BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

Facultad de Estomatología

Maestría en Estomatología con opción terminal en Ortodoncia

TESINA PROFESIONAL PARA OBTENER EL GRADO DE: MAESTRO EN ESTOMATOLOGÍA CON OPCIÓN TERMINAL EN ORTODONCIA

“Intrusión molar en ortodoncia: elementos finitos”

PRESENTA:
C.D. LUIS ALBERTO LÓPEZ MUÑOZ
MATRÍCULA: 219450006

DIRECTOR DE TESINA:
M.O. FARID ALFONSO DIPP VELÁZQUEZ
ID. 100408155

ASESOR DISCIPLINARIO:
M.O. YARELI HERNÁNDEZ ÁVILA
ID. 100426099

ASESOR METODOLÓGICO:
D.C. MIGUEL ANGEL CASILLAS SANTANA
ID. 100526485

LECTOR DE TESINA:
D.C. BRENDA ERÉNDIDA CASTILLO SILVA
ID. NSS526469

PUEBLA, PUEBLA JUNIO DE 2021.

Oficio No. FESIEP/092/2021

C. Luis Alberto López Muñoz
Matrícula: 219450006
Alumno de la Maestría en Estomatología
Con opción Terminal en Ortodoncia
De la Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
P R E S E N T E.

El que suscribe, ***MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez****, Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, por este medio me permito informar a usted que esta Secretaría* ***aprueba la impresión de la Tesina titulada "Intrusión molar en ortodoncia: Elementos finitos"****, misma que presentará para realizar su examen profesional y obtener el grado de* ***Maestro en Estomatología con Opción Terminal en Ortodoncia.***

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

A t e n t a m e n t e
"Pensar bien, para vivir mejor"
H. Puebla de Z., a 21 de junio de 2021.

MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez
Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología

Facultad de Estomatología | 31 Poniente 1304, Col. Volcanes, Puebla, Pue. C. P. 72410
01 (222) 229 55 00 Ext. 6400

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

Para obtener el Grado de: **Maestro en Estomatología con opción terminal en Ortodoncia**
Registro CIFE: 2021035 **Fecha: 21 de Junio del 2021**

Título de la Tesina: Intrusión molar en ortodoncia: Elementos finitos.

Nombre del alumno: **Luis Alberto López Muñoz** **Matrícula: 219450006**

Domicilio: Calmecatl #18 Sn. Miguel Tlamahuco, Totolac, Tlaxcala. C.P. 90160

Tel: **2462174022** **Fecha de ingreso a la Facultad: Enero 2019**

Firma:

Director de tesis: **Farid Alfonso Dipp Velázquez**. Grado académico: **Maestro en Ortodoncia.** Adscripción: **Facultad de Estomatología.** ID: **100408155** Tel: **2221614778**

Firma:

Director disciplinario: **Yareli Hernández Ávila.** Grado académico: **Maestra en Ortodoncia.** Adscripción: **Facultad de Estomatología**. ID: **100426099** Tel: **2221992062**

Firma:

Director metodológico: **Miguel Ángel Casillas Santana.** Grado académico: **Doctor en Ciencias Odontológicas.** Adscripción: **Facultad de Estomatología.** ID: **100526485** Tel: **4448467645**

Firma:

Lector: **Brenda Eréndida Castillo Silva.** Grado académico: **Doctora en Ciencias Odontológicas.**

Adscripción: **Facultad de Estomatología.** ID: **NSS526469** Tel: **4442426077**

Firma:

Nombre y firma de aprobación del Responsable de la Maestría en Estomatología con opción terminal en Ortodoncia

M.O. Laura Mónica López Pérez Franco Firma: _____

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

MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez

Fecha: 21 de Junio del 2021 **Sello** _____

AGRADECIMIENTOS

Llegué al posgrado con una mochila llena de ilusiones, ganas de superación personal y profesional. Hoy me marcho con la satisfacción de haber cumplido mi propósito, durante mi estancia en el posgrado nunca estuve solo, a pesar de cargar con grandes responsabilidades siempre tuve quien pudiera apoyarme y motivarme.

Este trabajo está dedicado a todas y cada una de las personas que estuvieron conmigo durante esta travesía, a quienes en momentos difíciles me brindaron su apoyo y comprensión a pesar no estar conmigo de manera presencial.

Agradezco el apoyo incondicional de ÁNGELES y mi pequeño hijo MAXIMILIANO, ustedes fueron mi principal motivación mientras cursaba el posgrado. No me alcanzará la vida para saldar mi deuda con ustedes.

Quiero agradecer al Dr. Miguel Angel Casillas Santana por estar al pendiente de mis avances, brindarme su tiempo y asesoría ante cualquier duda emergente. A mis asesores el M.O. Farid A. Dipp Velázquez y la M.O. Yareli Hernández Ávila por brindarme su conocimiento y experiencia. Deseo expresar también mi gratitud hacia mi coordinadora la M.O. Mónica López Pérez Franco por estar al pendiente en todo momento de todos los integrantes del posgrado. Para mis hermanas de generación Paloma, Susie, Edith y Lari solo tengo palabras de gratitud, aprecio y admiración.

Finalmente quiero agradecer a la BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA, a los directivos y a todos mis profesores y profesoras de la maestría. Me siento infinitamente afortunado de formar parte de la familia BUAP.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS *5*

