos.

A mis asesores el Dr. Miguel Ángel Casillas Santana, el M.O. Farid Dipp Velázquez y el Dr. Rosendo Carrasco Gutiérrez por compartir conmigo sus conocimientos, su tiempo y sus recursos, a fin de lograr la conclusión de este proyecto. Mi más sincero agradecimiento. A la BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA, de la cual me llevo una grata experiencia, mucho conocimiento y momentos invaluable.

RESUMEN

La inclusión de mini-implantes en los tratamientos de ortodoncia, cada vez es más común, permitiendo un cambio en el manejo de diferentes defectos orofaciales, maloclusiones o problemas de espacio antes de la rehabilitación protésica ampliando las opciones de tratamiento.

El presente trabajo busca realizar un estudio sobre las diferencias en el comportamiento mecánico de dos mini-implantes de diferentes aleaciones, simulando su colocación tridimensional en la cresta infracigomática.

Asimismo, pretende esclarecer si las características en su diseño propician mejores condiciones para su uso en esta zona anatómica al ejercerles ciertas cargas de aplicación clínica y variando su angulación de inserción.

Se realizó una tomografía CONE BEAM de un paciente y tomografía axial computarizada de ambos mini-implantes: uno de acero (Bio-Ray®, TD Orthodontics) y uno de titanio (Vector®, Ormco), obteniendo archivos tipo DICOM, los cuales se convirtieron a STL mediante el software Blue Sky Plan®. Con base en dichos archivos se realizó la construcción y simulación 3D, mediante el software Solidworks®, permitiendo la representación del hueso maxilar, específicamente de la cresta infracigomática, el ensamblaje de los mini-implantes y la obtención de tensiones, desplazamientos y deformación máximos y mínimos que en conjunto llamamos comportamiento mecánico.

Los resultados obtenidos bajo ciertas condiciones de diseño, son referenciales y pueden servir para futuros diseños.

INTRODUCCIÓN

La preparación del anclaje durante los tratamientos ortodóncicos 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 lo que permite realizar los movimientos dentales con mayor estabilidad y a su vez, disminuir la posibilidad de generar efectos indeseables en los procedimientos ortodóncicos que puedan comprometer la salud y satisfacción de los pacientes, sin embargo para su utilización, es requisito básico la estabilidad y ésta depende de la retención mecánica justo después de su inserción.

Son diversos los factores que afectan la estabilidad primaria y secundaria de los mini-implantes incluyendo, la geometría (forma, tipo de rosca, diámetro y longitud) del implante, las características de su superficie (tratadas o no), el torque a la inserción, la fuerza de extracción, el espesor de la cortical ósea, la angulación del mini-implante, así como la técnica de implantación. No obstante, a la fecha la tasa de pérdida y aflojamiento de estos mini-implantes usualmente insertados monocorticalmente es relativamente alta, por lo que en algunos sitios anatómicos en los que la variación de la longitud de los mini-implantes se permite, está indicado buscar un anclaje bicortical. A este respecto pocos estudios han informado el efecto de dicho anclaje bicortical en mini-implantes colocados en la cresta infracigomática modificando su angulación, material de fabricación y dirección de la fuerza aplicada.

Es por lo anterior que se ha considerado la necesidad de realizar estudios que esclarezcan el comportamiento mecánico de dos mini-implantes de diferente material de facturación (acero inoxidable y titanio) en la cresta infracigomática. No obstante, el realizar estudios con estas características en un ambiente clínico es altamente complicado; es virtualmente imposible medir el estrés alrededor de los mini-implantes con precisión *in vivo* y las variables podrían verse afectadas 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 odontológica la aplicación del AEF para la investigación de materiales dentales ha permitido estimar la respuesta de un medio continuo ante acciones externas, evitando riesgos a sujetos vivos, disminuyendo costos y permitiendo el desarrollo de modelos anatómicamente exactos; aunado a la posibilidad de comparar resultados con la evidencia de estudios *In-vivo* previos.

Esta investigación tiene como objetivo determinar si existen diferencias en el análisis de elementos finitos del comportamiento mecánico de un mini-implante de acero (Bio-Ray®, TD Orthodontics) y uno de titanio (Vector®, Ormco), al simular su inserción a 55° y 70° de angulación en un modelo tridimensional de la cresta infracigomática y cargarlos con dos fuerzas establecidas (125 gr y 200 gr).

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO: Antecedentes generales

CAPÍTULO 1: Antecedentes generales

1.1 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 paciente¹. Los mini implantes son dispositivos de anclaje esquelético temporal pequeños, lo cual los hace versátiles, pueden ser fácilmente colocados por los ortodoncistas en múltiples lugares; su eliminación es rápida y típicamente sin incidentes; son accesibles, y no requieren un período de oseointegración 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 aparatos².

Su diámetro promedio es de 1.2 mm y largo promedio de 6 mm, siendo la mayoría de ellos autorroscantes, 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 adecuadamente³.

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 hidrógeno⁴.

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 ortodóncicas⁵.

Se pueden dividir en tres partes distintas (Fig.1):

- Cabeza: Es la parte que se va a exponer y clínicamente es 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.⁶

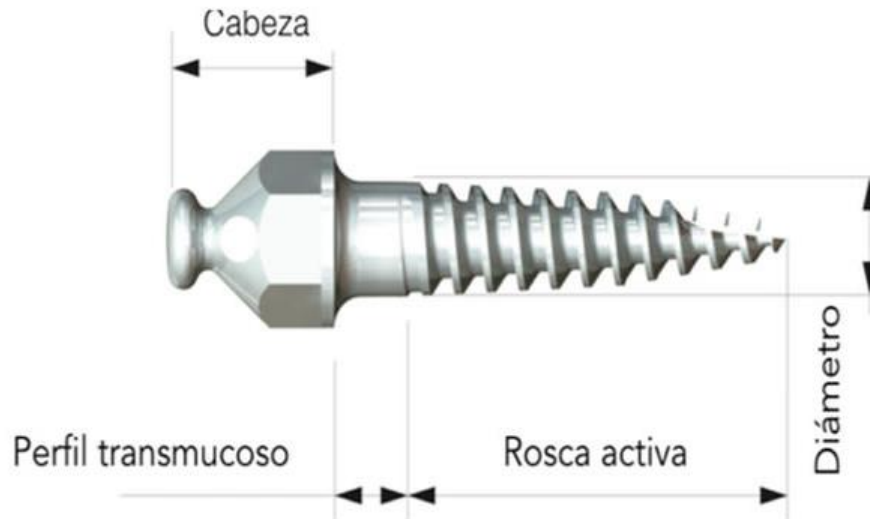


Fig. 1 Partes que componen un mini-implante (Marassi Carlo, Marassi Cesar: 2012)

1.2 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.

1. Seleccionar un 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, seno maxilar, 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.⁷

1.3 Áreas e indicaciones para la aplicación de los mini-implantes

Algunos ejemplos de lugares anatómicos en los que se pueden colocar los mini implantes son:

1. Cresta infracigomática: útil para retracción de la dentición maxilar completa y clases II de caninos y molares, para intrusión de molares superiores.
2. Tuberosidad maxilar: para retracción de dientes posterosuperiores.
3. Entre primer y segundo molar superior por vestibular: para retracción de dientes anterosuperiores o en combinación con mini implantes palatinos para realizar intrusión de molares.
4. Entre primer molar y segundo premolar maxilar por vestibular: para retraer dientes anterosuperiores o distalización de la arcada superior.
5. Entre el canino y el premolar mandibular por vestibular: para realizar movimientos en sentido sagital de la dentición inferior.
6. Sínfisis mandibular, por vestibular: para intrusión de incisivos inferiores o distalización de arcada inferior.
7. Edentulismo: para movilizar dientes adyacentes y corregir la verticalidad molar, etc^{8,9}.

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

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 poroso¹⁰.

Los huesos tipos 1 y 2, son los de mejor calidad y por ello los más recomendados para realizar la colocación de los mini implantes¹¹.

1.4 Daños en los tejidos duros

Cuando se colocan los mini implantes en el hueso alveolar, existe la posibilidad de lastimar los tejidos periodontales. Si en el daño se incluye cemento y dentina de alguna raíz, un mecanismo de reparación por parte de los tejidos periodontales funcionara bien y ningún problema serio ocurrirá clínicamente¹².

De acuerdo con resultados de algunos artículos y literatura que investigaron acerca del daño que pueden ejercer los mini-implantes a los tejidos duros, se consideran eficaces las siguientes técnicas para evitar el daño de la raíz en la aplicación clínica de los mini implantes:

1. Anestesia local mínima (el paciente puede sentir dolor cuando el mini implante se inserta).
2. Colocación del mini implante en el área interradicular más ancha.
3. Elegir un mini implante pequeño y corto, según sea posible.
4. Inserción oblicua.
5. La colocación con un método de autoperforado.
6. Utilizar un destornillador con un limitador de torque, lo cual también puede disminuir la posibilidad de fractura y falla del mini implante¹³.

1.5 Mecánica de los mini-implantes

La mecánica utilizada en relación con la aplicación de dispositivos de anclaje temporal (DAT), depende de si el mini-implante se está utilizando como anclaje directo o indirecto.

Para el anclaje directo, la línea de acción de la fuerza tiene que pasar a través del mini implante. Y en el caso del anclaje indirecto, la tracción del segmento activo se hace desde el segmento reactivo y este se fija el mini-implante para aumentar el anclaje. Por lo que, si la línea de acción de la fuerza no pasa a través del mini implante, como sería el caso de un brazo de poder, se generaría una fuerza alejada del eje largo del mini implante, creando así un momento que da como resultado una fuerza de cizallamiento¹⁴.

1.5.1 Biomateriales

Con el transcurrir de los años se han usado diversos materiales en implantología, los cuales tienen su origen en lo que realizó el Dr. Branemark cuando implantó un dispositivo de titanio en un conejo, el cual resultó biocompatible; desde ese momento se inició la búsqueda de nuevos materiales¹⁵.

1.5.1.1 Mini-implantes metálico

Los biometales son un conjunto de materiales biocompatibles y biofuncionales, con una buena resistencia a la corrosión que no producen reacción adversa en el cuerpo humano, además de poseer una aceptable relación densidad-resistencia y un módulo de elasticidad adecuado a la función requerida¹⁶.

a) Acero Inoxidable 316

Este acero inoxidable 316, es considerado como de grado médico, está fundido al vacío para alcanzar los extremadamente altos niveles de pureza y de limpieza necesarios para los implantes quirúrgicos, con una composición química mostrada en la Tabla 1. Tiene excelente resistencia en entornos fisiológicos,¹⁷ con unas propiedades mostradas en la Tabla 2 que lo caracterizan.

Tabla 1. Composición química del acero inoxidable (UNS S31673)
(Fuente: Portal web Alloy wire international http://alloywire.com/spanish/alloy_stainless_steel_316.html)

<i>Cr</i>	17 - 19%
<i>Ni</i>	13 – 15%
<i>Mn</i>	2% Max
<i>Mo</i>	2.25 – 3.5 %

Tabla 2. Propiedades del acero inoxidable (UNS S31673)

(Fuente: Portal web Alloy wire international http://alloywire.com/spanish/alloy_stainless_steel_316.html)

<i>Dureza (HB)</i>	160
<i>Límite de fluencia (MPa)</i>	215.82
<i>Peso específico (kg / m³)</i>	7950
<i>Módulo de elasticidad (GPa)</i>	187.5
<i>Punto de Fusión (°C)</i>	1500

b) Ti6Al4V ELI

Puede ser considerada en cualquier aplicación biomédica, en particular para los componentes implantables, debido a su biocompatibilidad, buena resistencia a la fatiga y bajo módulo. También podría ser considerado para cualquier aplicación donde se requiere una combinación de alta resistencia, peso ligero y buena resistencia a la corrosión. Algunas aplicaciones típicas en las que esta aleación ha sido utilizada con éxito incluyen reemplazos de articulaciones, dispositivos de fijación de huesos y clips quirúrgicos¹⁸. Sus propiedades se muestran en la Tabla 3 y su composición química porcentual en la Tabla 4.

Tabla 3. Propiedades del Titanio (Ti6Al4V ELI)

(Fuente: Portal web Technical Datasheet <http://cartech.ides.com/datasheet.aspx?i101&E=268>)

<i>Dureza (HB)</i>	340
<i>Límite de fluencia (MPa)</i>	827
<i>Peso específico (kg / m³)</i>	4428
<i>Módulo de elasticidad (GPa)</i>	105-116
<i>Punto de Fusión (°C)</i>	1630-1680

Tabla 4. Composición química del Titanio (Ti6Al4V ELI)
 (Fuente: Catálogo web, Sistema de implantes iSy <http://www.implantesisy.com/catalogo.pdf>)

Al	5.5 – 6.75 % Max
V	3.5 – 4.5 % Max
Fe	0.3 % Max
C	0.08 % Max
N	0.05 % Max
H	0.015 % Max
Ti	Resto

1.5.2 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)^{19,20}, sin información concreta disponible sobre las fuerzas máximas que se pueden aplicar a ellos²¹. Bajo estos rangos de fuerza se encontró en una revisión sistemática realizada en por Wilmes B. y cols., que los mini-implantes utilizados en ortodoncia tienen una tasa promedio de éxito del 83%²², lo que ha llevado a la modificación de las características del mini-implante para disminuir el riesgo al fracaso, como son aumento en su longitud y diámetro, variación en el torque de colocación y protocolos de inserción diversos, lo cual tiene como objetivo mejorar tanto la estabilidad primaria la cual se puede describir como la retención de un mini-implante en el hueso mediante una traba mecánica, tomando en cuenta que factores como la calidad y cantidad de hueso cortical, así como el estado de salud del paciente 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 tan importantes o incluso más importantes para la estabilidad primaria que las características físicas del tornillo o las características de los sitios de colocación².

Y es en esta búsqueda de mejoras en los protocolos de inserción que 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 la

superficie activa del mini-implante con la mayor cantidad de hueso cortical posible para obtener un aumento en la estabilidad primaria y aumentar el torque a la inserción, lo que posiblemente ejerce un efecto positivo sobre la estabilidad de los mini implantes^{23,24,25}. Y por otro lado buscar colocar los implantes bicorticalmente en las zonas anatómicas que lo permitan, como en el caso de la cresta infracigomática.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO: Antecedentes específicos

CAPÍTULO 2: Antecedentes específicos

2.1 Mini-implantes en la cresta infracigomática

De acuerdo con De Clerck²⁶, debido a la ubicación y la sólida estructura ósea, el límite inferior del refuerzo zigomático maxilar, también conocido como cresta infracigomática, ubicada entre el primer y el segundo molar, es el sitio elegido para la colocación de mini-placas y mini-implantes con el propósito de usar el sistema de anclaje esquelético, colocando las mini-placas a una distancia segura de las raíces de los molares maxilares.

Anatómicamente, la cresta infracigomática tiene dos placas corticales, una vestibular y la lateral del seno maxilar. Esta ventaja anatómica permite la fijación bicortical y contribuye a la estabilidad primaria mejorada del tornillo²⁷. Miyazaki y colaboradores²⁸ observaron en sus estudios que la estabilidad del mini-implante no está relacionada con su longitud, sino con su diámetro, ya que los mini-implantes de 1 mm de grosor demostraron menos estabilidad que los mini-implantes de 1.5 y 2.3 mm, por lo que ellos sugieren colocar mini-implantes con un diámetro mayor a 2 mm siempre verificándolo en una tomografía computarizada de la zona, previo a su colocación (Fig. 2).

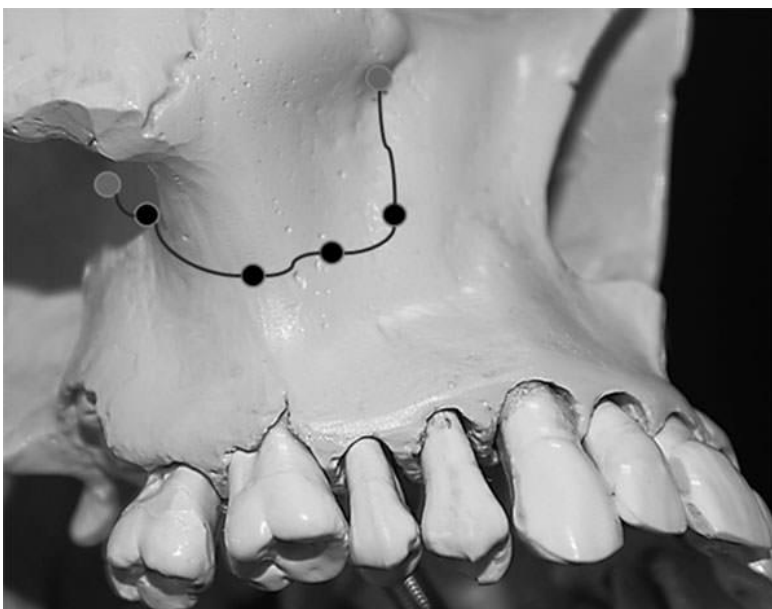


Fig. 2 Ángulo de inserción de mini-implante

(Cruz Ibañez LA, Gualán CartucheLLP, Cazar Almache ME, 2015, Obtenible en: <https://www.ortodoncia.ws/publicaciones/2015/art-48/>)

El área de la cresta infracigomática es de 2-5 mm de grosor, mientras que los mini-implantes tienen una longitud de aproximadamente 5-7 mm, lo que puede causar la perforación del seno maxilar durante su colocación²⁹.

Sin embargo en un estudio realizado por Kim y colaboradores³⁰ en el que colocaron 74 mini-implantes, de 4 mm de largo y 1,5 mm de diámetro, mostraron que 39 de ellos perforaron el seno maxilar, con una exposición promedio de $1,31 \pm 0,72$ mm. No obstante, ningún mini-implante presentó movilidad o causó complicaciones adicionales, como sinusitis, inflamación o inflamación peri-implantaria, con estabilidad clínica durante un período de seis meses después de la colocación de los mini-implantes.