RESUMEN *7*

INTRODUCCIÓN *8*

CAPÍTULO I – MARCO CONTEXTUAL *10*

1.1 Definición del Problema 10

1.2 Justificación 10

CAPÍTULO II – MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL *12*

2.1.2 Intrusión de molares con mini implantes 13

2.2 Dispositivos de Anclaje Temporal (DATs) 14

2.2.1 Mini-implantes 15

2.2.2 Características de los Mini-implantes 17

2.2.3 Clasificación de los mini implantes 19

2.2.4 Aplicaciones clínicas 20

2.2.5 Sitios de inserción 21

2.2.6 Mini implantes insertados en paladar 21

2.2.7 Mini implantes insertados en cresta infracigomática 22

2.2.8 Ángulo de inserción para la colocación de mini implantes 24

2.2.9 Mini implantes A-1 PI Type Bio-Ray® TD Orthodontics 25

2.3 Acero inoxidable vs Titanio 25

2.3.1 Cicatrización Ósea 26

2.3.2 Estabilidad de los mini implantes 27

2.3.3 Posibles complicaciones 29

2.3.4 Biomateriales 31

2.3.5 Mini implantes metálicos 31

2.3.6 Mini implantes de acero inoxidable 316LVM 32

2.4 Auxiliares de diagnóstico 33

2.5 Método de Elementos Finitos 34

2.5.1 Procedimiento en el cálculo FEM. Mecanismo de un software de elementos finitos. 36

2.6 Comportamiento mecánico de los materiales 38

2.6.1 Propiedades Biomecánicas del hueso 38

CAPÍTULO III – MARCO REFERENCIAL *42*

CAPÍTULO IV – METODOLOGÍA Y ANÁLISIS *46*

CAPÍTULO V – DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN *48*

REFERENCIAS *51*

RESUMEN

Los molares sobre-erupcionados generan alteraciones en la oclusión produciendo efectos negativos en la función, no obstante, en la mayoría de los casos pasan desapercibidos. La extrusión dental ha sido una de las alteraciones más complejas de tratar, con el paso del tiempo se han descrito diversos procedimientos aplicables a los molares extruidos como: reducción protésica en combinación con endodoncia, impactación quirúrgica e intrusión ortodóncica convencional. La intrusión mediante aparatos de ortodoncia ha sido un procedimiento favorable y representa la opción menos invasiva para el paciente; los efectos indeseados tanto en el diente a intruir como en los dientes adyacentes representaban un gran inconveniente, sin embargo, el uso de dispositivos de anclaje temporal (DATs) reemplazó al anclaje convencional, la intrusión dental con mini implantes se ha utilizado con éxito desde el año 1997 (Kanomi); el uso de mini tornillos revolucionó los tratamientos de ortodoncia, gracias al anclaje esquelético se observó que se pueden llevar a cabo una amplia gama de movimientos en un menor tiempo y sin efectos indeseados. Tres factores han sido determinantes en el éxito de los mini-implantes, la angulación de inserción, la selección del sitio de inserción y del mini tornillo. La odontología ha cambiado de manera gradual de una práctica basada en la opinión a una práctica basada en la evidencia. Es así como se comenzó a utilizar el análisis de elementos finitos para hacer posible el estudio de modelos 3D en medios completamente controlados. Estimar una respuesta de los tejidos dentales y periodontales ante una acción específica como un movimiento de intrusión resultaba sumamente complejo, el análisis de elementos finitos nos permitió dilucidar la respuesta tisular producida por una mecánica ortodóncica.

INTRODUCCIÓN

La ortodoncia se basa principalmente en realizar movimientos dentales mediante la aplicación de diversas fuerzas. Como menciona la tercera ley de Newton, a toda acción se produce una reacción de igual magnitud, pero en dirección o sentido opuesto, debido a ello podemos obtener un movimiento dental deseado en la zona de acción, sin embargo, se debe controlar el movimiento en la zona de reacción, lo que se denomina como anclaje (resistencia al desplazamiento).
La resistencia al movimiento dental indeseado se define como anclaje, este factor es indispensable para obtener resultados exitosos en un tratamiento ortodóncico, debido a que el diseño de un plan de tratamiento idóneo y la viabilidad para alcanzar los objetivos trazados dependen de la posibilidad de conseguir un anclaje adecuado.

A través del tiempo se han empleado diversos medios para obtener anclaje, por ejemplo: aparatos fabricados con bandas y alambre tales como: arco lingual, arco transpalatino, tracción extraoral, todo con la finalidad de minimizar el movimiento en un determinado grupo de dientes mientras se obtiene el movimiento dental deseado.
A pesar de la utilidad de dichos aparatos, se han observado limitaciones al emplear dichos sistemas o aditamentos mecánicos para controlar por completo cada uno de los aspectos del anclaje, además de conducir con frecuencia a una corrección parcial de los problemas inter e intra arco.

El predecir los resultados de un movimiento dental inducido a nivel de la estructura ósea, dental y periodontal ha sido siempre uno de los objetivos en la ortodoncia, lo anterior en favor de obtener resultados funcionales y estéticos, evitando efectos nocivos en los tejidos del paciente. Actualmente se emplea el análisis de elementos finitos para predecir los cambios estructurales a partir de fuerzas aplicadas en modelos tridimensionales. Al generar una simulación aplicando una fuerza determinada se producen movimientos resultantes, por lo tanto, es posible visualizar dónde y cómo ocurren los cambios estructurales tanto en tejidos blandos como en tejidos duros. Los resultados obtenidos en una simulación mediante elementos finitos se pueden utilizar a favor de los objetivos del tratamiento.

CAPÍTULO I

MARCO CONTEXTUAL:

CAPÍTULO I – MARCO CONTEXTUAL

1.1 Definición del Problema

Actualmente en la clínica de ortodoncia de la BUAP no se cuenta con un método específico para la predicción de los efectos generados por las fuerzas ejercidas durante las mecánicas intrusivas al utilizar mini-implantes, debido a lo anterior, es común que se utilicen los dispositivos de anclaje temporal obviando los efectos producidos en tejidos dentales y periodontales así como en los DATs. Resulta complicado predecir los cambios estructurales y morfológicos que produce el movimiento dental inducido, principalmente debido a que las fuerzas aplicadas a los tejidos dentales y periodontales se modifican a lo largo del tratamiento, y la respuesta tisular de cada individuo ante un estímulo mecánico es un factor variable. Realizar mediciones del comportamiento mecánico de un DAT en boca no es viable, principalmente debido a factores propios de la cavidad oral: la flora bacteriana y el espacio limitado que impide y/o limita realizar la medición, además de la incapacidad de percibir dichos cambios a simple vista. Asumiendo que realizar mediciones fuera posible, tendría implicaciones éticas y biomédicas que *per se* impedirían llevar a cabo un procedimiento de este tipo.

1.2 Justificación

El presente trabajo se llevó a cabo con la finalidad de describir la utilidad del método de elementos finitos para el monitoreo del comportamiento biomecánico de los tejidos dentales y periodontales, así como el comportamiento mecánico de los dispositivos de anclaje temporal empleados en mecánicas intrusivas.

1.3 Propósito del estudio

Describir la información que existe en la literatura sobre la utilización del método de elementos finitos durante los movimientos de intrusión inducidos, lo cual puede proporcionar una mejor visión sobre manejo clínico y se reseñarán los datos existentes en la literatura al respecto de la intrusión dental durante la terapia ortodóncica.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL:

CAPÍTULO II – MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL

2.1 Intrusión

La sobre-erupción de molares debido a la pérdida de dientes antagonistas produce alteraciones en la oclusión con repercusiones funcionales. Para restaurar la correcta oclusión, la intrusión de molares sobre-erupcionados se convierte en algo esencial previo a la rehabilitación o restauración multidisciplinaria. Los protocolos de su tratamiento incluyen reducción protésica, impactación quirúrgica e intrusión ortodóncica convencional (1). Un movimiento ortodóncico de intrusión resulta ser un procedimiento favorable el cual requiere calibrar el anclaje debido a las repercusiones en el paquete vasculonervioso y en la raíz del diente. Los métodos ortodóncicos convencionales requieren complejos aditamentos o brackets aplicados en varios dientes, los cuales son utilizados para reforzar el anclaje. Sin embargo, los resultados del tratamiento no son siempre efectivos debido a los efectos indeseados o colaterales, tales como la extrusión y la inclinación de los dientes que sirven como anclaje (1, 2).

Habitualmente la extrusión de molares superiores pasa desapercibida en la práctica cotidiana, dicha patología es el resultado de diversos factores tales como: erupciones tardías y pérdida prematura de dientes antagonistas. En la mayoría de los casos dicha posición interfiere en los tratamientos ortodóncicos. Burstone y Koenig establecieron que una fuerza intrusiva sobre un molar puede ocurrir solamente cuando dicha fuerza intrusiva está localizada sobre los premolares. La extrusión de estos dientes adyacentes reduciría la sobremordida vertical lo cual podría provocar un efecto negativo sobre la oclusión y el perfil del paciente al aumentar la altura facial inferior (3).

La extrusión dental representa una de las condiciones más complejas de tratar, si se desea restaurar el plano oclusal, el abordaje menos invasivo es la intrusión ortodóncica. Para obtener los mejores resultados se debe contar con un anclaje firme, el cual debe estar vinculado a la utilización de fuerzas ligeras e intermitentes. Además, es importante valorar otros factores como la cantidad de hueso en la periferia del diente sobre-erupcionado, la salud periodontal y la cantidad de intrusión necesaria. Uno de los efectos indeseables e irreversibles durante el tratamiento de ortodoncia es la resorción radicular (4). Los movimientos inducidos que representan

un mayor riesgo de generar resorciones son los movimientos en cuerpo cerca de las corticales, movimientos de torsión y movimientos de inclinación e intrusión. Los dientes que presentan un mayor índice de reabsorción radicular externa son los incisivos maxilares, en segundo puesto se encuentran los molares maxilares. Por lo tanto, las mecánicas de intrusión para el segmento posterior se deben llevar a cabo con una adecuada planeación y de manera prudente (2).

Cuando se consideran los efectos colaterales, el anclaje absoluto o esquelético pareciera ser más confortable y confiable tanto para el paciente como para el clínico. El anclaje con mini tornillos evita los efectos indeseables en dientes adyacentes, brinda un mejor control de las fuerzas aplicadas y es una opción mínimamente invasiva. Los mini tornillos se insertan en las corticales óseas, estos dispositivos de anclaje temporal soportan las cargas ortodóncicas inmediatas y permiten ahorrar tanto recursos económicos como tiempo (4).

2.1.2 Intrusión de molares con mini-implantes

El uso de mini-implantes ha modificado el protocolo de intrusión dental, anteriormente para nivelar el plano oclusal era necesario realizar un procedimiento invasivo que consistía en un desgaste o tallado del diente extruído el cual previamente era tratado endodónticamente. Otra alternativa era la utilización de aparatos ortopédicos con tracción extraoral o bien optar por una impactación quirúrgica que resultaría la opción más invasiva. Con frecuencia el clínico encara el reto de corregir el plano oclusal, y simultáneamente busca cubrir las peticiones estéticas del paciente y del dentista que lo remitió (2, 3).

Los estudios en animales han permitido visualizar los cambios y procesos biológicos que tienen lugar durante la intrusión molar. La intrusión molar en modelos caninos estimuló la remodelación del proceso alveolar en el maxilar y del piso nasal, siendo este último análogo al piso del seno maxilar en humanos. Estudios realizados en 2003 y 2011 por Daimaruya, Remírez y cols. mostraron que los molares intruidos se mantuvieron vitales y no se generó resorción radicular considerable (5).

2.2 Dispositivos de Anclaje Temporal (DATs)

Las mini-placas y los mini-implantes conforman el grupo de unidades de anclaje esquelético denominados como dispositivos de anclaje temporal (DATs). El anclaje absoluto o esquelético es una opción que se utiliza de manera frecuente en los tratamientos de ortodoncia, brinda a los ortodoncistas la posibilidad de alcanzar los objetivos clínicos con cierta facilidad (6). El conocimiento y manejo adecuado del anclaje es el factor más determinante en un tratamiento de ortodoncia eficaz. En la literatura existen diversos términos que se han utilizado de manera indistinta para hacer referencia a los mini-implantes, en el marco de la ortodoncia los mini-tornillos, micro tornillos y mini-implantes hacen referencia al mismo dispositivo de anclaje temporal (7).

En 1945 Gainsforth, Higley y cols. diseñaron un método de anclaje óseo basal empleando un tornillo de vitalio con 3.4 mm de diámetro y 13 mm de longitud, desafortunadamente el procedimiento no fue exitoso. A partir de ese momento comenzaron a realizarse diversos experimentos, en 1983 se realizó el primer reporte clínico sobre el uso de dispositivos de anclaje absoluto temporal. En 1983 Creekmore, Eklund y cols. documentaron el uso de tornillos óseos de vitalio en el tratamiento de un paciente con mordida profunda anterior; el tornillo se colocó en la espina nasal anterior con la finalidad de intruir los incisivos superiores mediante la indicación de elásticos que comenzaron a utilizarse 10 días después de la colocación del tornillo (6). En 1997 Kanomi y cols. desarrollaron de forma específica los mini-implantes (suprimiendo la necesidad de 2 tiempos quirúrgicos), introduciendo el término y utilizándolos de forma temporal como anclaje absoluto. Posterior a estás 3 publicaciones históricas, un equipo de ortodoncistas coreanos dieron a conocer su mini-implante AbsoAnchor en 1999, un año después un equipo escandinavo diseñó el sistema de anclaje Aarhus, finalmente en el año 2000 un equipo de italianos diseñaron los mini-tornillos Spider Screw en el año 2003. A la fecha se ha mejorado el diseño y forma de los mini-implantes, en el mercado se pueden encontrar en diversos tamaños y diámetros dependiendo del fabricante, por ejemplo: existen tornillos con diámetros de 1 a 2.3 mm y longitudes de 4 a 21 mm (6).

2.2.1 Mini-implantes

Durante la década de los ochenta comienzan a utilizarse implantes en la odontología. El conocimiento sobre la biofísica del movimiento dentario se convirtió en algo imprescindible en todo tratamiento a partir de la invención del primer aparato fijo empleado en ortodoncia. La necesidad por parte del ortodoncista de obtener un anclaje estable siempre ha estado presente. El principal problema es que cada movimiento generado produce otro de la misma intensidad, pero en sentido opuesto (tercera ley de Newton), dicho fenómeno físico expone la dificultad de generar movimiento en un grupo de dientes anclándose de otro grupo que no se desea mover. Los mini-implantes surgieron debido a la problemática que representa el manejo del anclaje (8, 9). Es posible colocarlos en diversos sitios anatómicos del complejo máxilo-mandibular dependiendo del objetivo clínico trazado, representan una técnica sencilla que brinda resultados terapéuticos efectivos. A pesar de requerir una técnica quirúrgica poco invasiva, los pacientes se muestran renuentes al mencionarles la necesidad de utilizar mini-implantes en su tratamiento, principalmente por el procedimiento quirúrgico que conlleva su inserción, también, les preocupa el dolor y la incomodidad posterior a la colocación (7). En contraste con las probables dudas que genera el uso de mini-implantes se manifiesta la mayor ventaja al utilizarlos, enfatizada por los autores: la eliminación de la colaboración del paciente (8).

En años recientes los mini-implantes han generado una revolución en los tratamientos ortodóncicos, gracias a que brindan un anclaje absoluto permitiendo que los clínicos realicen diversas mecánicas sin comprometer a los dientes posteriores, una vez finalizado su propósito se retiran fácilmente (9). Dentro de la gama de dispositivos de anclaje se encuentran los implantes óseo integrados, los implantes óseo integrados modificados utilizados en sutura palatina, las mini-placas de titanio y los mini-implantes. Se han implementado modificaciones en el diseño de los implantes óseo integrados (con fines restaurativos), con el objetivo de generar accesorios ortodóncicos personalizados (10).

En contraste con los implantes óseo integrados, los mini-implantes adquieren su retención solamente de manera mecánica. No requieren el proceso de óseointegración, por lo tanto, su remoción será sencilla y poco invasiva. En el año

2000 Meisen, Costa y cols. realizaron estudios en animales, demostraron que se puede generar una óseointegración involuntaria del 10 al 58% de los tornillos insertados. La introducción de los mini-implantes como dispositivos de anclaje temporal en los tratamientos de ortodoncia ha modificado radicalmente el arquetipo del anclaje y ha simplificado los movimientos dentales que anteriormente se consideraban complejos, con la gran ventaja de requerir una cooperación mínima por parte del paciente. Los mini-implantes brindan un anclaje estable ante la necesidad de realizar diferentes movimientos dentales como: cierre de espacios, retracción, protracción, verticalización, nivelación del plano oclusal, corrección de líneas medias, extrusión e intrusión. Para alcanzar de manera exitosa los objetivos del tratamiento se debe realizar una adecuada selección de los mini-implantes (10).