La técnica para insertar el dispositivo es siguiendo el eje longitudinal de la raíz meso vestibular del primer molar, ubicando la cresta infra cigomática, a 14-16 mm del plano oclusal y logrando una angulación del DAT con el plano oclusal entre 55° - 75° , de esta forma se podrá evitar la erosión ósea, lesión de la raíz mesiovestibular del primer molar maxilar y la irritación de la mucosa alveolar / bucal²⁸.

2.2 Ángulo de inserción del mini-implante

Según algunos artículos el ángulo de inserción del mini-implante influye significativamente en la dirección de la fuerza en las mecánicas de Ortodoncia. Se ha encontrado que el inclinar el mini-implante en relación con la superficie del hueso proporciona mayor contacto con el hueso cortical, lo que resulta en aumento de la retención mecánica, la estabilidad del implante y disminuye la posibilidad de dañar las raíces de los dientes adyacentes^{25,31}. Sin embargo, un ángulo muy oblicuo puede crear deslizamiento del mini implante en su primer contacto con el hueso y dificultar la aplicación de materiales de tracción (Fig. 3)²². Y según Laursena MG, et. al., el ángulo de colocación óptimo es entre 50° y 70° ³².

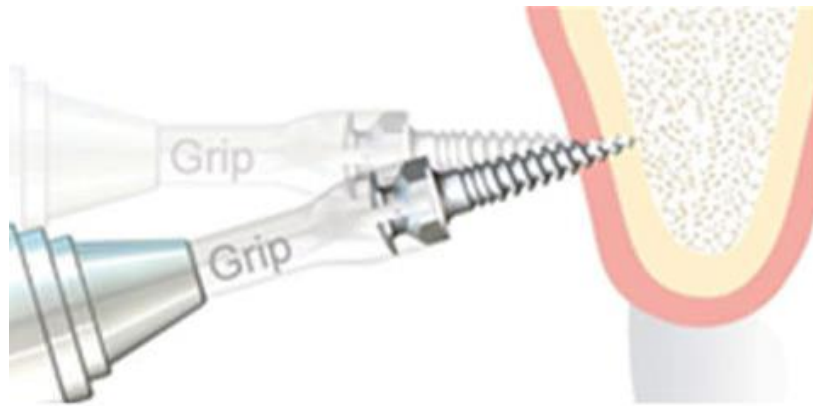


Fig. 3 Ángulo de inserción de mini-implante (Marassi Carlo, Marassi Cesar: 2012)

2.3 Mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics, Taiwan Medical and Biotech Industry Association, New Taipei City, Taiwan)

Los mini-implantes Bio-Ray están hechos de acero inoxidable quirúrgico (UNS S31673) para que sean lo suficientemente fuertes como para resistir la fuerza de inserción independientemente del toque aplicado en el hueso tanto en el maxilar y la mandíbula. El mini-implante tiene puntas autoperforantes, que al ser de acero inoxidable tiene la dureza para perforar estructuras óseas de alta densidad, como las que se encuentran en la mandíbula y el cresta infracigomática, además de no producir el efecto no deseado de la oseointegración (Fig.4).³³

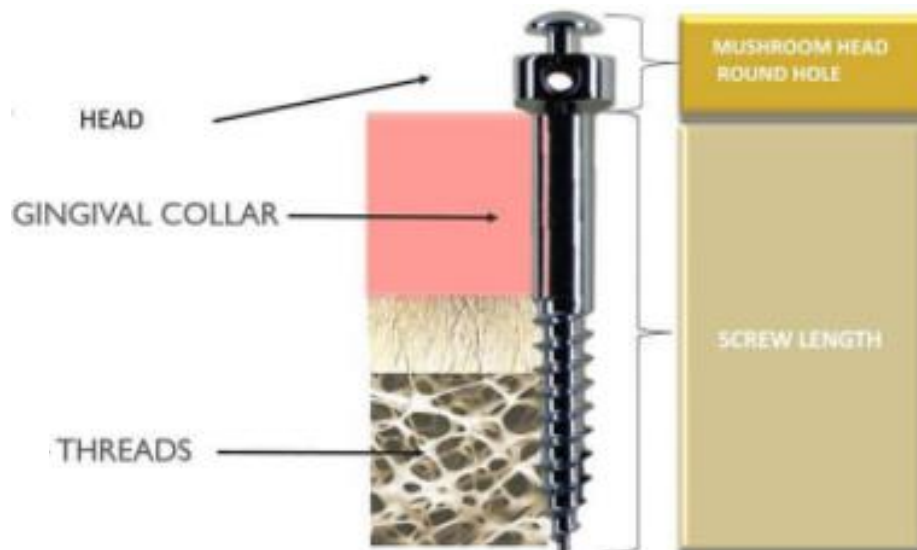


Fig. 4 Mini-implante A1, Bio-Ray (Global Connection & Innovation- BioRay USA, Disponible en: <http://biorayusa.com>)

2.4 Mini-implante Vector® (Ormco Corporation, Orange, Calif)

Los mini-implantes Vector están esterilizados con rayos gamma y compuestos de una aleación Ti6Al4V biocompatible. Existe cuatro tipos de mini-implantes con longitudes, diámetros y configuraciones de corte específicos para abordar las diferentes áreas de la cavidad oral donde se colocarán.

La Figura 5 muestra cada tipo de configuración de corte, de acuerdo al mini-implante seleccionado. En el caso de los mini-implantes con longitudes de 10 y 12 mm su configuración de corte de hilo, los hace ideales para áreas de hueso grueso y denso. Los hilos de corte dual eliminan los restos óseos para facilitar el avance del tornillo en el hueso, lo que disminuye el estrés óseo para un mayor éxito³⁴.

Su cabeza es fácilmente identificable con forma de delta (Figura 3), la cual facilita la carga y la eliminación mediante la alineación con los ojales en forma de delta de sus auxiliares. Además de que los bordes lisos y redondeados de la cabeza garantizan la comodidad del paciente.

Todos los mini-implantes Vector son autorroscantes y autoperforantes, y requieren solo una presión ligera a moderada para la inserción, lo que minimiza la necesidad de perforar los tejidos (Fig. 5)³⁵.

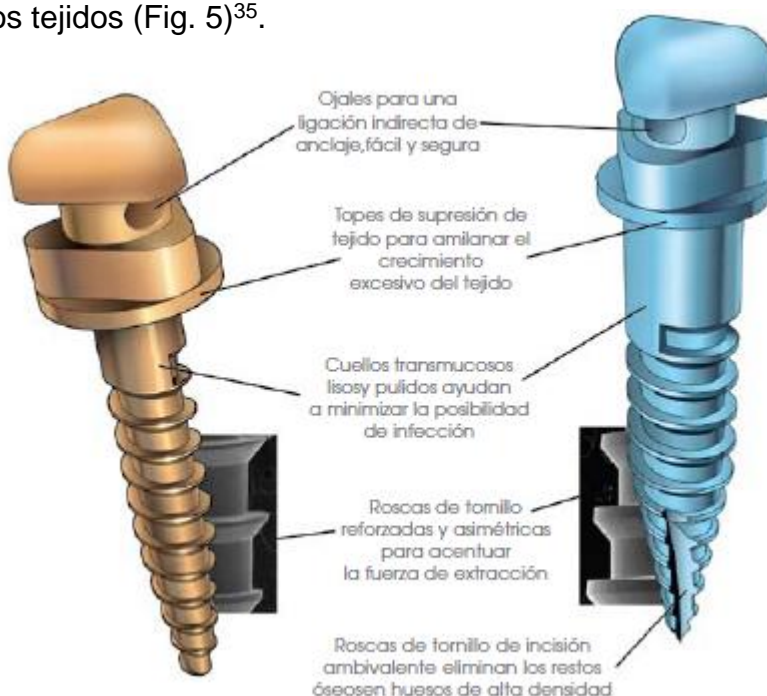


Fig. 5 Características estructurales de mini-implante Vector (Ormco. VectorTAS Temporary Anchorage System, Workbook, 2007)

2.5 Análisis de Modelos finitos

El primer artículo de Análisis con Elementos Finitos fue publicado por Farah y col en 1973³⁶. El análisis por elementos finitos, a diferencia del análisis mediante radiografías o tomografías en las que solo se puede planear el sitio de ubicación del mini-implante³⁷, los elementos finitos nos permiten determinar la distribución y trayectoria de los esfuerzos así como su magnitud, tanto internamente como en el hueso circundante cuando se aplica una carga³⁸. 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.

La tensión de Von Mises es una magnitud física proporcional a la energía de distorsión, en la biomecánica simulada a observar en el análisis de elementos finitos para así poder obtener los resultados de la simulación e interpretarlos para extrapolarlos a las consecuencias que podrían tener en un modelo biológico y de esta manera entenderlos resultados clínicos obtenidos³⁹.

Los elementos finitos mimetizan el comportamiento biológico porque son simulaciones en una estructura 3D en elementos que se conectan por medio de nodos⁴⁰. A los modelos se les asignan características teniendo en cuenta las condiciones propias de dicho elemento o estructura para el análisis específico y las fuerzas o situaciones a simular ^{38,41}. Este tipo de evaluación es aplicada en muchos campos como ingenierías, mecánica, biomédica, medicina y odontología³⁶.

Otro factor importante en este tipo de simulaciones son las propiedades de los materiales que constituyen el modelo, las cuales dependiendo de la información de la que se disponga puede afectar dramáticamente los resultados. Es así que, al ser un análisis matemático puede dar resultados exactos y cuantificables que muchas veces en las investigaciones *in vivo* es difícil de obtener, además de que al usar los elementos finitos se puede simular las características de un hueso humano y obtener resultados más exactos que si se hiciera una investigación en algún biomodelo de estudio animal. Finalmente, se debe resaltar que los modelos

realizados por elementos finitos deben ser validados por trabajos experimentales ya sea clínicos o in vitro⁴².

El método consiste en subdividir el sólido en pequeñas partes (elementos) interconectadas entre sí a través de los nodos de los elementos, el modelo se discretiza formando lo que se conoce como “malla”. Los nodos del elemento son los puntos donde se resuelven las ecuaciones. En ellos se aplican las cargas y condiciones de contorno, de manera que suponemos que, el campo de desplazamientos en el interior de cada elemento, puede expresarse en función de los desplazamientos que sufren los nodos del elemento (desplazamientos nodales). De esa manera, una vez conocidos dichos desplazamientos, podríamos determinar, de una forma aproximada, las tensiones y las deformaciones en el interior del elemento³⁸.

La simulación tridimensional es una herramienta poderosa, a través de ella podemos preveer el comportamiento de materiales y sistemas para mejorar su desempeño en las situaciones reales para lo cual es esencial definir el modelo sólido sabiendo qué se quiere analizar.

Sin embargo, una preocupación constante al hablar de simulación tridimensional es si los resultados son o no precisos, lo cual es imposible de demostrar a menos que se lleven a cabo los proyectos. Por lo que a medida que aumentó la potencia informática y se generalizó el uso de análisis de elementos finitos en los años 80's, fue necesaria la creación de una organización llamada NAFEMS (International Association for the Engineering Modelling, Analysis and Simulation Community), cuyo objetivo inicial fue desarrollar “puntos de referencia” para comparar los resultados arrojados por los diferentes softwares de análisis de elementos finitos. En cuanto al software Solidworks, utilizado en este proyecto, NAFEMS lo evaluó en más de 50 puntos de referencia dentro de seis categorías diferentes, en cada uno de estos puntos se presentaron los resultados teóricos y los encontrados por el software Solidworks, encontrando que las discrepancias estaban dentro del ± 5 por ciento de intervalo de confianza para su utilización en toma de decisiones de diseño y desarrollo de proyectos⁴³.

2.5.1 Pasos a seguir en el cálculo de elementos finitos. Funcionamiento de un software.

Los programas para el análisis de elementos finitos disponen de tres módulos de trabajo:

- a) Pre-procesador: Se prepara el modelo para el cálculo y se realizan las siguientes operaciones:
 - Dibujo del modelo o importación si se generó a través de un sistema CAD.
 - Selección de los materiales a emplear, que pueden obtenerse por librerías, o se definen por el usuario.
 - Asignación de elemento y propiedades de materiales a los diferentes componentes del modelo.
 - Mallado de los componentes del modelo.
 - Aplicación de las cargas exteriores (puntuales, lineales o superficiales)
 - Aplicación de las condiciones de contorno del modelo.
- b) Calculador: Se realiza todo el cálculo de elementos finitos y genera las soluciones. El programa empieza transfiriendo las cargas al modelo, genera las matrices de rigidez, realiza la triangulación de la matriz, resuelve el sistema de ecuaciones y genera la solución.
- c) Post-procesador: Permite la representación gráfica de los resultados.⁴⁴

2.6 Propiedades mecánicas del hueso

Las propiedades estructurales más importantes para caracterizar a los tejidos biológicos son las relaciones existentes entre la fuerza y la deformación y entre la tensión y la deformación. Estas relaciones se emplean para predecir el comportamiento del tejido in vivo^{45, 46}. Los tejidos biológicos son materiales anisotrópicos aunque existe una gran variedad de literatura científica que los define y emplea como isótropos, existiendo acuerdo en este sentido en la comunidad científica internacional⁴⁷.

Las principales propiedades del hueso empleadas habitualmente son:

- Módulo de Young o módulo de elasticidad (E): representa la capacidad de un material a ser deformado. Se obtiene mediante ensayos de tracción y está representado en la parte lineal de la curva tensión (σ)-deformación (ϵ) y en la que, además, la ley de Hooke es aplicable (Fig.6).

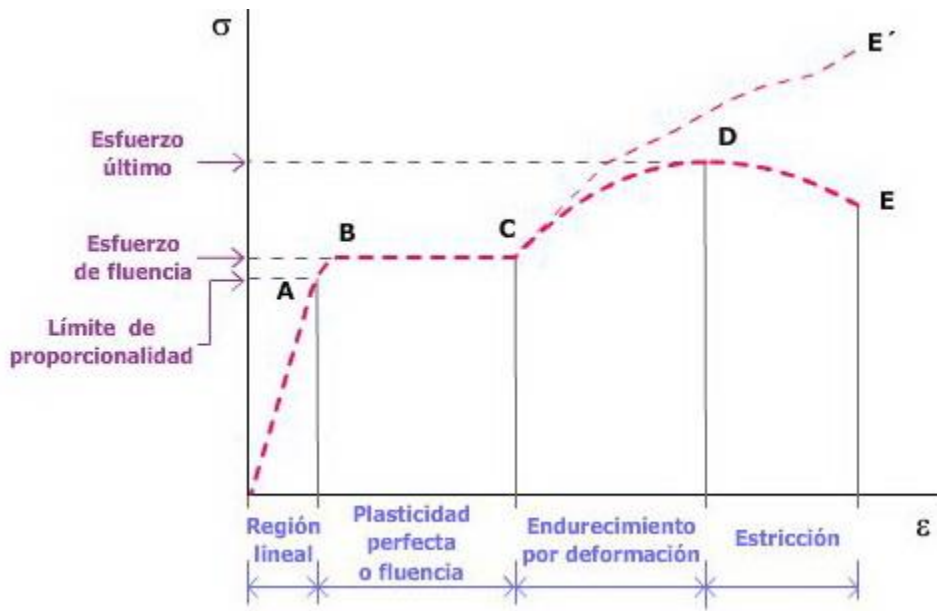


Fig. 6 Curva tensión-deformación genérica (Obtenido de : http://www.cienciasfera.com/materiales/tecnologia/tecno02/tema03/111_determinacin_de_propiedades.html)

- Coeficiente de Poisson (ν): es otra constante elástica que representa una medida de estrechamiento del material cuando éste se somete a un estiramiento longitudinal. En la Figura 7, el estado inicial, antes de someter al cuerpo a un esfuerzo de tracción, está representado mediante línea continua, mientras que el estado final, se encuentra representado con línea discontinua.

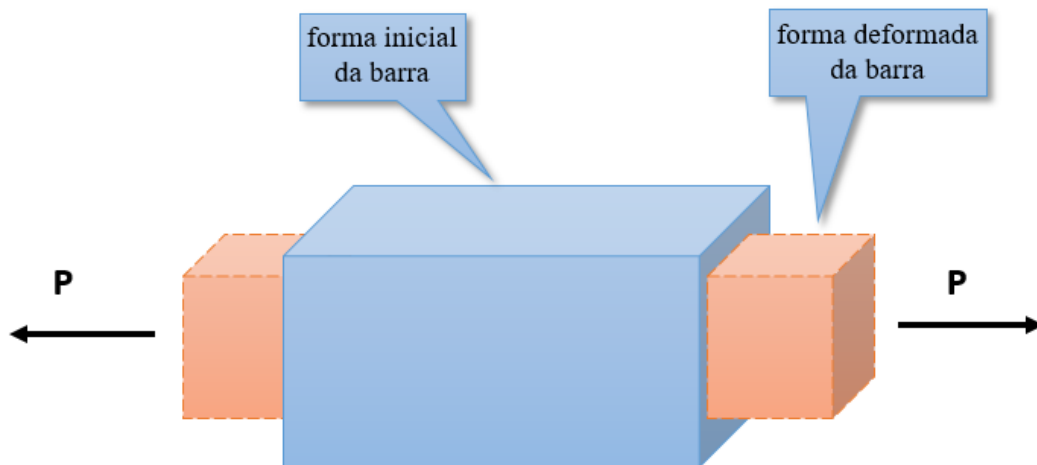


Fig. 7 Esquema de la definición de coeficiente de Poisson (Centro Universitário IESB, 2018, Obtenido de : https://iesb.blackboard.com/bbcswebdav/institution/Ead/_disciplinas/EADG266/nova/aula4.html)

En el caso de la resistencia mecánica del hueso, ésta depende también de la dirección en la cual es cargado el hueso y la resistencia mecánica depende también de si el hueso es cargado a flexión, compresión o tracción. Por todo esto, no es posible especificar la resistencia o las propiedades elásticas del hueso cortical con un único valor, por lo que se presenta en la Tabla 5 diversos rangos de las propiedades mecánicas del hueso en dirección longitudinal y transversal.