Existe una lista de factores que son determinantes al momento de seleccionar el mini-implante indicado, dichos factores se dividen en primarios y secundarios. Dentro de los factores primarios se encuentra la longitud, el diámetro y el material del tornillo. Dentro de los factores secundarios se encuentran los tejidos blandos, el diseño de la cabeza, el collar, el sitio de inserción, la técnica de inserción, las fuerzas aplicadas y el tipo de movimiento dental requerido. En la **figura 1** se muestra la configuración de un mini-implante, está compuesto por las siguientes partes: cabeza (sitio donde se aplican los accesorios), perfil transmucoso (es la conexión entre el cuerpo o eje con la cabeza y tiene la función de tope una vez que entra en contacto con el hueso), cuerpo o eje (porción del tornillo que se encuentra dentro del hueso), rosca (autorroscante o autoperforante) (7-9).

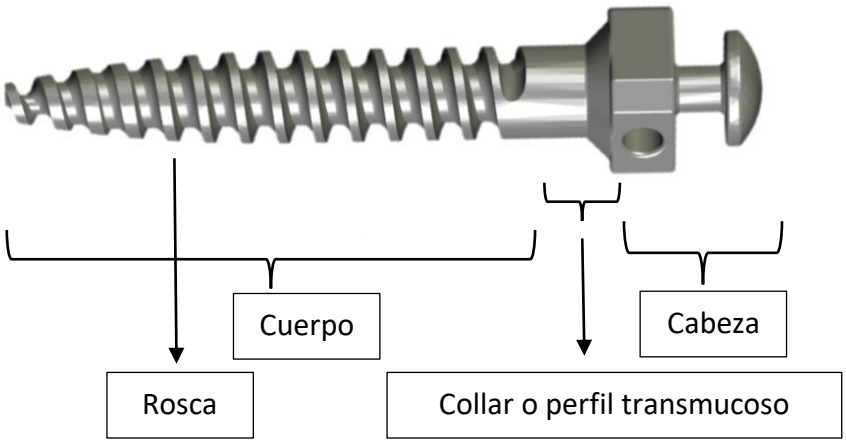


Figura 1. Diseño o configuración de un mini-implante (Moschos A. Papadopoulos, Fadi Tarawneh: 2007)

2.2.2 Características de los Mini-implantes

En su mayoría los fabricantes de mini-implantes no ofrecen especificaciones detalladas sobre los materiales o aleaciones empleadas en su manufactura. La mayoría de los mini-implantes se fabrican con aleaciones de titanio. El titanio es biocompatible, ligero y tiene una elevada resistencia ante facturas o fatigas producidas por estrés (6, 7, 10).

Generalmente se emplea en su fabricación una aleación de titanio-6 aluminio-4 vanadio (Ti-6AI-4V), debido a que el titanio puro presenta una menor resistencia a la fatiga. El acero inoxidable de grado médico es otro material que se utiliza en la fabricación de mini-implantes. Los mini-implantes reciben un tratamiento superficial adicional o bien su cuerpo es fabricado con una superficie lisa teniendo la finalidad de evitar el proceso de oseointegración (8, 9).

Longitud

El núcleo o cuerpo es la porción del mini-implante que se encuentra dentro del hueso y de los tejidos blandos. El cuerpo está formado por una cuerda concéntrica de superficie lisa. La longitud es variable y depende de cada fabricante, sin embargo, de manera general oscila entre 5 y 15 mm como se observa en la **figura 2**. Para realizar una correcta elección de la longitud del tornillo se debe tener presente la ubicación de las estructuras anatómicas cercanas como: nervios, vasos, raíces de dientes adyacentes además de la densidad ósea. En la porción maxilar el hueso es más esponjoso, por lo tanto, la longitud del mini-implante a colocar debe ser mayor y debe tener un diámetro delgado en comparación con los mini-implantes colocados en la porción mandibular. En caso de que el hueso cortical tenga un espesor mayor a 1 mm, un mini-implante de 6 mm resulta ser adecuado para generar una correcta estabilidad primaria (5, 7, 8).

Diámetro

El diámetro es la dimensión referente a la porción más ancha del núcleo o cuerpo del mini-implante, oscila entre 1.2 y 2.3 mm. La elección adecuada del diámetro

depende de factores como: el sitio de inserción, la aleación del mini-tornillo y la técnica de inserción. La estabilidad primaria es directamente proporcional al diámetro del mini-tornillo, mientras mayor sea el diámetro mayor será la estabilidad primaria y su tasa de éxito. En 2010 Crismani y cols. realizaron una revisión sistemática, encontraron que un diámetro de 1.2 mm o mayor proporciona una elevada tasa de éxito (mayor al 70%). Existe la posibilidad de perder anclaje al aplicar una fuerza ortodóncica elevada a un mini-implante con un diámetro pequeño. En cambio, un tornillo de diámetro mayor puede generar daño estructural en raíces de dientes adyacentes, por lo tanto, los tornillos de diámetros menores están diseñados para ser insertados en zonas dentadas, mientras que los tornillos de diámetro mayor están indicados para zonas o sitios anatómicos sin dientes (6, 7, 9, 10).

Cabeza

La configuración o diseño ideal de la cabeza del mini-implante debe ser compatible con los sistemas vigentes. En el mercado existen diversos diseños, los fabricantes incorporan botones, ranuras únicas o múltiples como auxiliares en la aplicación de cadena elastomérica, ligaduras e hilo elástico (5, 6, 8, 10).

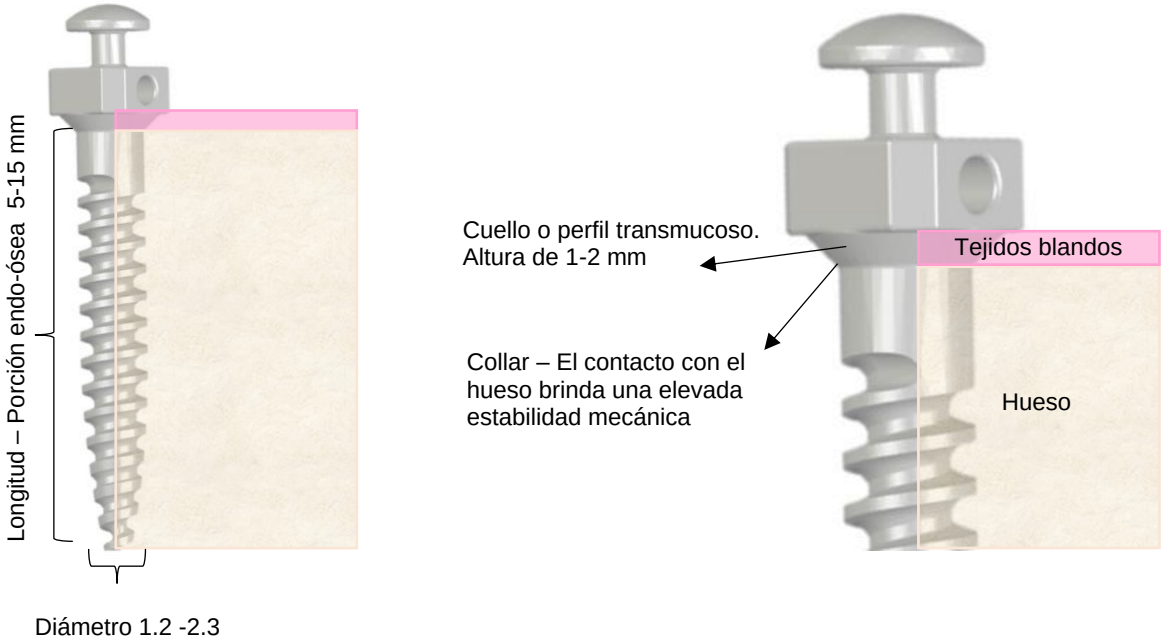


Figura 2. Dimensiones de un mini-implante, longitud y diámetro (Moschos A. Papadopoulos, Fadi Tarawneh: 2007)

Perfil Transmucoso o cuello

El cuello es la porción del mini-implante que sobresale del tejido blando y tiene contacto con la cortical ósea. El perfil transmucoso debe tener una altura adecuada, debe contar con una superficie lisa y pulida para prevenir el acúmulo de microorganismos y placa. En 2007 Lin y cols. sugirieron que la altura idónea del cuello debe oscilar entre 1 y 2 mm, esencialmente un perfil transmucoso adecuado ayuda a prevenir una hiperplasia gingival excesiva inducida por la irritación (8, 10, 11).