Tabla 5. Propiedades mecánicas del hueso humano.
(Fuente: Portal web Tripod: <http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/6046/02Mnt02de11.pdf>)

	Longitudinal	Transversal
<i>Resistencia a tracción (MPa)</i>	78.8 - 151	51 - 56
<i>Resistencia a compresión (MPa)</i>	131 - 124	106 - 133
<i>Módulo de Young (GPa)</i>	17 - 20	6 - 13

2.7 Comportamiento mecánico de un material.

El comportamiento o propiedades mecánicas de un material reflejan la relación entre la fuerza aplicada y la respuesta del material. Tal comportamiento incluye deformación por tensión, elasticidad, plasticidad, ductilidad, tenacidad y resiliencia, dureza, fatiga, entre otros⁴⁸. Estas propiedades están relacionadas con la capacidad del material de transmitir y resistir a fuerzas o deformaciones. Y son importantes ya que la elección del material correcto para la aplicación de una carga durante un proyecto garantizará el éxito del mismo.

La respuesta de los materiales a las fuerzas aplicadas dependerá de:

1. Tipo de enlace
2. Disposición estructural de los átomos y moléculas
3. Tipo y número de imperfecciones que estén presentes en los sólidos⁴⁹.

CAPÍTULO III

DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

CAPÍTULO 3

3.1 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 del desempeño de dichos mini-implantes incluyendo en estas investigaciones variables como son 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, además de si se aplican fuerzas dinámicas o momentos al mini-implante. 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, factores que influyen significativamente en la estabilidad primaria de los mini-implantes y por lo tanto en su desempeño satisfactorio a través de los requerimientos clínicos.

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 reciente aplicación del AEF en el área de 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, disminuyendo costos y permitiendo el desarrollo de modelos anatómicamente exactos; aunado a la posibilidad de comparar resultados con la evidencia de estudios *In-vivo* previos.

Por lo que este tipo de análisis sí nos permite la evaluación de los mini-implantes en un ambiente en el que los factores sistémicos asociados al paciente no interfieren en el comportamiento mecánico de los mini-implantes.

3.2 Pregunta científica

¿Existirán diferencias en el comportamiento mecánico de un mini-implante de acero (Bio-Ray®, TD Orthodontics) y uno de titanio (Vector®, Ormco), al simular su inserción a 55° y 70° de angulación en un modelo tridimensional de la cresta infracigomática y cargarlos con dos fuerzas establecidas (125 g y 200 g), por medio de análisis de elementos finitos?

3.3 Justificación

En el pasado, los medios clínicos para establecer asertivamente el anclaje durante el 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, depender de la cooperación del paciente para la biomecánica mediante el uso de elásticos intermaxilares, 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.

Es así que recientemente, se han desarrollado implantes osteointegrados, on-implants, 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. Es por lo anterior, que actualmente se cuentan con sistemas de anclaje esquelético

alejados del proceso alveolar debido a su ubicación y su sólida estructura ósea, éstos son los mini-implantes en la cresta infracigomática y el shelf mandibular que se colocan a una distancia segura de las raíces de los molares superiores e inferiores respectivamente.

Anatómicamente, la cresta infracigomática tiene dos placas corticales, una vestibular y la lateral del seno maxilar. Esta ventaja anatómica permite la fijación bicortical y contribuye a la estabilidad primaria del mini-implante.

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; y algunos otros que examinan el éxito de este tipo de anclaje durante procedimientos de distalización o intrusión. Y debido al uso cada vez más frecuente del anclaje esquelético infracigomático, es extremadamente importante llevar a cabo estudios que evalúen qué características que debe presentar el mini-implante idealmente 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 y cuál es el comportamiento mecánico del mini-implante; para así, utilizarlo racionalmente, proporcionando procedimientos de implantación y anclaje más seguros y minimizando posibles fallas que afectan la cooperación y aceptación del paciente por este tipo de procedimientos.

La realización de estudios mediante análisis de elementos finitos nos ayudará a esclarecer el comportamiento mecánico de los mini-implantes en situaciones ideales en donde se puedan controlar las características inherentes al hueso y a los mini-implantes sin que se vean afectadas por variables relacionadas con los sujetos en un ambiente clínico.

Por lo que el conocimiento de los efectos que tiene la carga para movimientos en masa, la modificación de la angulación de inserción y las diferentes longitudes y materiales de fabricación del mini-implante dentro del modelo tridimensional en la cresta infracigomática mediante el análisis de elementos finitos, le brindará al ortodoncista la posibilidad de utilizar el mini-implante que mejores características mecánicas presente, de acuerdo las necesidades de

los 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.

3.4 Objetivos

3.4.1 Objetivo General

Determinar las diferencias en el comportamiento mecánico de un mini implante de acero (Bio-Ray®, TD Orthodontics) y uno de titanio (Vector®, Ormco), al simular su colocación en un modelo tridimensional de la cresta infracigomática, bajo la misma angulación y fuerza de carga, analizados con elementos finitos.

3.4.2 Objetivos Específicos

- Determinar la tensión de Von Mises, en el mini-implante Vector® (Ormco) en un ángulo de inserción de 55° y 125 gramos de carga.
- Determinar la tensión de Von Mises, en el mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics) en un ángulo de inserción de 55° y 125 gramos de carga.
- Determinar la tensión de Von Mises, en el mini-implante Vector® (Ormco) en un ángulo de inserción de 55° y 200 gramos de carga.
- Determinar la tensión de Von Mises, en el mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics) en un ángulo de inserción de 55° y 200 gramos de carga.
- Determinar la tensión de Von Mises, en el mini-implante Vector® (Ormco) en un ángulo de inserción de 70° y 125 gramos de carga.
- Determinar la tensión de Von Mises, en el mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics) en un ángulo de inserción de 70° y 125 gramos de carga.

- Determinar la tensión de Von Mises, en el mini-implante Vector® (Ormco) en un ángulo de inserción de 70° y 200 gramos de carga.
- Determinar la tensión de Von Mises, en el mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics) en un ángulo de inserción de 70° y 200 gramos de carga.
- Determinar el desplazamiento del mini-implante Vector® (Ormco) en un ángulo de colocación de 55° y carga a 125 gramos.
- Determinar el desplazamiento del mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics), en un ángulo de colocación de 55° y carga a 125 gramos.
- Determinar el desplazamiento del mini-implante Vector® (Ormco) en un ángulo de colocación de 55° y carga a 200 gramos.
- Determinar el desplazamiento del mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics), en un ángulo de colocación de 55° y carga a 200 gramos.
- Determinar el desplazamiento del mini-implante Vector® (Ormco) en un ángulo de colocación de 70° y carga a 125 gramos.
- Determinar el desplazamiento del mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics), en un ángulo de colocación de 70° y carga a 125 gramos.
- Determinar el desplazamiento del mini-implante Vector® (Ormco) en un ángulo de colocación de 70° y carga a 200 gramos.
- Determinar el desplazamiento del mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics), en un ángulo de colocación de 70° y carga a 200 gramos.
- Determinar la deformación en el hueso infracigomático cortical al hacer la simulación de inserción del mini-implante Vector® (Ormco) con angulación de colocación de 55° y carga a 125 gramos.
- Determinar la deformación en el hueso infracigomático cortical al hacer la simulación de inserción del mini-implante Bio-Ray® (TD

Orthodontics con angulación de colocación de 55° y carga a 125 gramos.

- Determinar la deformación en el hueso infracigomático cortical al hacer la simulación de inserción del mini-implante Vector® (Ormco) con angulación de colocación de 55° y carga a 200 gramos.
- Determinar la deformación en el hueso infracigomático cortical al hacer la simulación de inserción del mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics) con angulación de colocación de 55° y carga a 200 gramos.
- Determinar la deformación en el hueso infracigomático cortical al hacer la simulación de inserción del mini-implante Vector® (Ormco) con angulación de colocación de 70° y carga a 125 gramos.
- Determinar la deformación en el hueso infracigomático cortical al hacer la simulación de inserción del mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics) con angulación de colocación de 70° y carga a 125 gramos.
- Determinar la deformación en el hueso infracigomático cortical al hacer la simulación de inserción del mini-implante Vector® (Ormco) con angulación de colocación de 70° y carga a 200 gramos.
- Determinar la deformación en el hueso infracigomático cortical al hacer la simulación de inserción del mini-implante Bio-Ray® (TD Orthodontics) con angulación de colocación de 70° y carga a 200 gramos.
- Comparar los resultados obtenidos para las variables de tensión de von Mises, desplazamiento y deformación entre los mini-implantes.
- Sugerir con base en los resultados obtenidos en el análisis de elementos finitos cuál opción de mini-implante es la más recomendable para su uso clínico en la cresta infracigomática.

3.5 Hipótesis

- Científica: existen diferencias en el análisis de elementos finitos del comportamiento mecánico de un mini-implante de acero (Bio-Ray®, TD Orthodontics) y uno de titanio (Vector®, Ormco), al simular su inserción a 55° y 70° de angulación en un modelo tridimensional de la cresta infracigomática y cargarlos con dos fuerzas establecidas (125 gr y 200 gr).
- Nula: no existen diferencias en el análisis de elementos finitos del comportamiento mecánico de un mini-implante de acero (Bio-Ray®, TD Orthodontics) y uno de titanio (Vector®, Ormco), al simular su inserción a 55° y 70° de angulación en un modelo tridimensional de la cresta infracigomática y cargarlos con dos fuerzas establecidas (125 gr y 200 gr).

CAPÍTULO IV
MATERIAL Y MÉTODOS

CAPÍTULO 4: Material y métodos

4.1 Diseño del estudio

- Analítico
- Transvesal
- Prospectivo

4.2 Ubicación espacio-temporal

- Centro Universitario de Vinculación y Transferencia de Tecnología (CUVyTT), maker zone.
- Del 30 de enero al 28 de marzo de 2018.

4.3 Población de estudio

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

4.4 Criterios de selección

4.4.1 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.

4.4.2 Exclusión

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

4.4.3 Eliminación

- Cualquier mini-implante nuevo que no pueda ser escaneado correctamente en la tomografía axial computarizada debido a contaminación de su superficie.

4.5 Definición de variables y escalas de medición

Variable	Definición conceptual	Definición operacional y escala	Categoría	Análisis 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.	Kilopondio /centímetro cuadrado (kgf/cm ²)	Dependiente, cuantitativa, por razón, continua	Descriptivo t-student, ANOVA
<i>Desplazamiento</i>	Movimiento realizado por un cuerpo cuando las posiciones de los puntos que lo componen han cambiado pero permanecen estables entre sí.	Milímetros (mm)	Dependiente, cuantitativa, por razón, continua	Descriptivo t-student, ANOVA
<i>Deformación</i>	Un cuerpo varía su estado, cuando las posiciones relativas de los puntos que lo componen han cambiado al aplicarle una carga.	Parámetro adimensional (no tiene unidades de medida)	Dependiente, cuantitativa, por razón, continua	Descriptivo t-student, ANOVA
<i>Fuerza ortodóncica</i>	Cualquier acción que modifique el estado de reposo o movimiento de un diente.	Gramos Fuerza de 125 y 200 gr.	Independiente cuantitativa, por razón, continua.	Descriptivo
<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 55° y 70°.	Independiente cuantitativa, por razón, discreta.	Descriptivo
<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 Vector 12 mm Bio-Ray14 mm	Independiente Nominal, Dicotómica	Descriptivo
<i>Aleación del mini-implante</i>	Combinación de propiedades metálicas, que está compuesta de dos o más elementos metálicos sólidos.	Acero inoxidable quirúrgico (UNS S31673) Titanio (Ti6Al4V)	Independiente Nominal, Dicotómica	Descriptivo

4.6 Recursos

4.6.1 Humanos

- Alumna de la Maestría en estomatología con opción terminal en Ortodoncia: Adriana Santos González.
- Director de Tesis: Dr. Miguel Ángel Casillas Santana.
- Asesor Disciplinario: Mtro. Farid A. Dipp Velázquez.
- Asesor Metodológico: Dr. Rosendo Carrasco.

4.6.2 Materiales

- Software SolidWorks® 2016 (Dassault Systèmes, SolidWorks Corp., Concord, MA, Estados Unidos)
- Software AutoCAD® 2017, Estados Unidos.
- Software Blue Sky Bio 4®, LLC, Estados Unidos.
- Software Microsoft® Excel 2016, Estados Unidos.
- Tomografía CONE BEAM del maxilar de paciente normoprósopo, adulto.
- Tomografía axial computarizada de los mini-implantes Vector® (Ormco) de 12 x 2 mm y Bio-Ray® (TD Orthodontics) de 14 x 2 mm.

4.7 Metodología

Se realizaron las tomografías axiales computarizadas de cada uno de los mini-implantes autoperforantes con superficie lisa y sin tratamiento; cuyas diferencias radican en el tipo de aleación y diseño geométrico que los conforman:

- T1: Bio-Ray® (TD Orthodontics) 14 x 2 mm, Acero inoxidable quirúrgico (UNS S31673)
- T2: Vector® (Ormco) de 12 x 2 mm, Titanio (Ti6Al4V)

Obteniendo archivos con formato DICOM. Por otro lado, también se obtuvo la tomografía CONE BEAM del maxilar de paciente normoprósopo, adulto, en buen

estado de salud y sin alteraciones óseas evidentes; obteniendo también un archivo DICOM.

Los tres archivos DICOM (dos de los mini-implantes y uno del maxilar del paciente) fueron abiertos en el software Blue Sky Plan 4 de libre descarga, instalación y uso autorizada por el propietario de los derechos (Blue Sky Bio, LLC, USA), con previo registro del operador; para convertirlos al formato STL.

En base a esos archivos STL se realizó el modelado geométrico en 3D por medio del software AutoCAD® 2017, tanto de los mini-implantes como de la estructura anatómica que corresponde a la cresta infracigomática.

Tras la importación de la geometría, se llevó a cabo el mallado del conjunto, el cual está representado en la Figura 8, compuesta por 173.084 nodos y 115.427 elementos, en el software SolidWorks® 2016 (Dassault Systèmes, SolidWorks Corp., Concord, MA, Estados Unidos) con complemento de simulación.

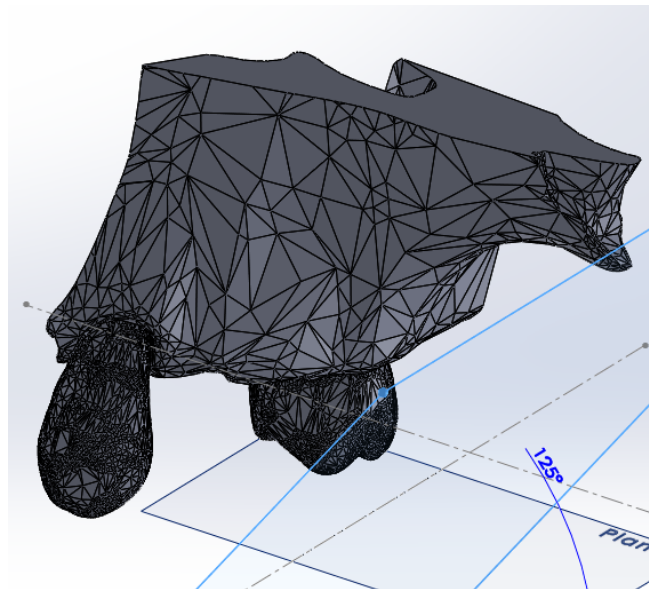


Fig. 8 Mallado de la zona anatómica correspondiente a la cresta infracigomática
(Fuente directa: Software Solidworks)

Se simuló un fragmento de hueso maxilar que corresponda a la zona anatómica de la cresta infracigomática con las características anatómicas y propiedades

mecánicas anisotrópicas que se muestran en la Tabla 6, descritas en la literatura^{50,15}.

*Tabla 6. Propiedades mecánicas del hueso cortical
(Biblioteca de materiales del software Solidworks)*

<i>Módulo de elasticidad (Young)</i>	15.8 GPa
<i>Coefficiente de Poisson</i>	0.3
<i>Densidad</i>	1.59 g / cm ³

Posteriormente, se integraron en el software los mini-implantes; T1 y T2, asignándoles las propiedades de las diferentes aleaciones de las que están compuestos, con base en los datos que el mismo software SolidWorks® 2016 (Dassault Systèmes, SolidWorks Corp., Concord, MA, Estados Unidos) tiene precargados para Titanio (Ti6Al4V) Tabla y Acero inoxidable quirúrgico (UNS S31673) Tabla 7.

*Tabla 7. Propiedades mecánicas de las aleaciones de los mini-implantes T1 y T2.
(Biblioteca de materiales del software Solidworks)*

<i>Aleación</i>	<i>Densidad</i>	<i>Límite de tracción</i>	<i>Módulo de elasticidad</i>
<i>Titanio (Ti6Al4V)</i>	4.428 g/cm ³	1050 MPa	104.8 GPa
<i>Acero inoxidable quirúrgico (UNS S31673)</i>	8.02 g/cm ³	485 MPa	200.1 GPa

Se definieron las siguientes dos angulaciones para la inserción de los dos mini-implantes: 55° y 70°; con el plano oclusal. Y se aplicaron cargas de 125 y 200 gramos simulando un movimiento de intrusión y anteroposterior

respectivamente, las cuales se aproximan a las fuerzas ortodóncicas aplicadas en la práctica clínica Figs. 9 y 10.