2.2.3 Clasificación de los mini-implantes

Dependiendo del material con el que están fabricados se pueden catalogar en: biotolerantes (fabricados en acero inoxidable, aleación cromo cobalto), bioinertes (fabricados en titanio, carbono) y bioactivos (fabricados en hidróxido de apatita vitrocerámica, óxido de aluminio cerámico). Existen diversas clasificaciones, las cuales se mencionan a continuación (8, 11, 12).

Según sus características de inserción:

- Autoperforantes: Son los propios tornillos que perforan la encía y la cortical ósea. Dependiendo de la disposición, separación de la espiral y la punta del tornillo, podrá ser o no autoperforante.

- Autorroscantes: Requieren un inicio de apertura (empleando una fresa en la cortical).

Según sus dimensiones:

- Diámetro: Varía entre 1 mm y 2.3 mm.
- Longitud: Entre 5 mm y 15 mm (11).

Según la utilización:

- Anclaje directo (sin apoyo en diente).

- Anclaje indirecto (la unidad de anclaje es dentaria y el microtornillo se usa como refuerzo) (12).

La mecánica en el anclaje directo consiste en un aditamento elástico que se extiende desde la cabeza del mini-implante hasta un diente o grupo de dientes, con la finalidad de generar un movimiento dentario.

La mecánica en el anclaje indirecto tiene un propósito distinto, en este caso se utiliza un aditamento no elástico, como puede ser una ligadura o un alambre que se extiende desde el mini-implante hasta un grupo de dientes que deben mantenerse en la misma posición, evitando el movimiento resultante de un anclaje recíproco como ocurre en una mecánica ortodóncica convencional (12).

Para los mini-implantes la máxima carga es proporcional a la superficie del área de contacto del hueso con el implante, mientras que para los implantes oseointegrados la máxima carga es proporcional a la cantidad de oseointegración, por lo anterior es que la inserción de los mini-implantes debe realizarse con cierta angulación, de este modo se obtiene la ventaja de proporcionar una mayor área de contacto del implante con la cortical ósea. La colocación de modo perpendicular solo está indicada en caso de que se requiera un anclaje bicortical (11-13).

Indicaciones

Según diversos autores, las principales indicaciones para emplear mini-implantes son:

- Casos donde se requiera un anclaje máximo.
- Pacientes no colaboradores.
- Pacientes que necesiten movimientos dentales catalogados como complejos para realizarse con anclaje convencional (13).

2.2.4 Aplicaciones clínicas

El diseño y configuración de los mini-implantes, se manifiesta en su diámetro y longitud reducidas, dichas características les otorgan una elevada versatilidad, por

tal razón existen diversas situaciones clínicas en las que estos dispositivos de anclaje temporal son empleados (8, 10, 13). Algunas de sus aplicaciones se enlistan a continuación:

- Intrusión simétrica de incisivos.
- Corrección de planos oclusales desnivelados.
- Tracción de caninos impactados.
- Alineación de líneas medias.
- Anclaje intermaxilar.
- Retracción en masa de dientes anteriores.
- Bloqueo y fijación intermaxilar.
- Verticalización, distalización, mesialización, Intrusión, vestibularización y estabilización de molares (11, 13).

2.2.5 Sitios de inserción

El sitio de inserción más común es el reborde alveolar, sin embargo, existe la posibilidad de producir daño radicular en los dientes adyacentes. Con la finalidad de minimizar el riesgo se recomienda un ángulo de inserción oblicuo debido a que se dispone de mayor espacio en la región apical. A la fecha no se ha establecido por completo si el ángulo de inserción repercute directamente en la estabilidad del mini-implante. Gracias a la evidencia científica se sabe que la tasa de éxito de los mini-implantes está determinada por la estabilidad primaria (6, 5).

2.2.6 Mini-implantes insertados en paladar

Existen diversos sitios anatómicos para la inserción de un mini-implante. El paladar es una zona anatómica idónea ya que es de fácil acceso. Con frecuencia se dispone de la zona paramedial y del paladar medio para la colocación de mini tornillos, dicho sitio tiene una buena cantidad de tejido óseo y resulta menos susceptible a la aparición de procesos inflamatorios. En casos donde es necesario evitar la sutura medio palatina, resulta ideal el área paramedial (14, 15).

Debido a que la cortical palatina en zona de premolares y molares tiene un grosor mayor que la cortical en zona vestibular al mismo nivel y dado que el espacio mesio distal entre raíces palatinas es mayor, se recomienda emplear esta zona para la colocación de mini-implantes teniendo como objetivo la intrusión molar. La zona alveolar palatina cuenta con una encía adherida favorable puesto que la higiene alrededor el mini-implante se puede realizar de manera sencilla. La zona distal de los segundos molares es ideal para insertar fácilmente un mini-implante, dicha acción permite llevar a cabo una intrusión directa teniendo un mejor control (16).

Reportes clínicos de mini-implantes insertados por palatino arrojan una tasa de éxito cercana al 100%. La cantidad y la calidad de hueso tiene un rol determinante en la tasa de éxito. De modo que, el conocimiento acerca del tipo de hueso y los sitios o zonas de inserción idóneas permitirá al clínico tomar una decisión adecuada al momento de colocar un mini-implante. En estudios recientes se ha valorado la cantidad de tejido óseo en el paladar, sin embargo, la densidad ósea en este sitio se ha analizado en un número limitado de ensayos (15).

2.2.7 Mini-implantes insertados en cresta infracigomática

Uno de los sitios de elección para la colocación de mini-implantes es la cresta infracigomática situada más lateral y alta con respecto a la zona del primer y segundo molar, es una estructura ósea sólida que se encuentra en el límite inferior del hueso cigomático (17-19). Las **figuras 3 y 4** muestran la ubicación de la cresta infracigomática, el sitio de inserción específico difiere con respecto al autor, algunos optan por colocarlos entre el primer y segundo molar, mientras que otros prefieren insertarlos a nivel de la raíz mesio vestibular del primer molar (20).

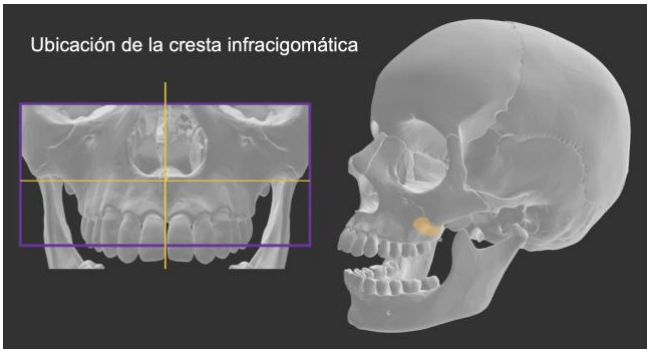
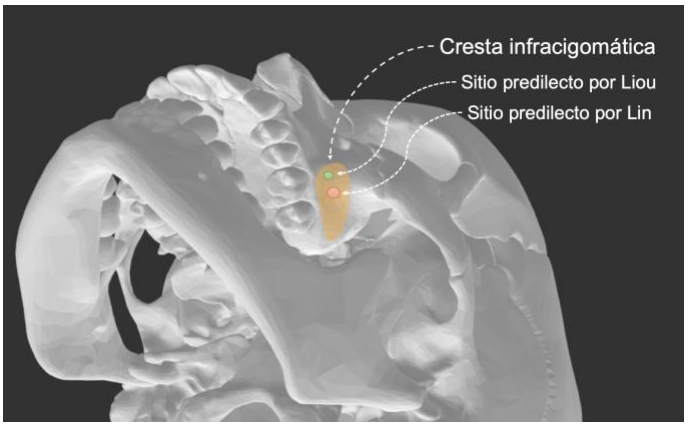


Figura 3. Ubicación de la cresta infracigomática (Ghosh A: 2018)



Figuras 4. Zonas para la colocación de mini-implantes en la cresta infracigomática (Ghosh A: 2018)

La cresta infracigomática representa una zona anatómica donde habitualmente se colocan dispositivos de anclaje temporal como mini-implantes y mini-placas. Proporciona un anclaje esquelético con una elevada tasa de éxito, presenta hueso cortical y un módulo de elasticidad superior al del hueso trabecular, por lo tanto, es más resistente a la deformación y proporciona un mejor anclaje, así como la capacidad de soportar cargas elevadas en diversas situaciones clínicas (19). La colocación de mini tornillos en esta zona se emplea para realizar intrusión de molares, distalización de molares, retracción en masa del segmento anterior, retracción de caninos, cierre de espacios o como anclaje indirecto (13, 14, 19).

Al momento de insertar un mini-implante en la cresta infracigomática existe la posibilidad de producir daño a la raíz mesiovestibular del primer molar, a pesar de la publicación de diversos estudios sobre la colocación de mini-implantes en esta zona, no existe un consenso entre autores sobre el sitio específico y el ángulo de inserción (14). Como se observa la **figura 5** la cresta infracigomática cuenta con dos láminas corticales, la pared del seno maxilar y una lámina vestibular. Está configuración anatómica aporta una fijación bicortical que a su vez favorece a la estabilidad primaria de los mini-implantes. La longitud de un mini-tornillo supera el espesor de la cresta que tiene un grosor de 2 a 5 mm, por lo tanto existe la posibilidad de perforar el seno maxilar durante su inserción (18). El uso de la tomografía de haz cónico (CBCT) es indispensable en el protocolo de evaluación previo a la colocación de dispositivos de anclaje temporal. Valorar las dimensiones anatómicas y el espesor de la cresta infracigomática nos permite llevar a cabo procedimientos quirúrgicos certeros, reduciendo el margen de error (18).

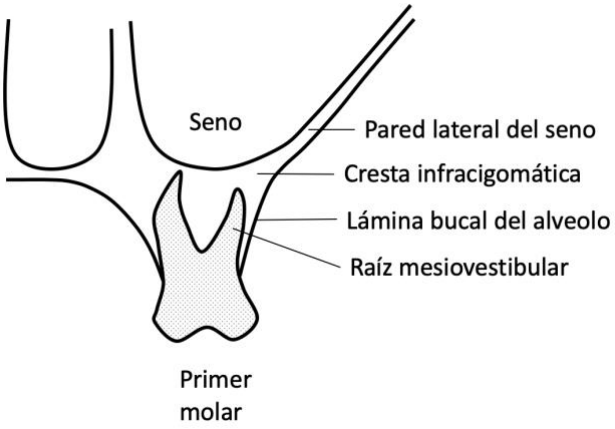


Figura 5. Esquema de la cresta infracigomática y la raíz mesiovestibular del primer molar maxilar (Santos AR y cols: 2017)

2.2.8 Ángulo de inserción para la colocación de mini-implantes

La estabilidad primaria guarda una relación directamente proporcional con la calidad y cantidad de hueso en la zona de inserción del mini-implante. El sitio de inserción debe tener una cortical con un espesor mayor a 1 mm para proporcionar una buena estabilidad primaria (21). Como regla universal se recomienda la colocación del mini-implante en encía adherida, tratando de insertarlo lo más apical posible, lo anterior debido a que la distancia interradicular se incrementa en dirección apical y de este modo se minimiza el peligro de dañar las raíces adyacentes (21, 22).

En contraste, la regla mencionada anteriormente incrementa el riesgo de perforar el seno maxilar. La colocación de un mini-implante desde la perspectiva de un ángulo agudo (75°) tomando como referencia el plano oclusal resulta técnicamente compleja. Existe una gran probabilidad de generar un deslizamiento del mini-implante y producir un desprendimiento de tejido óseo, teóricamente la cuerda del mini tornillo se encontraría cercana a la raíz mesio vestibular del primer molar maxilar, la posibilidad de producir una lesión radicular es mayor (21). En contraste, la colocación de un mini-implante en un ángulo más agudo (40°) resulta técnicamente menos compleja, el riesgo de producir deslizamiento o desprendimiento del tejido óseo se reduce, así mismo se evita comprometer la integridad radicular. Sin embargo, aumenta el riesgo de producir irritación tanto en la mucosa bucal como en la mucosa alveolar. Como se observa en la **figura 6**, la

zona idónea para la colocación de un mini-implante en la cresta infracigomática se localiza por encima del primer molar maxilar aproximadamente a 14-16 mm sobre el plano oclusal, la angulación de inserción debe oscilar los 55°-70° tomando como referencia el plano oclusal (14).

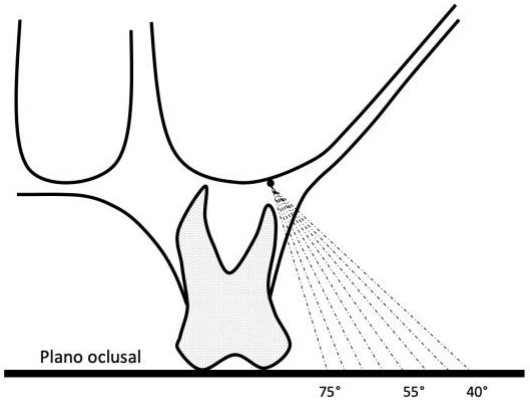


Figura 6. Referencia del ángulo de inserción de un mini-implante (Santos AR y cols: 2017)

2.2.9 Mini-implantes A-1 PI Type Bio-Ray® TD Orthodontics

El sistema A-1 ha sido diseñado para cubrir las expectativas y la demanda clínica de los ortodoncistas, permitiéndoles generar diversas aplicaciones. Los DAT´s A-1 se fabrican en acero inoxidable de grado quirúrgico (316LS UNS S31673) con la finalidad de tener una estructura sólida, siendo capaz de resistir la fuerza de inserción sin importar el torque aplicado tanto en la mandíbula como en el maxilar. El acero inoxidable de grado quirúrgico le confiere a los DAT´s la capacidad de ser autoperforantes, de tal modo que favorece a que el procedimiento de inserción sea más cómodo para el clínico y el paciente. La dureza del acero inoxidable facilita la colocación en zonas donde existe una densidad ósea elevada como en la cresta infracigomática y el shelf mandibular, además de que una superficie lisa evita que se lleve a cabo el proceso de oseointegración (23).