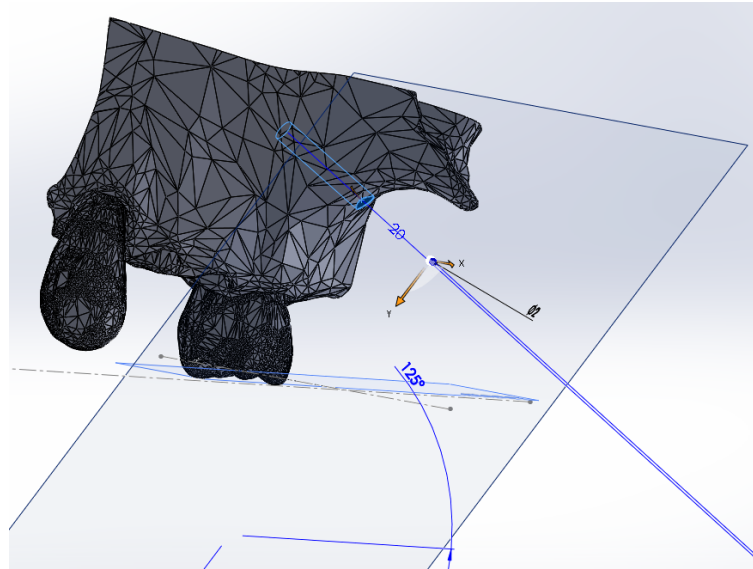


Fig. 9 Determinación de la angulación de inserción del mini-implante (Fuente directa: Software Solidworks)

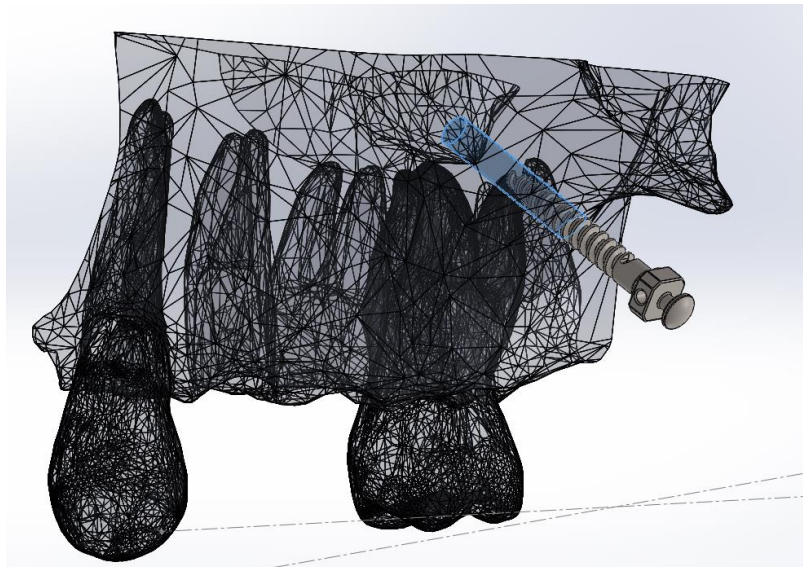


Fig. 10 Integración del mini-implante a la simulación 3D (Fuente directa: Software Solidworks)

Se analizaron los esfuerzos Von Mises expresados en Mega pascales (MPa), el desplazamiento expresado en mm y la deformación elástica.

4.8 Análisis estadístico

Los datos fueron almacenados y analizados en el paquete estadístico Microsoft® Excel 2016, Estados Unidos., se obtuvieron las medidas de tendencia central y estadística descriptiva. Se utilizó la prueba t-student para muestras independientes para evaluar la tensión de von Mises, desplazamiento y la deformación elástica de los mini-implantes.

Se evaluó la homogeneidad de la varianza según ANOVA, fijando el nivel de significancia de $p \leq 0.05$ y pruebas de rangos múltiples en aquellos en los que se encontró diferencia significativa y se creó una gráfica de medias para los grupos con diferencias en el software Statgraphics 12®.

CAPÍTULO V
RESULTADOS, DISCUSIÓN,
CONCLUSIONES, REFERENCIAS.

Capítulo 5

5.1 Resultados

Los resultados de la simulación se observan en la tabla 8, donde se incluyen los valores mínimos, máximos, media y desviación estándar de los resultados para la tensión de von Mises, desplazamiento y deformación de los 2 mini-implantes propuestos, con una angulación de colocación de 55° y cargados a 125 gramos y 200 gramos. Se observan también los resultados de los análisis t-student y ANOVA con $p \leq 5$ (* indica una diferencia significativa). Sin embargo, el análisis ANOVA nos dice que sí existen diferencias entre los grupos en la deformación, sin señalar en dónde. Por lo que, se usó un gráfico de medias y una prueba de rangos múltiples para distinguir las diferencias entre los grupos de deformación con una $p \leq 5$ (* indica una diferencia significativa).

Tabla 8. Tensiones, desplazamientos y deformación para la angulación de 55°.

(Fuente directa)

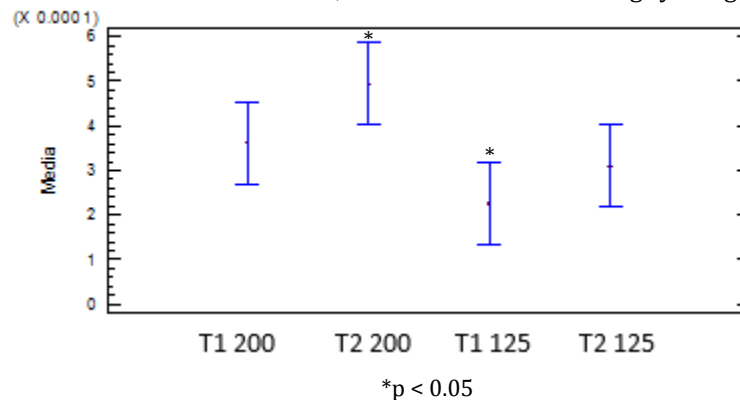
	Carga	Mínima	Máxima	Media	Desviación estándar	t-student
Tensión Implantes (kgf/cm²)						
T1 (Acero)	125 gr	5.99155e-010	589.365	294.638	191.227	0.7513
T2 (Titanio)		2.35197e-010	639.44	319.715	207.443	
T1 (Acero)	200 gr	9.58283e-010	968.626	471.430	306.0132	0.750
T2 (Titanio)		3.76315e-010	1023.1	511.638	332.001	
<i>ANOVA p = 0.10658</i>						
Desplazamiento URES implantes (mm)						
T1 (Acero)	125 gr	0	0.0209081	0.0105	0.0066	0.5949
T2 (Titanio)		0	0.0182611	0.0092	0.0058	
T1 (Acero)	200 gr	0	0.0334363	0.0168	0.0107	0.566
T2 (Titanio)		0	0.0292177	0.0145	0.0096	
<i>ANOVA p = 0.0933</i>						

Deformación ESTRN implantes						
T1 (Acero)	125 gr	2.39306e-011	0.000451	0.0002	0.0001	0.2428
T2 (Titanio)		3.24075e-012	0.000616	0.0003	0.0002	
T1 (Acero)	200 gr	4.03847e-011	0.00072	0.0003	0.0002	0.2411
T2 (Titanio)		5.18852e-012	0.00098	0.0004	0.0003	

ANOVA $p = 0.0401^*$

Rangos múltiples			
Contraste	Sig.	Diferencia	+/- Límites
T1 200 - T2 200		-0.000132308	0.000184576
T1 200 - T1 125		0.000135092	0.000184576
T1 200 - T2 125		0.0000526769	0.000184576
T2 200 - T1 125	*	0.0002674	0.000184576
T2 200 - T2 125	*	0.000184985	0.000184576
T1 125 - T2 125		-0.0000824154	0.000184576

Gráfico de medias, Deformación: 55° vs 125gr y 200gr.



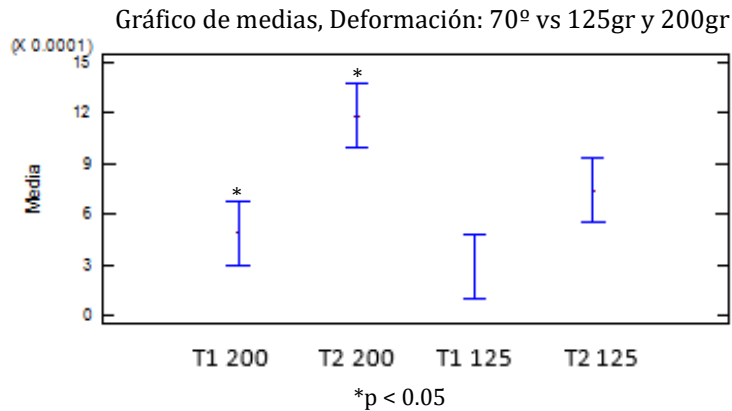
Los resultados de la simulación para la prueba de los dos mini-implantes con una angulación de colocación de 70° y cargados a 125 gramos y 200 gramos se observan en la tabla 9, donde se incluyen los valores mínimos, máximos, media y desviación estándar de los resultados para la tensión de von Mises, desplazamiento y deformación. Se observan también los resultados de los análisis t-student y ANOVA con $p \leq 5$ (* indica una diferencia significativa). De igual forma que en la angulación de 55°, el análisis ANOVA nos dice que sí existen diferencias entre los grupos en la deformación, sin señalar en dónde. Por lo que, se usó un gráfico de medias y una prueba de rangos múltiples para distinguir las diferencias entre los grupos de deformación con una $p \leq 5$ (* indica una diferencia significativa).

Tabla 9. Tensiones, desplazamientos y deformación para la angulación de 70°.

(Fuente directa)

	Carga	Mínima	Máxima	Media	Desviación estándar	t-student
Tensión Implantes (kgf/cm²)						
T1 (Acero)	125 gr	1.92643e-010	1363.49	683.9230	443.991	0.0760
T2 (Titanio)		2.08155e-009	2246.64	1122.923	729.226	
T1 (Acero)	200 gr	2.25204e-010	2275.84	1024.846	812.4942	0.061
T2 (Titanio)		3.33048e-009	3594.62	1799.076	1167.200	
ANOVA $p = 0.01109$						
Desplazamiento URES implantes (mm)						
T1 (Acero)	125 gr	0	0.0686	0.0344	0.0221	0.4582
T2 (Titanio)		0	0.0767	0.0419	0.0279	
T1 (Acero)	200 gr	0	0.1055	0.0527	0.0340	0.557
T2 (Titanio)		0	0.1228	0.0614	0.0399	
ANOVA $p = 0.15534$						
Deformación ESTRN implantes						
T1 (Acero)	125 gr	1.79246e-011	0.00057	0.0002	0.00018	0.0043*
T2 (Titanio)		5.88883e-011	0.00147	0.0007	0.00047	
T1 (Acero)	200 gr	2.5678e-011	0.0009	0.0004	0.0003	0.005*
T2 (Titanio)		8.06963e-011	0.0023	0.0011	0.0007	
ANOVA $p = 0.00018^*$						

<i>Rangos múltiples</i>			
<i>Contraste</i>	<i>Sig.</i>	<i>Diferencia</i>	<i>+/- Límites</i>
T1 200 - T2 200	*	-0.000693062	0.000384571
T1 200 - T1 125		0.000197977	0.000384571
T1 200 - T2 125		-0.000251215	0.000384571
T2 200 - T1 125	*	0.000891038	0.000384571
T2 200 - T2 125	*	0.000441846	0.000384571
T1 125 - T2 125	*	-0.000449192	0.000384571



Por otro lado, se analizaron los resultados con un test ANOVA ($p \leq 5$), relacionando los resultados para los mini-implantes T1 y T2 con carga de 125gr y angulación de 55° y 70° (Tabla 10). Obteniendo diferencias significativas tanto para la tensión de von Mises, desplazamiento y deformación en el análisis de ANOVA con $p \leq 5$ (* indica una diferencia significativa). Por lo que, se usó un gráfico de medias y una prueba de rangos múltiples para distinguir las diferencias entre los grupos con una $p \leq 5$ (* indica una diferencia significativa).

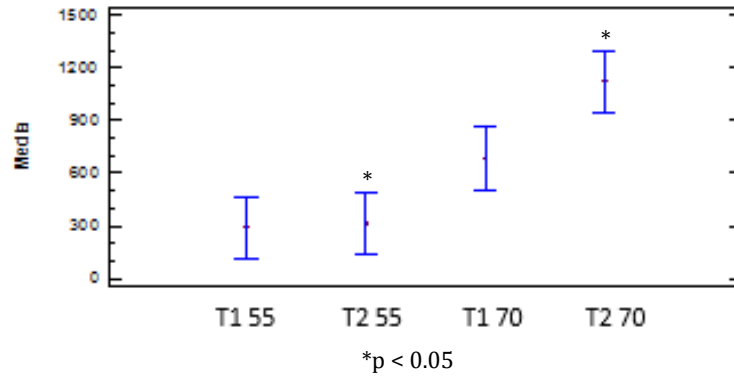
Tabla 10. Tensiones, desplazamientos y deformación para la fuerza de carga de 125 gr. (Fuente directa)

	Angulación	Mínima	Máxima	Media	Desviación estándar	t-student
Tensión Implantes (kgf/cm²)						
T1 (Acero)	55°	5.99155e-010	589.365	294.638	191.227	0.7513
T2 (Titanio)		2.35197e-010	639.44	319.715	207.443	
T1 (Acero)	70°	1.92643e-010	1363.49	683.9230	443.991	0.0760
T2 (Titanio)		2.08155e-009	2246.64	1122.923	729.226	

ANOVA $p = 0.0000411$ *

<i>Rangos múltiples</i>			
<i>Contraste</i>	<i>Sig.</i>	<i>Diferencia</i>	<i>+/- Límites</i>
T1 55 - T2 55		-25.0769	354.558
T1 55 - T1 70	*	-389.285	354.558
T1 55 - T2 70	*	-828.285	354.558
T2 55 - T1 70	*	-364.208	354.558
T2 55 - T2 70	*	-803.208	354.558
T1 70 - T2 70	*	-439.0	354.558

Gráfico de medias, Tensión: 125gr vs 55° y 70°

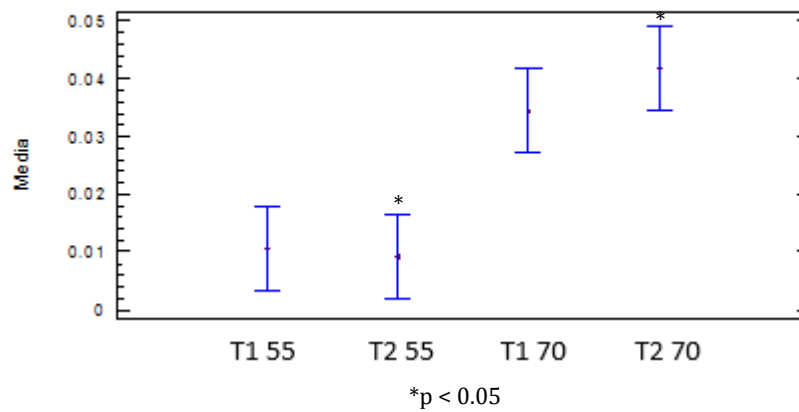


		Desplazamiento URES implantes (mm)				
T1 (Acero)	55°	0	0.02090	0.0105	0.0066	0.5949
T2 (Titanio)		0	0.01826	0.0092	0.0058	
T1 (Acero)	70°	0	0.0686	0.0344	0.0221	0.4582
T2 (Titanio)		0	0.0767	0.0419	0.0279	

ANOVA $p = 0.0000176^*$

Rangos múltiples			
Contraste	Sig.	Diferencia	+/- Límites
T1 55 - T2 55		0.00132077	0.0144935
T1 55 - T1 70	*	-0.0239154	0.0144935
T1 55 - T2 70	*	-0.0313746	0.0144935
T2 55 - T1 70	*	-0.0252362	0.0144935
T2 55 - T2 70	*	-0.0326954	0.0144935
T1 70 - T2 70		-0.00745923	0.0144935

Gráfico de medias, Desplazamiento: 125gr vs 55° y 70°

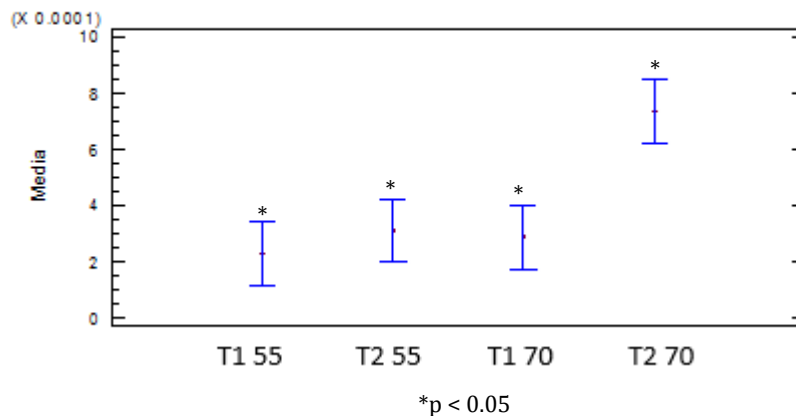


Deformación ESTRN implantes						
T1 (Acero)	55°	2.39306e-011	0.000451	0.0002	0.00014	0.2428
T2 (Titanio)		3.24075e-012	0.00061	0.0003	0.00020	
T1 (Acero)	70°	1.79246e-011	0.00057	0.0002	0.00018	0.0043*
T2 (Titanio)		5.88883e-011	0.00147	0.0007	0.00047	

ANOVA $p = 0.000972^*$

Rangos múltiples			
Contraste	Sig.	Diferencia	+/- Límites
T1 55 - T2 55		-0.0000824154	0.000225347
T1 55 - T1 70		-0.0000631154	0.000225347
T1 55 - T2 70	*	-0.000512308	0.000225347
T2 55 - T1 70		0.0000193	0.000225347
T2 55 - T2 70	*	-0.000429892	0.000225347
T1 70 - T2 70	*	-0.000449192	0.000225347

Gráfico de medias, Deformación: 125gr vs 55° y 70°



Y por último se analizaron los resultados con un test ANOVA ($p \leq 5$), relacionando los resultados para los mini-implantes T1 y T2 con carga de 200 gr y angulación de 55° y 70° (Tabla 11). Obteniendo diferencias significativas tanto para la tensión de von Mises, desplazamiento y deformación en el análisis de ANOVA con $p \leq 5$ (* indica una diferencia significativa). Se usó un gráfico de medias y una prueba de rangos múltiples para distinguir las diferencias entre los grupos con una $p \leq 5$ (* indica una diferencia significativa).

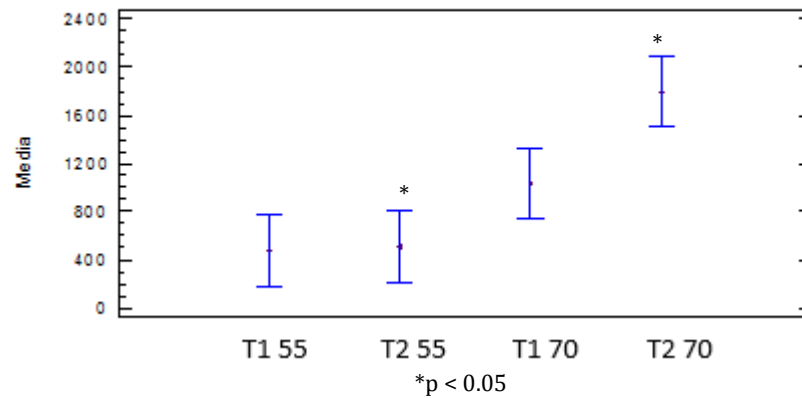
Tabla 11. Tensiones, desplazamientos y deformación para la fuerza de carga de 200 gr.
(Fuente directa)

	Angulación	Mínima	Máxima	Media	Desviación estándar	t-student
Tensión Implantes (kgf/cm²)						
T1 (Acero)	55°	9.58283e-010	968.626	471.430	306.0132	0.750
T2 (Titanio)		3.76315e-010	1023.1	511.638	332.001	
T1 (Acero)	70°	2.25204e-010	2275.84	1024.846	812.4942	0.061
T2 (Titanio)		3.33048e-009	3594.62	1799.076	1167.200	

ANOVA $p = 0.00008250^*$

<i>Rangos múltiples</i>			
Contraste	Sig.	Diferencia	+/- Límites
T1 55 - T2 55		-40.2077	588.364
T1 55 - T1 70		-553.415	588.364
T1 55 - T2 70	*	-1327.65	588.364
T2 55 - T1 70		-513.208	588.364
T2 55 - T2 70	*	-1287.44	588.364
T1 70 - T2 70	*	-774.231	588.364

Gráfico de medias, Tensión: 200gr vs 55° y 70°

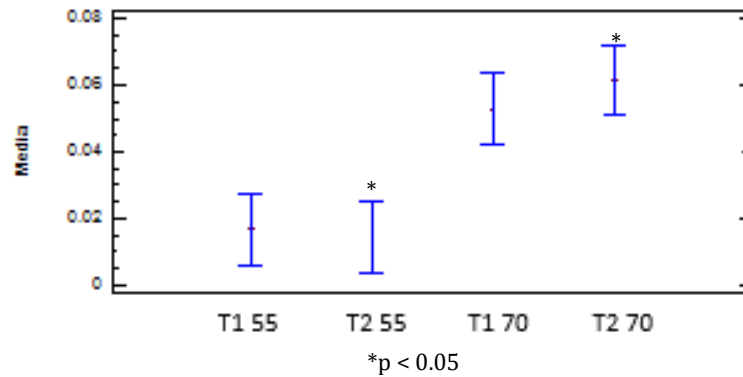


Desplazamiento URES implantes (mm)						
T1 (Acero)	55°	0	0.0334363	0.0168	0.0107	0.566
T2 (Titanio)		0	0.0292177	0.0145	0.0096	
T1 (Acero)	70°	0	0.1055	0.0527	0.0340	0.557
T2 (Titanio)		0	0.1228	0.0614	0.0399	

ANOVA $p = 0.00002397^*$

<i>Rangos múltiples</i>			
<i>Contraste</i>	<i>Sig.</i>	<i>Diferencia</i>	<i>+/- Límites</i>
T1 55 - T2 55		0.00231592	0.0214441
T1 55 - T1 70	*	-0.0359485	0.0214441
T1 55 - T2 70	*	-0.0446031	0.0214441
T1 55 - T1 70	*	-0.0382644	0.0214441
T2 55 - T2 70	*	-0.046919	0.0214441
T1 70 - T2 70		-0.00865462	0.0214441

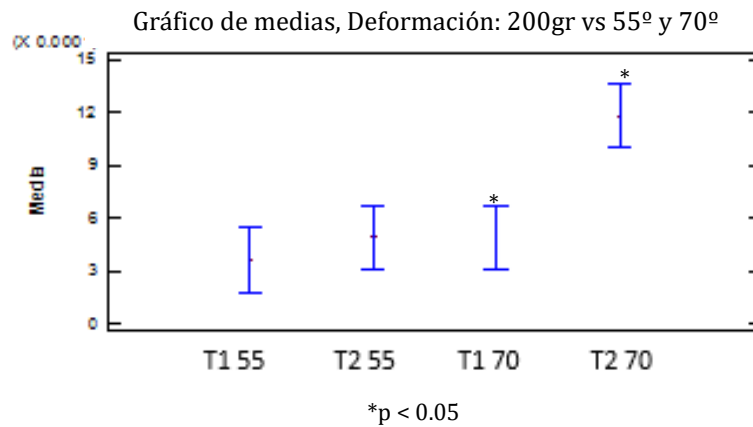
Gráfico de medias, Desplazamiento: 200gr vs 55° y 70°



		Deformación ESTRN implantes				
<i>T1 (Acero)</i>	55°	4.03847e-011	0.00072218	0.0003	0.0002	0.2411
<i>T2 (Titanio)</i>		5.18852e-012	0.000986908	0.0004	0.0003	
<i>T1 (Acero)</i>	70°	2.5678e-011	0.0009	0.0004	0.0003	0.005*
<i>T2 (Titanio)</i>		8.06963e-011	0.0023	0.0011	0.0007	

ANOVA $p = 0.0001233^*$

<i>Rangos múltiples</i>			
<i>Contraste</i>	<i>Sig.</i>	<i>Diferencia</i>	<i>+/- Límites</i>
T1 55 - T2 55		-0.000132308	0.000362191
T1 55 - T1 70		-0.000126	0.000362191
T1 55 - T2 70	*	-0.000819062	0.000362191
T2 55 - T1 70		0.00000630769	0.000362191
T2 55 - T2 70	*	-0.000686754	0.000362191
T1 70 - T2 70	*	-0.000693062	0.000362191



La escala de colores proporcionada en el apartado de resultados del software de elementos finitos SolidWorks® 2016 (Dassault Systèmes, SolidWorks Corp., Concord, MA, Estados Unidos) varía de azul a rojo y cada uno de estos colores está asociado a un valor en concreto que se puede obtener a partir de la leyenda situada a la derecha de las figuras. Los colores más fríos (azules) representan los valores mínimos de la variable en cuestión mientras que los colores rojos implican que los valores máximos se encontrarán en esa zona.

Las figuras 11-16 muestran la tensión de von Mises, desplazamiento y la deformación elástica sufrida por ambos mini-implantes y cuando fueron sometidos a una carga de 125gr.; inclinando el mini-implante a 55°.

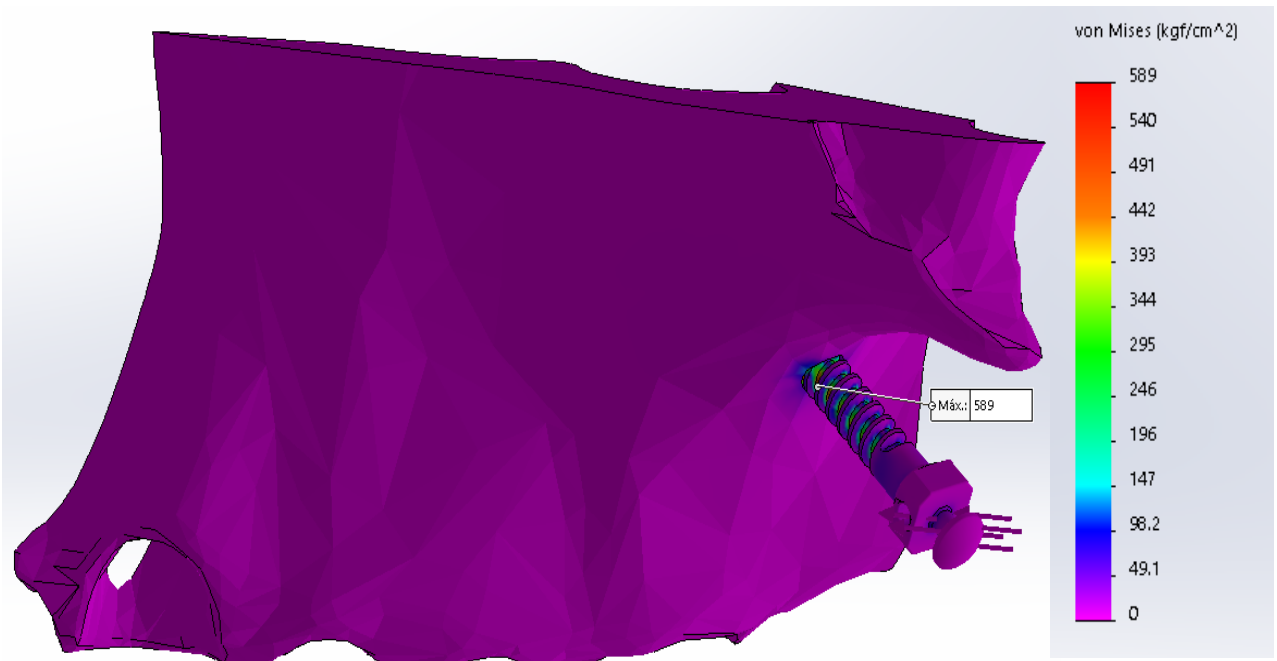


Fig. 11 Tensión de von Mises máxima mini-implante de acero 55°, 125 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)

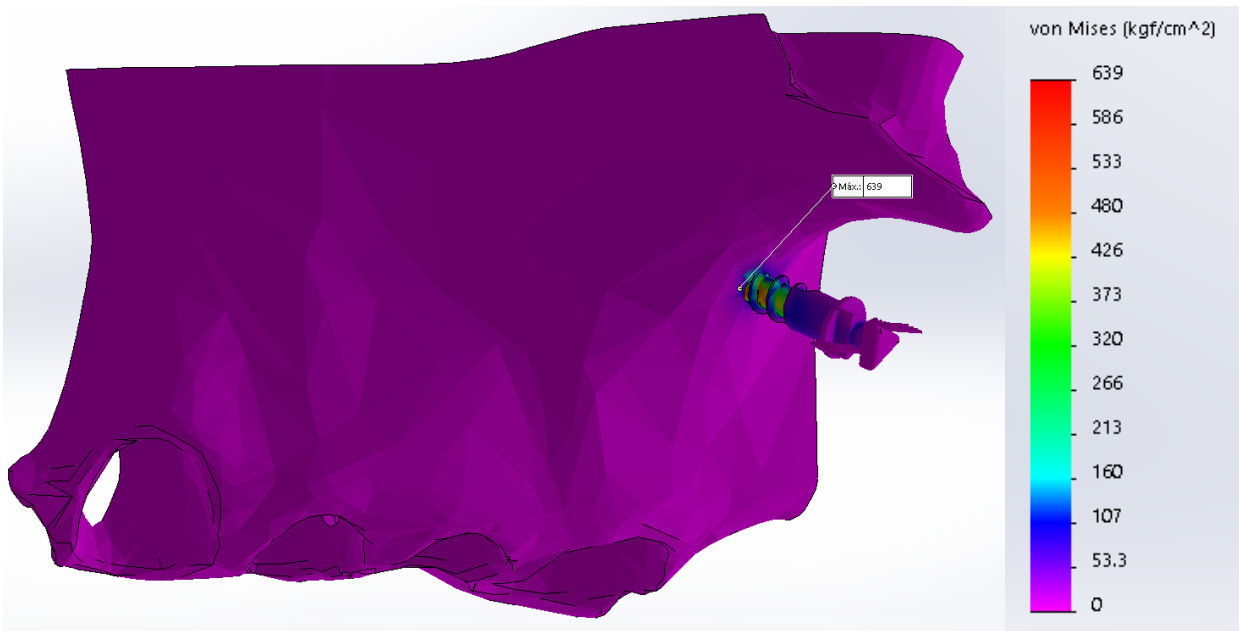


Fig. 12 Tensión de von Mises máxima mini-implante de titanio 55°, 125 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)



Fig. 13 Desplazamiento máximo del mini-implante de acero 55°, 125 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)



Fig. 14 Desplazamiento máximo del mini-implante de titanio 55°, 125 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)

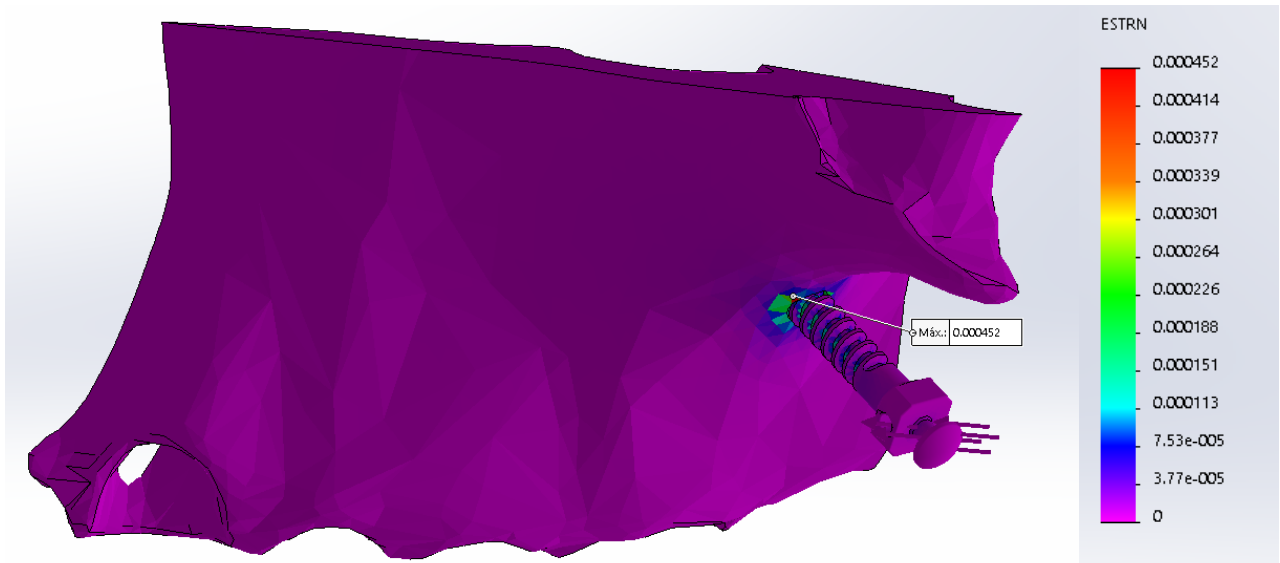


Fig. 15 Deformación del mini-implante de acero 55°, 125 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)

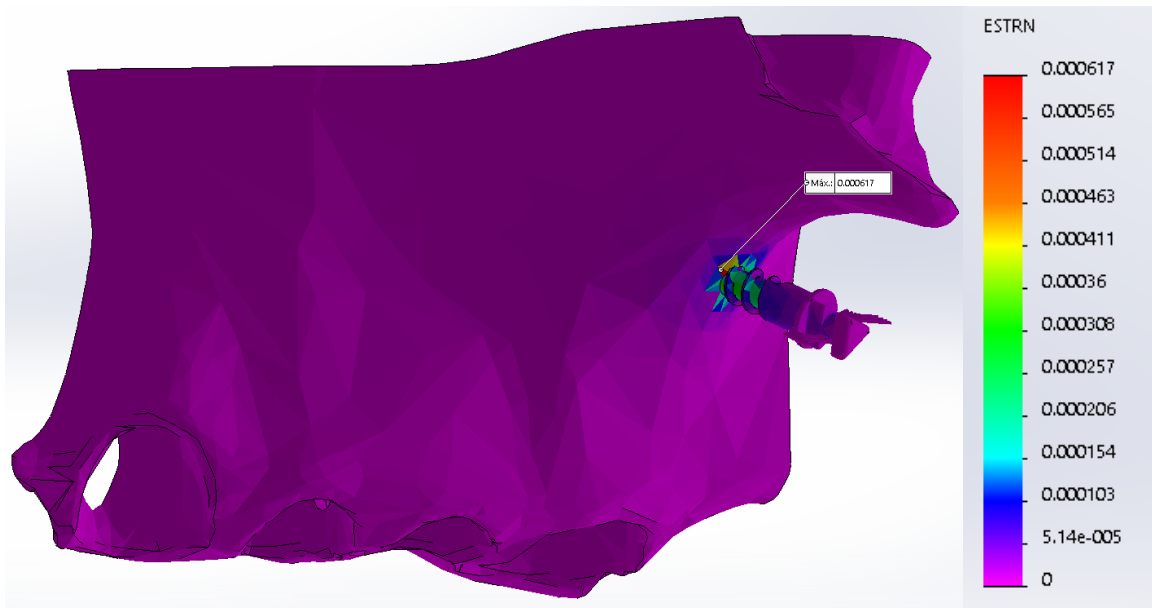


Fig. 16 Deformación del mini-implante de titanio 55°, 125 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)

En las Figs. 17-22 se muestran las imágenes que arroja el software con escala para los valores de tensión de von Mises, desplazamiento y deformación elástica sufrida por ambos mini-implantes cuando fueron sometidos a una carga de 200gr.; inclinando el mini-implante a 55°.