2.3 Acero inoxidable vs Titanio

La retención mecánica permite al operador aplicar una carga inmediata sobre un mini-implante recién colocado, sin necesidad de que se lleve a cabo el proceso de oseointegración. La **figura 7** muestra la configuración de un mini-implante de acero

inoxidable Bio-Ray modelo A1 de la marca TD Orthodontics, siendo un mejor material que la aleación de titanio, puesto que en la mayoría de los casos su resistencia y penetración es superior al momento de autoperforar. Sin embargo, una deficiente calidad ósea o la presencia de una reacción alérgica al acero inoxidable hace que el clínico opte por colocar un mini-implante fabricado en aleación de titanio (24). En la **tabla 1** se muestran las propiedades mecánicas de los mini-implantes de acero inoxidable y de titanio.

Tabla 1. Comparativa de las propiedades de mini-implantes TD Orthodontics de acero inoxidable y de aleación de titanio. (Fuente: Sitio Web A-1 Beyond the limits https://www.dental-bio-ray.com/)

	Acero inoxidable	Aleación de titanio
Módulo elástico (Gpa)	193	100
Fuerza de rendimiento (Mpa)	170 – 1210	795
Resistencia a la tracción (Mpa)	480 – 1300	860
Ductibilidad(%)	12 – 40	10

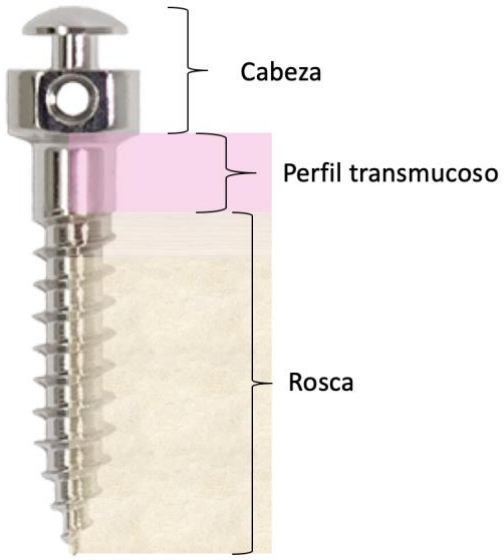


Figura 7. Mini-implante Bio-Ray Modelo A1 TD Orthodontics (Disponible en https://www.biorayusa.com/about-a1)

2.3.1 Cicatrización Ósea

Es necesario que el ortodoncista conozca a fondo la respuesta biológica de los tejidos, especialmente del tejido óseo. Es fundamental saber como una determinada carga aplicada al hueso induce una respuesta de proliferación, diferenciación y

metabolismo celular, respuesta que a su vez produce una adaptación y regeneración ósea. El hueso al ser un tejido anisotrópico y no homogéneo tiene propiedades mecánicas variables entre el hueso esponjoso y el hueso cortical (25). El hueso esponjoso cuenta con una porosidad de entre 30 y 90% y el hueso cortical cuenta con una porosidad que va del 5 al 10%, por lo tanto, afecta la rigidez. Existen 3 conceptos importantes relacionados con la manera en que la biología ósea establece la viabilidad de los implantes en general: la oseointegración, la estabilidad primaria y la estabilidad secundaria. A partir de 1985 desde que el Doctor Branemark definió el término óseointegración como la unión estructural y funcional entre el hueso y una superficie no biológica se marcó la pauta para encontrar nuevos materiales, buscando mejorar el desempeño clínico de los dispositivos de anclaje (25).

2.3.2 Estabilidad de los mini-implantes

La estabilidad generada por la compresión mecánica producida por la inserción del mini-implante dentro del hueso se denomina como estabilidad primaria. Dicha estabilidad mecánica se puede ver afectada por diversos factores como: la calidad de hueso, el grosor de la cortical, las micro vibraciones que induce el operador y la desinserción del maneral o matraca, entre otras. En 1998 Sennerby y cols. dedujeron que la estabilidad disminuye con el tiempo, depende principalmente del contacto directo entre la cuerda del mini-implante y el hueso. Dicha estabilidad está sujeta también al tipo de hueso.

La **figura 8** muestra los 4 tipos de hueso descritos en la literatura, las categorías de la calidad ósea se muestran a continuación en la **tabla 2** (25). En 1991 Jaffin, Berman y cols. notaron que los primeros tres tipos brindan una buena estabilidad primaria, mientras que el tipo IV reportaba un 35% de fallas al colocar mini-implantes. La estabilidad secundaria también conocida como biológica aumenta conforme da inicio la cicatrización o remodelación ósea. Por lo tanto, la estabilidad primaria comienza a decrecer de forma progresiva y es sustituida por la estabilidad secundaria como se muestra en la **figura 9** (25, 26).

Tabla 2. Cuatro categorías de la calidad de hueso en maxilar/mandíbula (Kravitz y Kusnoto: 2007)

Categoría	Calidad de hueso	Sitio o región	Pronóstico del mini-implante
D1	Hueso compacto homogéneo	Región anterior de la mandíbula	Gran estabilidad
D2	Espesa capa de hueso compacto, rodeando un núcleo de hueso trabecular	Región premolar en la mandíbula y maxilar	Gran estabilidad
D3	Cortical fina, núcleo esponjoso denso	Región molar en mandíbula y maxilar	Mayores tasas de falla
D4	Cortical delgada y núcleo esponjoso de baja densidad	Región posterior del maxilar	Inserción no recomendada

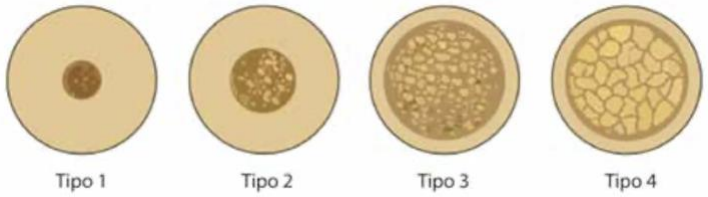


Figura 8. Modelo de prueba para evaluar la calidad del hueso (Lekholm y Zarb: 1985)

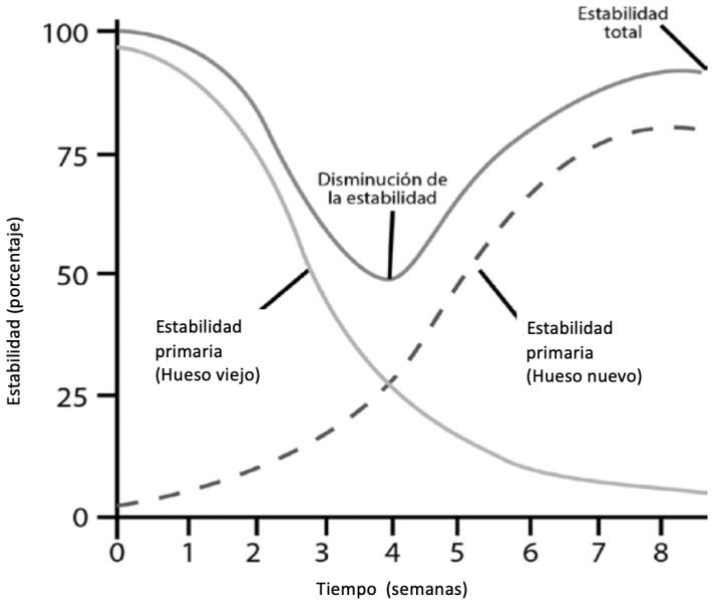


Figura 9. Estabilidad del mini-implante a través del tiempo (S. Radhavendra, M. Wood, T.D. Taylor: 2014)

Los sitios de inserción más seguros para la inserción de mini-implantes que se encuentran disponibles en los espacios interradiculares en el maxilar se muestran en la **tabla 3** (10).