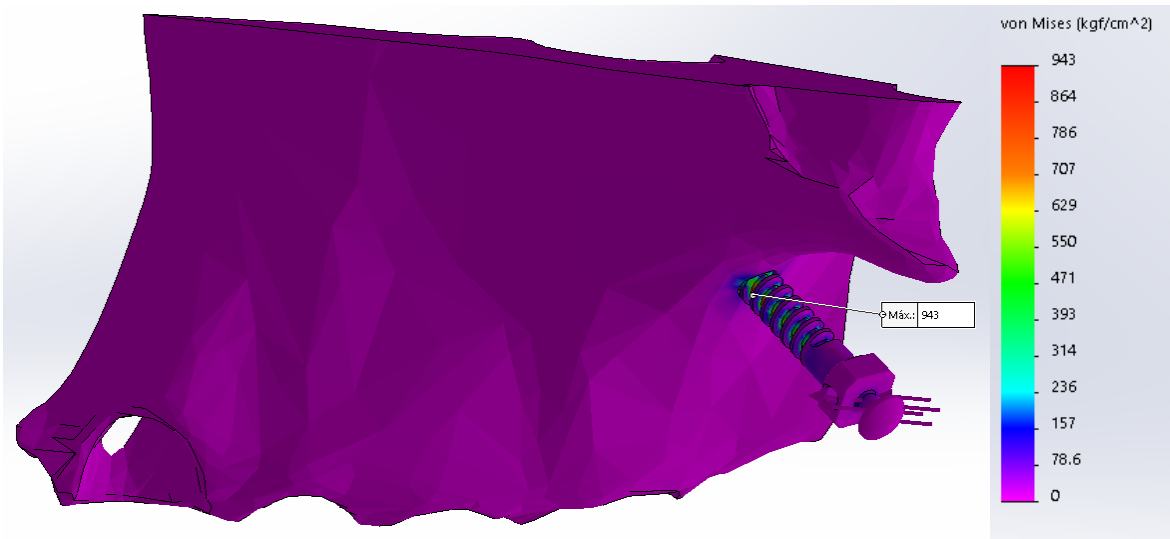


Fig. 17 Tensión de von Mises máxima mini-implante de acero 55°, 200 gr.
(Fuente directa: Software Solidworks)

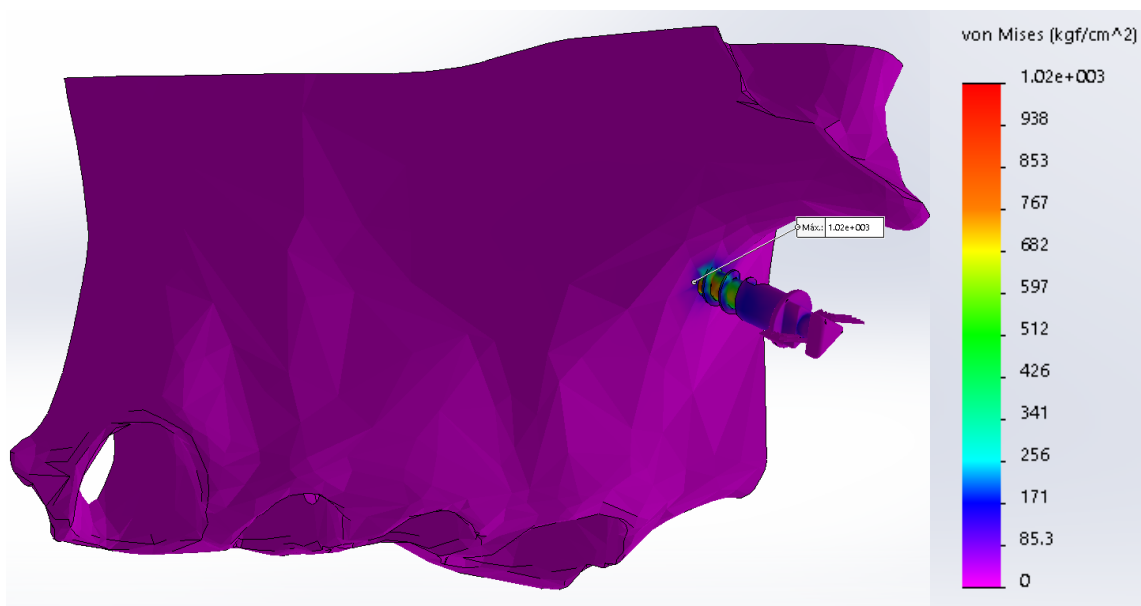


Fig. 18 Tensión de von Mises máxima mini-implante de titanio 55°, 200 gr.
(Fuente directa: Software Solidworks)

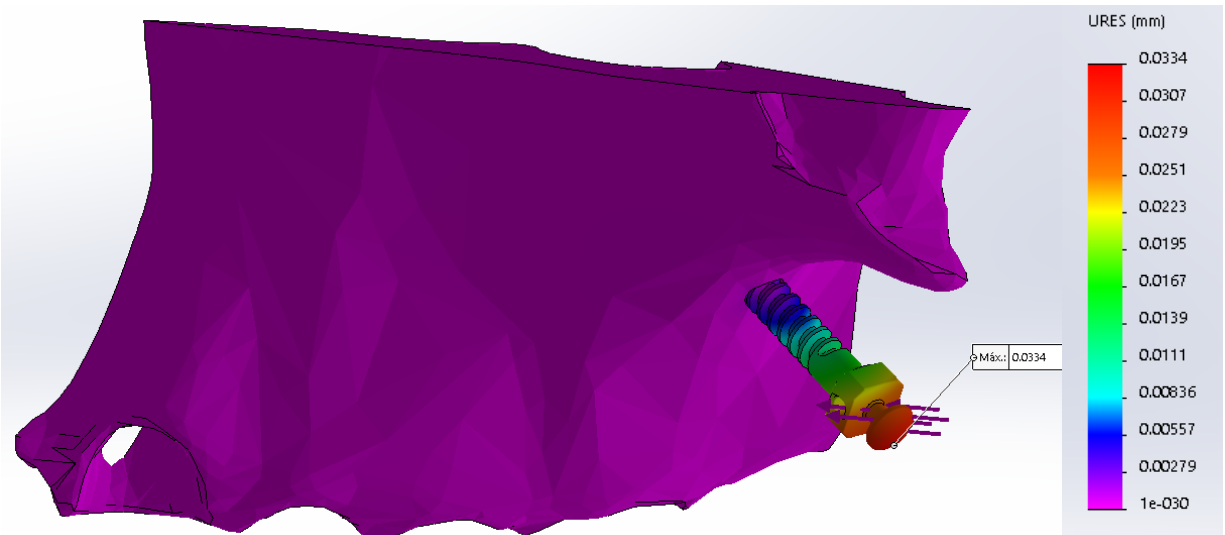


Fig. 19 Desplazamiento máximo del mini-implante de acero 55°, 200 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)

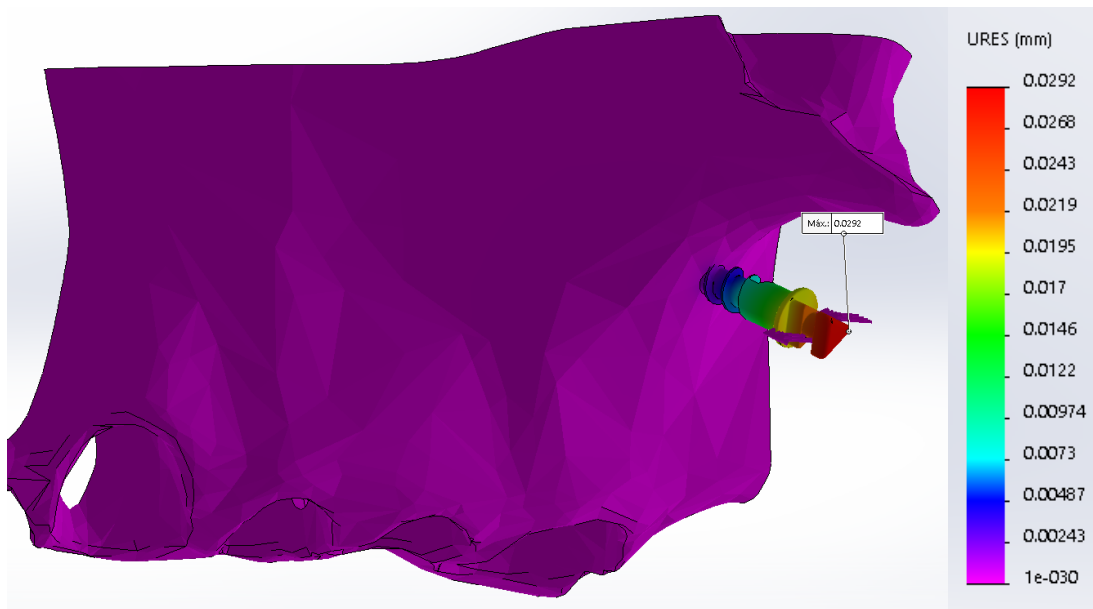


Fig. 20 Desplazamiento máximo del mini-implante de titanio 55°, 200 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)



Fig. 21 Deformación del mini-implante de acero 55°, 200 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)

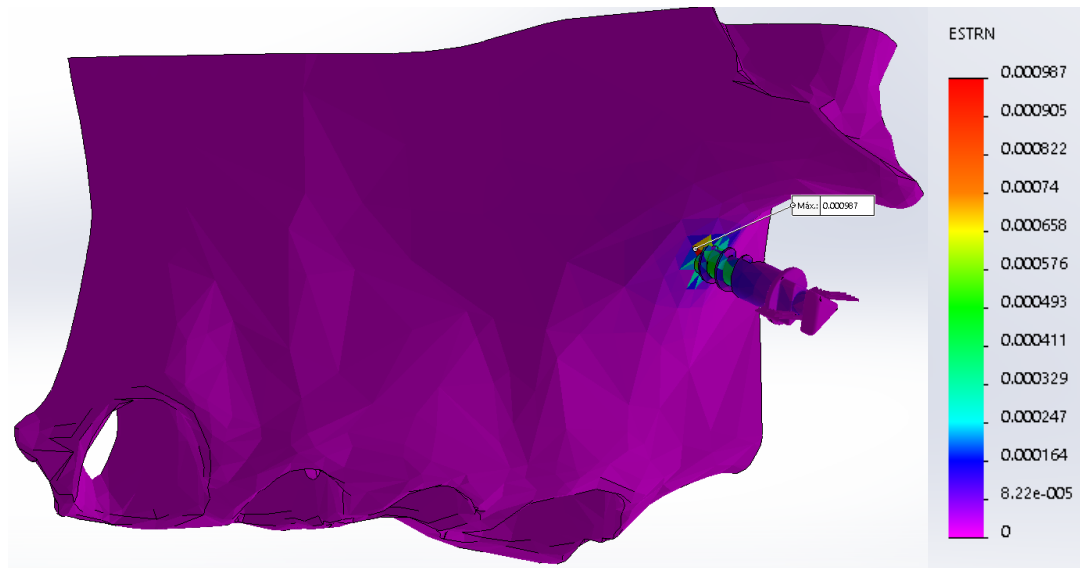


Fig. 22 Deformación del mini-implante de titanio 55°, 200 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)

En las Figs. 23-28 se encuentran representados los valores de tensión de von Mises, desplazamiento y deformación elástica sufrida por ambos mini-implantes cuando fueron sometidos a una carga de 200gr.; inclinando el mini-implante a 70°.

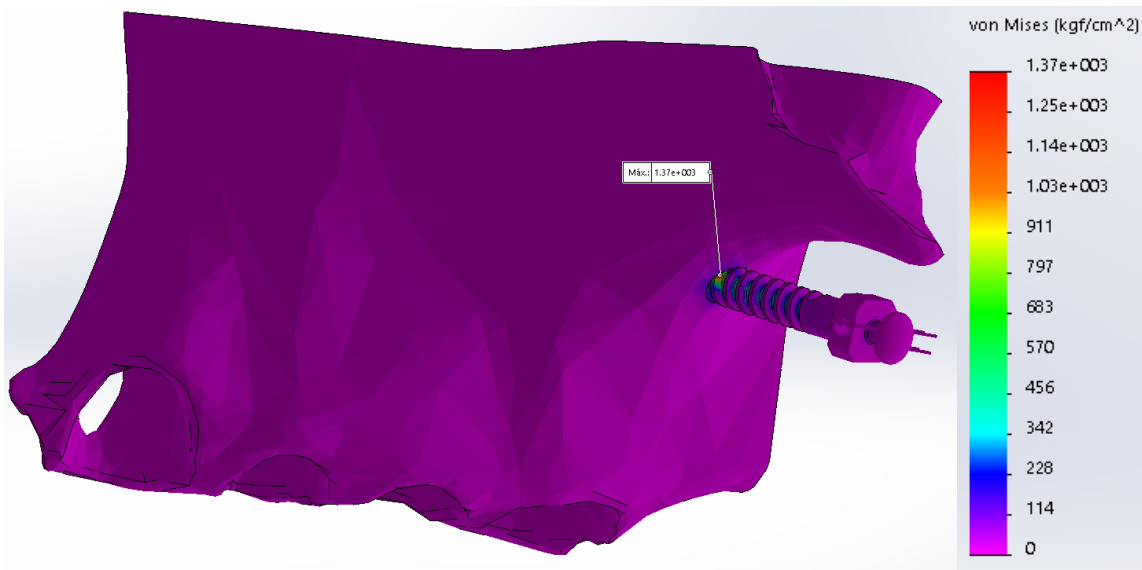


Fig. 23 Tensión de von Mises máxima mini-implante de acero 70°, 125 gr.
(Fuente directa: Software Solidworks)



Fig. 24 Tensión de von Mises máxima mini-implante de titanio 70°, 125 gr.
(Fuente directa: Software Solidworks)

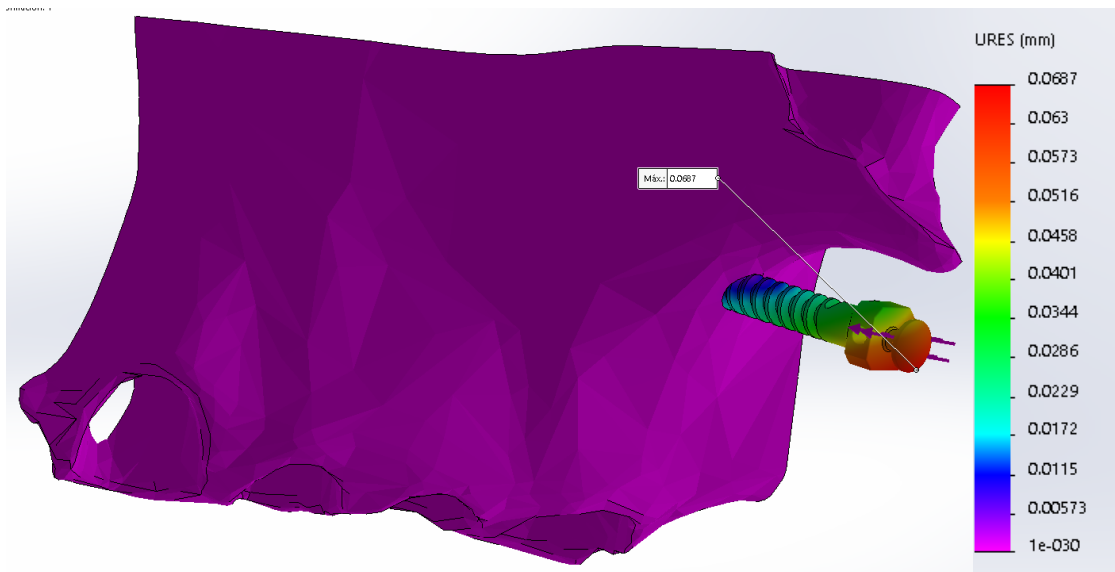


Fig. 25 Desplazamiento máximo del mini-implante de acero 70°, 125 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)

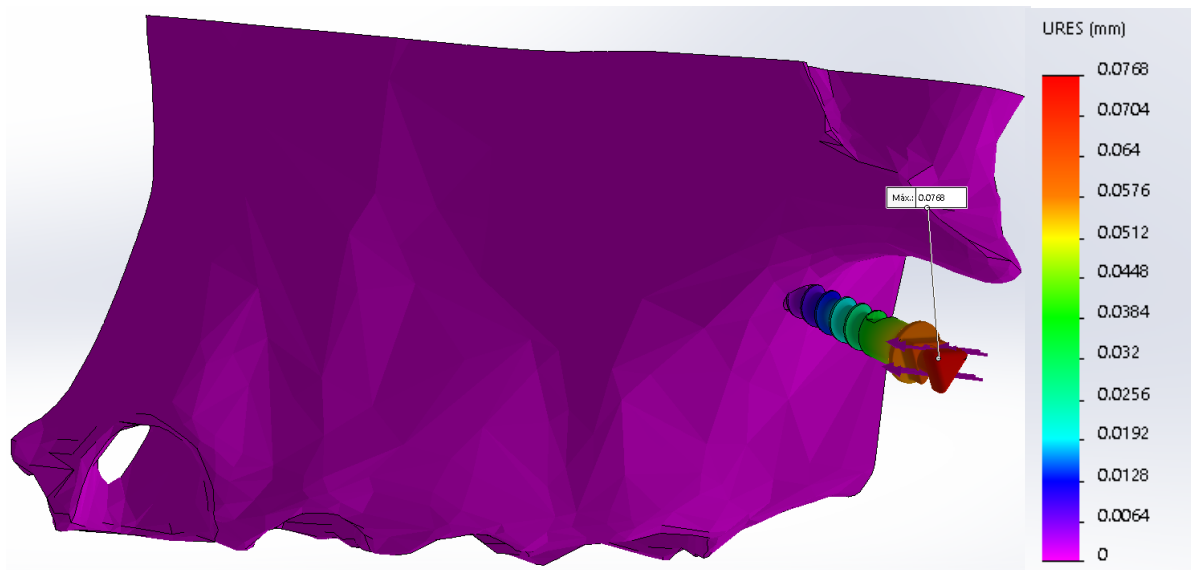


Fig. 26 Desplazamiento máximo del mini-implante de titanio 70°, 125 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)

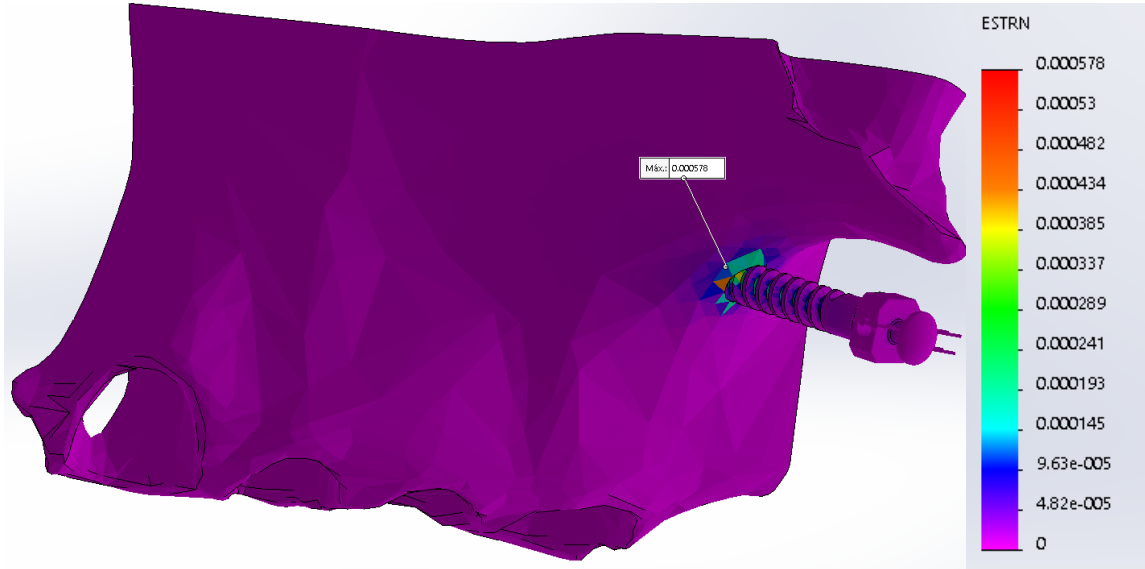


Fig. 27 Deformación del mini-implante de acero 70°, 125 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)

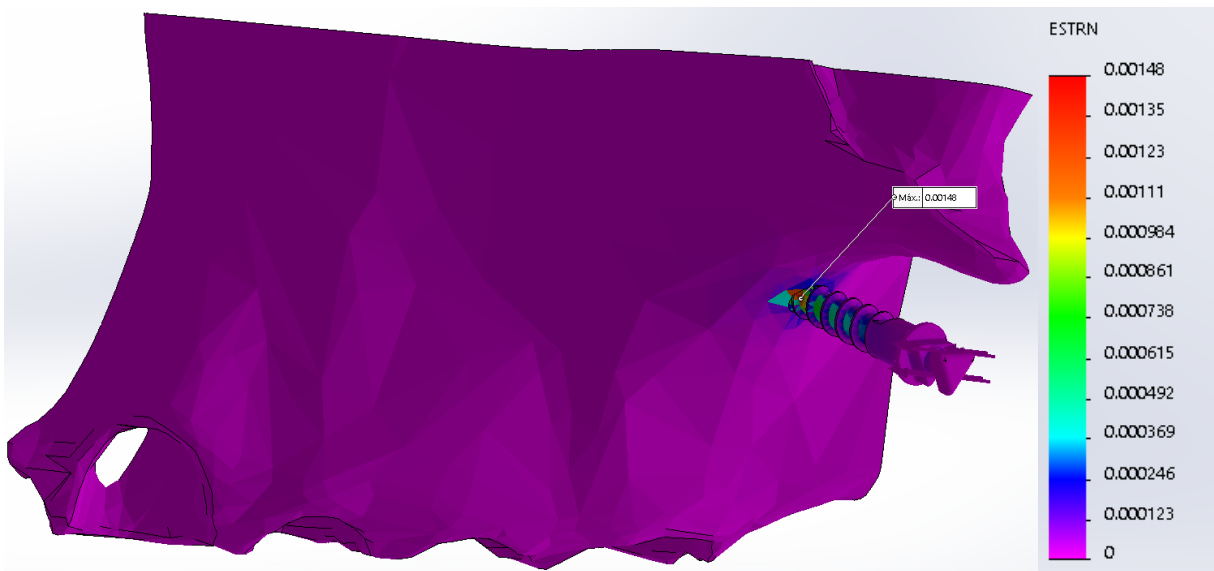


Fig. 28 Deformación del mini-implante de titanio 70°, 125 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)

En las Figs. 29-34 se encuentran representados los valores para la tensión de von Mises, desplazamientos y deformación de ambos mini-implantes con angulación de 70° y aplicación de 200 gr de fuerza.

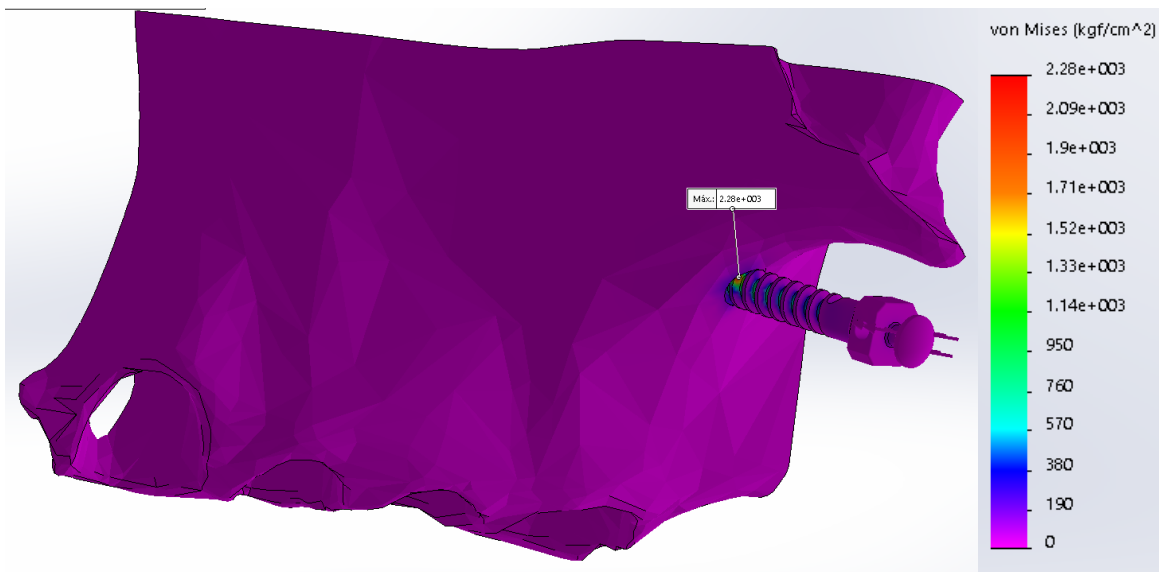


Fig. 29 Tensión de von Mises máxima mini-implante de acero 70°, 200 gr.
(Fuente directa: Software Solidworks).



Fig. 30 Tensión de von Mises máxima mini-implante de titanio 70°, 200 gr.
(Fuente directa: Software Solidworks).



Fig. 31 Desplazamiento máximo del mini-implante de acero 70°, 200 gr.
(Fuente directa: Software Solidworks)

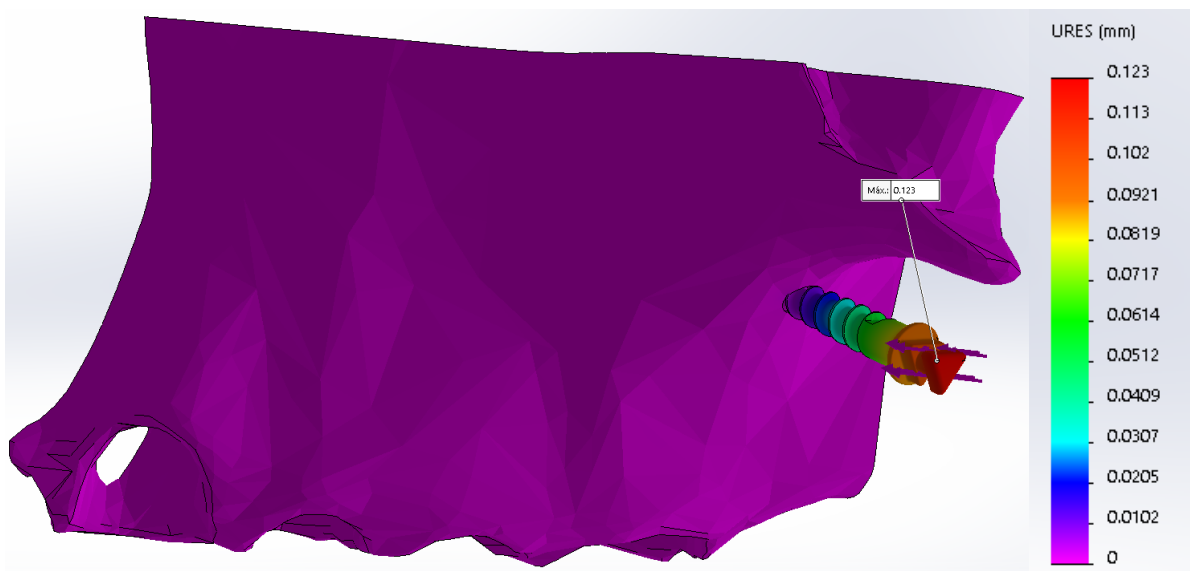


Fig. 32 Desplazamiento máximo del mini-implante de titanio 70°, 200 gr.
(Fuente directa: Software Solidworks)

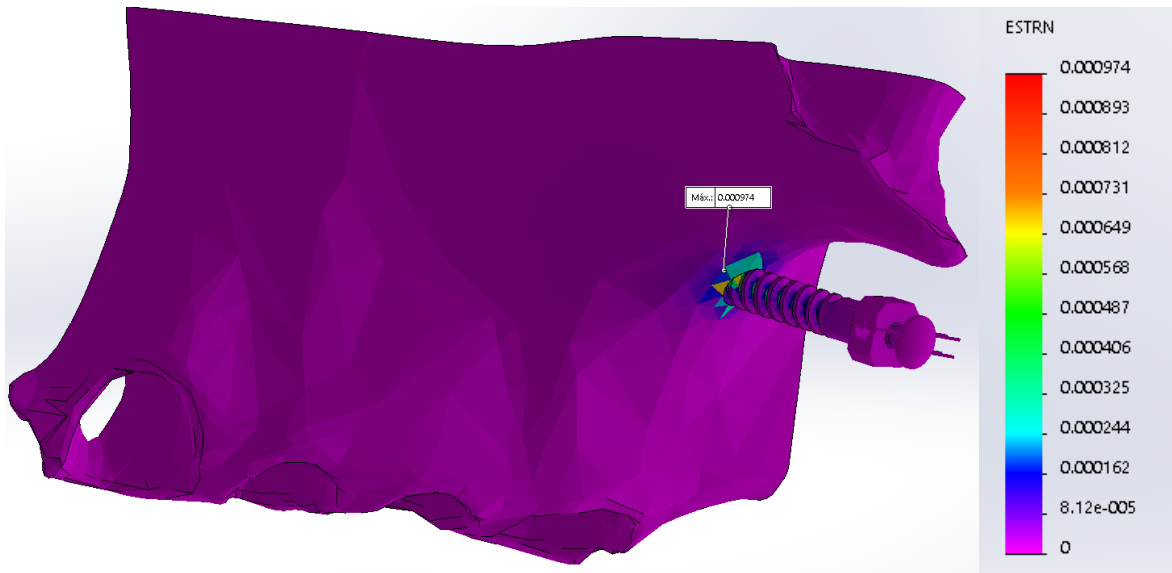


Fig. 33 Deformación del mini-implante de acero 70°, 200 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)

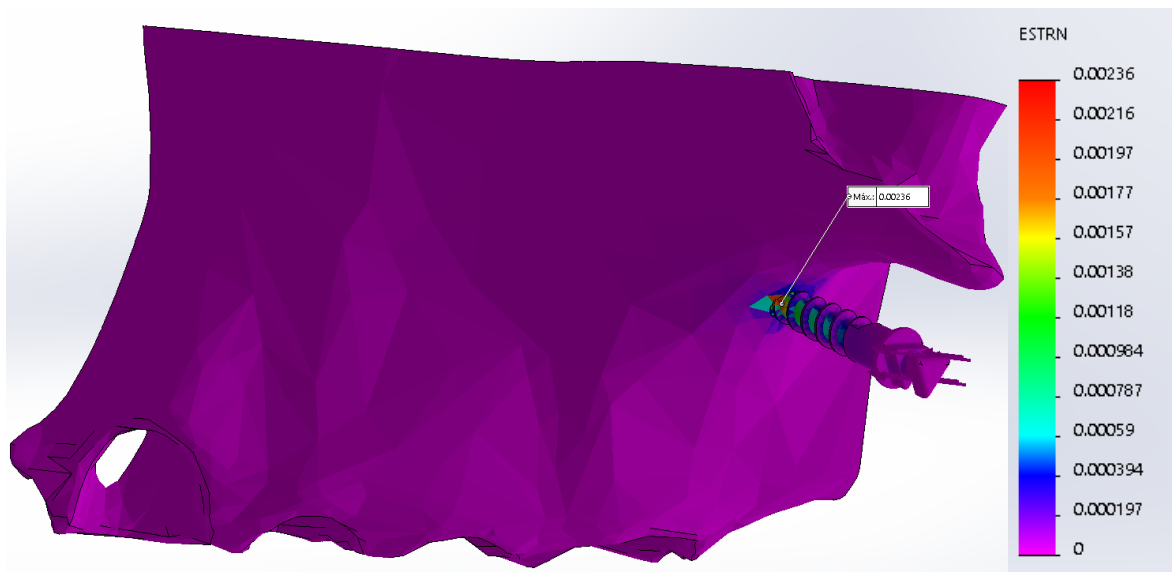


Fig. 34 Deformación del mini-implante de titanio 70°, 200 gr.
 (Fuente directa: Software Solidworks)

5.2 Discusión

El diseño, la fuerza ortodóncica, la calidad del hueso, la vía y ángulo de inserción, son determinantes en la estabilidad biomecánica de un mini-implante ⁵¹. Tradicionalmente el rendimiento del mini-implante se evaluaba con pruebas experimentales, sin embargo actualmente se pueden estudiar utilizando métodos computacionales. En el estudio de elementos finitos se busca determinar la distribución de los esfuerzos dentro del hueso cortical y trabecular, en el cuerpo de los DAT y en la interfaz DAT-hueso que pudieran afectar su estabilidad.^{52, 53}

Trabajos como el realizado por Lin Jiang et al.⁵⁴ utilizan el análisis de elementos finitos para identificar los rangos óptimos para la longitud y el diámetro de DAT colocados en la parte posterior del maxilar, mediante la evaluación de los esfuerzos presentes en el hueso cortical, trabecular y en el DAT. Los resultados de este estudio indican que diámetros que excedan 1.5 mm y longitudes mayores a 11 mm son selecciones óptimas para la región maxilar posterior. Sin embargo, en situaciones clínicas la longitud del DAT es frecuentemente limitada por la raíz de los molares o por la proximidad a los senos maxilares.

En lugares en donde la longitud del DAT está limitada, se puede conseguir una buena retención aumentando el diámetro del DAT, esto debido a que el diámetro es un parámetro mucho más importante que la longitud en la reducción de los esfuerzos presentes en el sistema hueso-DAT y por lo tanto mejorar la estabilidad del dispositivo⁵¹. No obstante, existe otra opción para colocación de DAT en el maxilar en zona posterior, es la colocación de mini-implantes en la cresta infracigomática, ya que por su ubicación y la sólida estructura ósea este sitio ha sido elegido para la colocación de mini-placas y mini-implantes, colocándolos a una distancia segura de las raíces de los molares maxilares²⁵.

La técnica para insertar el mini-implante en esta zona anatómica es siguiendo el eje longitudinal de la raíz mesio-vestibular del primer molar superior, logrando una angulación del DAT con el plano oclusal entre 55° - 75°, de esta forma se podrá evitar el contacto con las raíces adyacentes y la irritación de la mucosa alveolar y bucal²⁸. Es por eso que para el presente estudio se eligió en la simulación la inserción de los mini-implantes en la angulación de 55° y 70° respecto al plano

oclusal, con el objetivo de determinar en cuál de las dos angulaciones los mini-implantes presentaban mejores características mecánicas.

Diversos autores ^{48,22,55} han concluido que un ángulo oblicuo de inserción de los mini-implantes de entre 55°-70° da más retención y mayor estabilidad que una inserción perpendicular al hueso porque ofrece más superficie de contacto entre el mini-implante y la cortical; además de que un ángulo de inserción obtuso disminuye el riesgo de contacto radicular. Sin embargo, Park y col. (2006) y Deguchi y col. (2006) mencionan que no hay diferencias significativas entre el porcentaje de éxito de los DAT y su ángulo de inserción^{56,25}. En cuanto a los resultados del presente estudio se encontró que la tensión de von Mises fue mayor para los mini-implantes colocados con una angulación de 70° y cargados con 125 gr., tanto en el mini-implante de acero como de titanio sin diferencia significativa entre ellos ($p = .0760$), pero con diferencia significativa al compararlos con los mini-implantes colocados a 55° de angulación ($p = .0000411$); resultados similares se obtuvieron al analizar la tensión de von Mises en los mini-implantes cargados a 200 grs, la tensión fue significativamente mayor en los mini-implantes con angulación de 70° al compararlos con los de 55° de angulación ($p = 0.00008250$).

Aunque aún no está claro exactamente cómo la carga mecánica afecta las actividades osteoblásticas y osteoclásticas, el estrés y la tensión generalmente se pueden considerar como estímulo mecánico para la remodelación ósea^{57,58}. En este sentido, algunas investigaciones han presentado modelos numéricos cuantitativos para la predicción de la remodelación ósea, uno de estos estudios es el realizado por Li y cols. en el 2007 quienes desarrollaron un modelo matemático para simular el proceso de remodelado óseo bajo estímulos mecánicos y determinar las curvas de esfuerzo crítico que pueden producir reabsorción ósea, ellos observaron áreas de reabsorción cuando los esfuerzos de Von Mises excedían los 28 Mpa (285.521 kgf/cm²), en el hueso cortical⁵⁹. Basados en los datos obtenidos en el presente estudio para los mini-implantes propuestos, tanto a 55° y 70°, la tensión máxima fue mayor que los resultados obtenidos en el artículo de Li y cols., por lo que podemos sugerir que bajo las angulaciones y fuerzas propuestas en el presente trabajo podríamos encontrar reabsorción ósea de la cortical. En consecuencia a la resorción ósea que se produce en los márgenes

superior e inferior del hueso cortical, eventualmente, el mini-implante ya no puede resistir la fuerza de ortodoncia y se afloja, como lo explican Motoyoshi y cols., en su artículo⁴⁹. Por otro lado, el estrés inducido en el hueso esponjoso, éste es mucho más bajo que el producido en la cortical⁶⁰ y como ya se mencionó la falla estructural más comúnmente identificada en los sistemas de anclaje temporal es el aflojamiento del mini-implante; por lo que en este estudio sólo se examinó el estrés en la cortical.

En cuanto al tamaño de los mini-implantes Chen y cols. y Tseng y cols. mencionan que la tasa de éxito aumenta con el uso de mini-implantes de longitudes mayores a 8 mm^{61,62}. Por el contrario, los resultados de otros estudios confirman que la longitud del mini-implante no tiene influencia sobre la estabilidad, sino el diámetro, por lo que se recomienda la colocación de mini-implantes de al menos 2 mm de diámetro ^{58, 63, 64, 65}. Tomando como base lo anterior, se seleccionaron para el presente estudio mini-implantes con una longitud mínima de 12 mm y diámetro de 2 mm que fueron colocados en la simulación 3D con penetración en el hueso de 6 mm, de acuerdo las recomendaciones de la literatura ^{27, 66}; con lo que, el mini-implante de acero (T1) presentaba 8 mm de exposición fuera del hueso y el mini-implante de titanio (T2) 6 mm fuera de hueso; cuyas tensiones máximas al ser evaluadas a 125gr y 200gr de carga en las dos angulaciones propuestas de 55° y 70°, fueron mayores siempre para el mini-implante de titanio (T2) pero sin diferencia significativa entre los 2 tipos de mini-implantes. Estos resultados no concuerdan completamente con los encontrados por Lin y cols. en 2013 en el que evaluaron la tensión cortical ósea, encontrando que la tensión máxima se da cuando la longitud de exposición del mini-implante es ≥ 7 mm y a medida que disminuía la longitud de exposición las tensiones óseas corticales disminuyeron marcadamente⁶⁷; por lo que según los resultados que ellos obtuvieron el mini-implante de titanio debería presentar menor tensión porque tiene menor exposición fuera de hueso; sin embargo no fue así. Por otro lado, en la literatura también podemos encontrar que se deben considerar tanto la longitud del tornillo como la profundidad implantada del mini-implante, ya que un mini-implante más largo podría no ser capaz de proporcionar estabilidad adicional si no

se puede implantar con la profundidad suficiente para reducir el brazo de palanca^{57, 68}.

En las Fig.15, 16, 21, 22, 27, 28, 33 y 34 podemos observar la deformación elástica sufrida por el mini-implante cuando es sometido a una carga (125gr o 200gr), se puede apreciar en todos los casos que la máxima deformación se obtiene a la altura de la inserción del hueso, lo cual lleva a que las tensiones en esta zona sean superiores al resto del mini-implante con el consecuente riesgo a fractura. Por lo que la deformación es claramente mayor para los mini-implantes colocados a 70° en dónde también se encontró mayor tensión, tanto en la aplicación de 125 gr de fuerza como 200 gr. En la literatura podemos encontrar que para reducir el riesgo de fractura de un mini-implante éstos deben ser de acero inoxidable ya que esta aleación es más resistente a los momentos elevados, en comparación con los mini-implantes de titanio^{23, 69}, sin que la oseointegración sea un factor que impacte las tasas de falla ya que se utilizan como medios de anclaje temporal por lo que los mini-implantes de acero inoxidable se pueden usar con al menos la misma eficacia que aquellos de aleación de titanio⁷⁰.

Por otro lado, el desplazamiento máximo siempre se ubicó en la parte superior de la cabeza de los dos modelos de mini-implantes, en todas las condiciones de carga y angulación; esta variable se evaluó para la justificación de la estabilidad.

Al analizar las tendencias de desplazamiento máximo de los mini-implantes relacionados con la angulación de colocación podemos observar que los mini-implantes colocados a 70° sufrieron mayor desplazamiento que los colocados a 55°, presentando diferencia significativa (0.0000176), de igual forma, al cargarlos a 200 gr de fuerza también se encontró diferencia significativa entre ambas angulaciones (0.00002397).

Cabe mencionar que al aumentar la magnitud de la fuerza se produjo un mayor desplazamiento de los mini-implantes en los dos tipos de modelos; estos resultados concuerdan con los encontrados por Liu y cols. quienes realizaron un estudio de elementos finitos con un bloque de hueso en el que variaban el espesor cortical, la densidad de hueso esponjoso y la magnitud y dirección de la fuerza al insertar mini-implantes de longitudes y diámetros diferentes. Sus resultados

arrojaron que el estrés y el desplazamiento fueron casi linealmente proporcionales a la magnitud de la fuerza⁵⁷.

En base a los resultados obtenidos, se acepta la hipótesis científica que se estableció para este estudio, ya que sí existieron diferencias en el comportamiento mecánico de los dos modelos de mini-implantes, encontrando características diferentes en tensión, desplazamiento y deformación. Sin embargo, es importante hacer notar que existieron limitaciones para este estudio, como el hecho de que para la convergencia numérica se supuso que el comportamiento mecánico de los materiales era elástico lineal (homogéneo e isotrópico), no se simularon tejidos blandos, aunque su impacto hubiera sido menor y el valor de cada material se dedujo de informes anteriores; además de que el grosor del hueso cortical y la calidad del hueso esponjoso no se incorporaron al análisis para evitar que el estrés óseo fuera dominado por la calidad del hueso y potencialmente confundir los resultados relacionados con otros factores relevantes, como la angulación o fuerza de carga de los mini-implantes.

Y pese a lo expuesto anteriormente, el éxito o fracaso del mini-implante depende no solo de sus propiedades físicas y comportamiento mecánico; si no que también influyen variables como las características del hueso, la biología de los tejidos periimplantares. Por lo que los estudios de elementos finitos como el presente, deben ser validados por trabajos experimentales ya sea clínicos o in vitro en la medida de lo posible.

5.4 Conclusiones

Se pueden derivar las siguientes conclusiones de este estudio:

- (1) La tensión que se presenta en los mini-implantes está directamente relacionada con la angulación de los mismo durante su inserción.
- (2) El desplazamiento de la cabeza del mini-implante es directamente proporcional a la fuerza con que se cargue el mismo.
- (3) Un mini-implante más ancho es útil, pero un mini-implante largo podría ser contraproducente si la longitud expuesta causa una fuerza de palanca excesiva.

(4) Para reducir el riesgo mecánico en la aplicación de mini-implantes en la cresta infracigomática, la angulación del mini-implante debe ser menor a 70° , seleccionar un mini-implante de aleación de acero inoxidable cuya estabilidad mecánica fue satisfactoria, cargar el mini-implante con la fuerza mínima indispensable para lograr los objetivos clínicos; además de cuidar el largo expuesto fuera de hueso del mini-implante con al menos 6 mm del mini-implante dentro en el hueso.

5.5 Referencias

- ¹ Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.* 1997; 31: 763-767.
- ² Kim KB, editor. *Temporary skeletal anchorage devices* Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2014.
- ³ Rose TP, Jivraj S, Chee W. The role of orthodontics in implant dentistry. *British dental journal.* 2006; 201(12): 753-764.
- ⁴ Favero L, Brollo P, Bressan E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 122(1): 84-89.
- ⁵ Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J. Clin. Orthod.* 1983; 17: 266-269
- ⁶ Marassi Carlo, Marassi Cesar: 2012. *Mini implantes en Ortodoncia.* Ibooks.
- ⁷ Lafranchi J, Crespi JC. Monografía. *Sociedad Argentina de Ortodoncia* 2005; 3-33. Disponible en: <http://www.ortodoncia.org.ar/archivos/0158-Lanfranchi.pdf> Fecha de acceso 23 de mayo del 2017.
- ⁸ Block MS, Hoffman D. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995 Mar; 107 (3): 251-258. Disponible en: <http://preview.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=A%20new%20device%20for%20absolute%20anchorage%20for%20orthodontics.%20Am%20>
- ⁹ Arslan A, Ozdemir DN, Gursoy Mert H, Malkondu O, Sencift K. Intrusion of an overerupted mandibular molar using mini-screws and mini-implants: a case report. *Aust Dent J.* 2010 Dec; 55 (4): 457-461. Disponible en: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1834-7819.2010.01270.x/abstract?>
- ¹⁰ Arismendi E, Ocampo ZM, Morales M, González FJ, Jaramillo PM, Sánchez A. Evaluación de la estabilidad de los mini implantes como anclaje óseo para intrusión de molares superiores/ Evaluation of stability of mini implants as bony anchorage for upper molar intrusion. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2007; 19 (1): 60-74. Disponible en: <http://aprendeenlinea.udea.edu.co/revistas/index.php/odont/article/viewFile/2435/1983>
- ¹¹ Moon SH, Park SH, Lim WH, Chun YS. Palatal bone density in adult subjects: implications for mini-implant placement. *Angle Orthod.* 2010 Jan; 80(1): 137-144. Available from: <http://www.angle.org/doi/full/10.2319/011909-40.1>
- ¹² Holmberg Peters. Fdo; Holmberg Peters, F.; Zaror S.C. Perforación radicular asociada al uso de microtornillos en el anclaje ortodóncico: Reporte de un caso. *EN: Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral.* 2013; 6 (3): 138-141.
- ¹³ Fayed MM, Pazera P, Katsaros C. Optimal sites for orthodontic mini-implant placement assessed by cone beam computed tomography. *Angle Orthod.* 2010 Sep; 80 (5): 939-951. Available from: <http://www.angle.org/doi/full/10.2319/121009-709.1>
- ¹⁴ Melsen B VC. Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. *Seminars in Orthodontics.* 2005 Marzo; 11(1): 24-31.
- ¹⁵ Brånemark, P.I. et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery.* 1969; 3(2): 81-100.
- ¹⁶ Mateus Gaviria, E. *Periodista Metal Actual.* Biometales, mercado potencial para el sector metalmeccánico.
- ¹⁷ Alloy Wire Internacional. Acero inoxidable 316LVM. [Online]. Disponible en: http://www.alloywire.com/spanish/alloy_stainless_steel_316_LVM.html
- ¹⁸ Herráiz Lalana, E. Estudio de aleaciones de titanio pulvimetalúrgicas con adición de Fe y Cr. *Universidad Carlos III,* 2012.
- ¹⁹ Kyung S.H., Hong S.G., Park Y.C. Distalization of maxillary molars with a midpalatal miniscrew. *J Clin Orthod,* 2003; 37: 22-26.
- ²⁰ Park HS, Bae SM, Kyung HM Sung JH. "Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protusion." *J Clin Orthod.* 1998; 13: 201-209.

-
- ²¹ Pickard M.B., Dechow P., Rossouw P.E., Buschang P.H. "Effects of miniscrew orientation on implant." *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137(1): 91-99.
- ²² Wilmes B, Su Y, Drescher D. "Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants." *Angle Orthod.* 2008; 78(6): 1065-1070.
- ²³ Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Progress in Orthodontics.* 2005; 6: 82-97
- ²⁴ Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. "Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage." *J Clin Orthd.* 2003; 37: 321-328.
- ²⁵ Deguchi T, Hasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Yamamoto TT. "Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic patients." *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 129:721: 7-12.
- ²⁶ De Clerck HJ, Geerinckx V, Siciliano S. The zygoma anchorage system. *J Clin Orthod.* 2002 Aug 36: p. 8.
- ²⁷ Liou EJ, Chen PH, Wang YC, Lin JC. A computed tomographic image study on the thickness of the infrazygomatic crest of the maxilla and its clinical implications for miniscrew insertion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007 Mar; 131(3): 352-356.
- ²⁸ Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, et al. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 Oct; 124(4): 373-378.
- ²⁹ De Clerck HJ, Cornelis M. Biomechanics of skeletal anchorage. Part 2: Class II nonextraction treatment. *J Clin Orthod.* 2006 May; 40(5): 290-298.
- ³⁰ Kim GT, Kim S, Choi Y, Park Y, et al. Cone-beam computed tomography evaluation of orthodontic miniplate anchoring screws in the posterior maxilla. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Nov; 136(5): 628-638.
- ³¹ Morarend C, Qian F, Marshall SD, Southard KA, Grosland NM, Morgan TA, McManus M, Southard TE. Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 136: 224-229.
- ³² Laursena MG, Melsen B, Cattaneoc PM. An evaluation of insertion sites for mini-implants. A micro-CT study of human autopsy material. *Angle Ortodontics.* 2013; 83 (2).
- ³³ Global Connection & Innovation- BioRay USA [Internet]. Sevierville [citado 04 Abril, 2018]. Disponible en: <http://biorayusa.com>
- ³⁴ Ormco. VectorTAS Temporary Anchorage System, Workbook. 2007:10-17.
- ³⁵ Hilgers J, Graham J, Scheffler N, Tracey S. The new gold standard of orthodontic mechanics: VectorTAS. *Clinical Impressions,* 2008; 6 (1): 4-13.
- ³⁶ Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech,* 1973; 6: 511-520
- ³⁷ Ammar HH, NganP, Crout RJ, Mucino V, Mukdadi O. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 139(1): 59-71.
- ³⁸ Garcia A, Correa S, Isaza J, 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.
- ³⁹ Cano J, Campo J, Palacios B, Bascones A. Mecanobiología de los huesos maxilares. I. Conceptos generales. *Avances en Odontoestomatología,* 2007, 23(6), 347-358. Scielo. [Online].; Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852007000600002&lng=es&nrm=iso&tlng=es.
- ⁴⁰ Adams V, Askenazi A. Building better products with fine element analysis. OnWord. Press, 1999. Disponible en: <http://books.google.com.co/books?id=Mnv6qRz73x0C>.

-
- ⁴¹ Castaño MC, Zapata U, Pedroza A, Jaramillo J, 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; 5: 87-99.
- ⁴² Garzón Alvarado D. Análisis por elementos finitos del proceso de regeneración ósea. Bogotá. Universidad Nacional de Colombia. 2004.
- ⁴³ SolidWorks Simulation Verification Problems and NAFEMS Benchmark Tutorials, Dassault Systems SolidWorks Corp., 2012
- ⁴⁴ Valero FE, Aportaciones al estudio de las maquinas eléctricas de flujo axial mediante la aplicación del método de elementos finitos. Tesis doctoral. Departamento de Ingeniera Eléctrica, UPC, 2004; p: 123.
- ⁴⁵ Pal, S. Mechanical Properties of Biological Materials. In *Design of Artificial Human Joints & Organs.* Boston, MA: Springer US 2003; 23–40.
- ⁴⁶ Milčić, D., Keros, J. & Bosnjak, A. Analysis of bone tissue mechanical properties. *Collegium antropologicum,* 2003; 27 (2): 9–15.
- ⁴⁷ Bhering, C, Mesquita M, Kemmoku D, et al. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Materials Science and Engineering;* 2016; 69: 715–725.
- ⁴⁸ Shanley, F.R., *Mecánica de Materiales,* McGraw-Hill, 1971, pg 1.
- ⁴⁹ Gerre y Timoshenko; “Resistencia de Materiales”; International Thomson editores.
- ⁵⁰ Singh S, Mogra S, Shetty VS, 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. 2012; 141 (3): 327-336.
- ⁵¹ Echarri P, Tae-Weon K, Favero L. *Ortodoncia y Microimplantes: Técnica completa paso a paso.* Editorial médica Ripano , Madrid 2007: 37 -52.
- ⁵² Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.,* 2009; 38 (1): 13–18.
- ⁵³ Motoyoshi M, Ueno S, Okazaki K, Shimizu N. Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth - 3D finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.,* 2009; vol. 38 (4): 363–368.
- ⁵⁴ Jiang L, Kong L, Li T, Gu Z, Hou R, Duan Y. Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three-dimensional finite element analysis, *Adv. Eng. Softw.,* 2009; 40 (11): 1124–1130.
- ⁵⁵ Meira TM, Tanaka OM, Ronsani MM, Maruo IT, GuarizaFilho O, Camargo ES, Maruo H. Insertion torque, pull-out strength and cortical bone thickness in contact with orthodontic mini-implants at different insertion angles. *Eur J Orthod.* 2013; 35: 766–771.
- ⁵⁶ Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130:18-25.
- ⁵⁷ Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's Law: the bone modeling problem. *Anat Rec* 1990; 226: 403–413.
- ⁵⁸ Beaupre GS, Orr TE, Carter DR. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling—application: a preliminary remodeling simulation. *J Orthop Res* 1990;8:662–70
- ⁵⁹ Li J, et al .A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Academy of Dental Materials* 2007;vol 23:1073-1078.
- ⁶⁰ Liu, Te-Chun et al. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 141 (4): 468–476.
- ⁶¹ Chen Y, Kyung H, Ting Zhao W, Yud WJ. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135: 284-91.

-
- ⁶² Tseng Y C, Hsieh C H, Chen C H, Shen Y S, Huang I Y, Chen C M. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *International Journal Oral Maxillofacial Surgery*, 2006; 35: 704–707.
- ⁶³ Miyawaki S, Koyama I, Masahide I, Mishima K, Sugahara T, Takano Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003; 124: 373–378.
- ⁶⁴ Wiechmann D, Meyer U, Büchter A. Success rate of mini- and microimplants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research*. 2007; 18: 263–267.
- ⁶⁵ Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung H M, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007; 131: 9–15.
- ⁶⁶ Baumgaertel S, Hans MG. Assessment of infrazygomatic bone depth for mini-screw insertion. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Jun; 20 (6): 638-642.
- ⁶⁷ Lin, Ting-Sheng et al. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* , Volume 143 , Issue 2 , 182 – 189.
- ⁶⁸ Stahl E, Keilig L, Abdelgader I, Jager A, Bourauel C. Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. *J Orofac Orthop* 2009; 70:115-27.
- ⁶⁹ Lietz T. Mini-screws—aspects of assessment and selection among different systems. In: Ludwig B, Baumgaertel S, Bowman J (eds.). *Mini-implants in orthodontics*. Quintessence, London 2008: 11–72.
- ⁷⁰ Brown, R N, Sexton BE, Gabriel Chu TM. et al. Comparison of stainless steel and titanium alloy orthodontic miniscrew implants: A mechanical and histologic analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2014; 145 (4): 496 – 504.