Tabla 3. Orden de sitios más seguros, espacios interradiculares en el maxilar (Poggio y cols: 2006 - Chaimanee y cols: 2011).

Sitio	Espacio inter-radicular	Distancia desde la cresta alveolar
Palatino	2do molar y 1er molar	2 – 5 mm
Palatino	1er molar y 2do premolar	2 – 8 mm
Palatino y bucal	2do premolar y 1er premolar	5 – 11 mm
Palatino y bucal	1er premolar y canino	5 – 11 mm
Bucal	1er molar y 2do premolar	5 – 8 mm
Bucal	Incisivo central y lateral	6 mm

2.3.3 Posibles complicaciones

La implementación de los mini-implantes ha revolucionado la terapia ortodóncica, durante el tratamiento estos dispositivos funcionan como anclaje esquelético sin comprometer la integridad y posición de los dientes adyacentes, al concluir su función se retiran de manera sencilla. Es indispensable analizar minuciosamente el caso, dominar y ejecutar de manera precisa la técnica de inserción, de esta manera será poco probable que se presente alguna eventualidad. Las complicaciones más frecuentes son: daño a estructuras anatómicas adyacentes, fractura del mini-implante, peri implantitis y mucositis (11, 27).

Daño a estructuras adyacentes

Con respecto al daño a estructuras anatómicas adyacentes, el daño a la raíz dental o al ligamento periodontal ocurre durante la inserción del mini-implante. Las posibles consecuencias de dicho trauma engloban la necrosis pulpar, anquilosis dental y osteoesclerosis. Se ha observado en diversos estudios que el daño radicular y periodontal producido por la inserción de mini-implantes se revierte en un lapso de 12 a 18 semanas posterior a su remoción, durante este periodo las raíces y el tejido periodontal experimentan un proceso de reparación, no obstante, existe la posibilidad de sufrir resorción radicular externa si la cuerda del mini-implante daña mecánicamente al cemento durante su inserción, ya que la dentina queda expuesta y las células multinucleadas pueden inducir el proceso de resorción radicular (11, 27, 28).

Fractura del mini-implante

El índice de fractura es mayor en implantes insertados en la mandíbula, donde la densidad ósea es mayor. La angulación de inserción y la fuerza requerida para colocar un mini-implante se encuentran estrechamente relacionadas con el índice de fractura. Los mini-implantes pueden permanecer insertados mientras se lleva a cabo el tratamiento ortodóncico, una vez finalizado se remueven fácilmente. En un estudio realizado por Absoancho Dentos Inc. se evaluaron 68 mini-implantes del tipo autorroscante con diámetro 1.4-1.5 mm y longitud de 6-8 mm insertados durante 3 meses (29).

En dicho estudio el torque o fuerza de torsión mecánica aplicada para removerlos tuvo un promedio de - 4.5 +/- 1.65 N cm, no existió diferencia significativa en la longitud, diámetro, sitio de inserción ni sexo de los pacientes. Ninguno de los tornillos se fracturó a pesar de que en algunas cuerdas de observó una oseointegración parcial. Suzuki y cols. realizaron un estudio en 280 mini-implantes con un diámetro de 1.5 mm, solo se reportó fractura en 4 de ellos (1.4%) (29). El clínico siempre debe tener presente la posibilidad de fractura mientras se lleva a cabo el protocolo de extracción de un mini-implante. El punto de fractura más común es el cuello del mini-tornillo (localizado dentro de la cortical ósea), debido a que la tensión mecánica se concentra en este sitio. Cuando se procede a retirar un mini-implante se recomienda girar el maneral lentamente, evitando cambiar el eje de rotación para disminuir la posibilidad de sufrir una fractura. En caso de presentarse la fractura del mini-tornillo se debe remover quirúrgicamente (30).

Daño a tejidos blandos

Un ángulo de inserción oblicuo a la superficie ósea obliga al clínico a tomar ciertas precauciones con la finalidad de evitar que el tornillo se deslice y genere daño a los tejidos blandos. Al utilizar mini-tornillos autorroscantes se recomienda realizar una guía en la cortical ósea mediante un instrumento rotatorio, de este modo se minimiza el riesgo de lesionar a la encía. Cheng y cols. reportaron que los mini-implantes insertados en zonas de encía no queratinizada fallaban ocasionalmente. Los mini-tornillos colocados en encía no queratinizada eventualmente se cubren por mucosa

móvil, produciendo molestias a corto y mediano plazo. De modo que se obtienen mejores resultados al insertar los dispositivos en un sitio con encía queratinizada/adherida. Si se deja la cabeza del mini tornillo próxima a la unión mucogingival se producirá una irritación crónica de la mucosa móvil, que finalmente resultará en la aparición de una úlcera. En algunas ocasiones un mini-implante insertado por palatino puedo producir lesiones en el dorso y porciones laterales de la lengua (11, 29).

Molestia e incomodidad

Al momento de plantear la posibilidad de colocar un mini-implante para alcanzar los objetivos del tratamiento, las preguntas más frecuentes por parte del paciente son: ¿Presentaré alguna molestia? ¿Tendré dolor después de la colocación? Existe un elevado porcentaje de pacientes quienes se muestran renuentes a la utilización de mini-tornillos. Sin embargo, cuando se le explica al paciente que la inserción y extracción resulta ser un procedimiento breve y poco invasivo terminan aceptando el protocolo (7).

2.3.4 Biomateriales

Los ensayos clínicos en animales han permitido evaluar diferentes variaciones de los mini-implantes , valorar diversos procedimientos técnicos que se llevan a cabo durante su inserción. Los conocimientos obtenidos al implantar dispositivos fabricados en titanio demostraron que este material es biocompatible con los tejidos vivos, no existiendo reacciones adversas ni efectos secundarios. Por lo tanto, se justificó la realización de futuros estudios y experimentos. En 1969 Brånemark, Lindstrom y cols. efectuaron resecciones parciales en tibias y mandíbulas caninas con una posterior reconstrucción mediante trasplantes óseos reforzados con estructuras de titanio, observaron una formación adecuada de tejido óseo sin la aparición de reacciones adversas en los tejidos (31).

2.3.5 Mini-implantes metálicos

El Vitallium es el primer biomaterial metálico del que se tiene registro, fue desarrollado en 1920 gracias a Reiner Erdle (médico-dentista) y Charles Prange

(metalúrgico). El vitalium es una aleación de cobalto (65% de Cobre, 30% de cromo y 5% de molibdeno), principalmente utilizado en restauraciones dentales. Los biometales forman un grupo de materiales que se pueden implantar en el cuerpo humano y que no generan reacciones adversas, disponen de una aceptable relación resistencia/densidad y un adecuado módulo de elasticidad para su función necesaria. Un biomaterial debe cumplir requisitos muy específicos como ser biocompatible, biofuncional, poseer un óptimo soporte ante una carga mecánica y finalmente ser resistente a la corrosión, debido a que los fluidos del cuerpo humano son sumamente corrosivos, particularmente a una temperatura de 37° C (32).

2.3.6 Mini-implantes de acero inoxidable 316LVM

Fundido al vacío con un bajo contenido de carbono, es un acero de grado médico. Para su elaboración se funde al vacío, de este modo se alcanzan altos niveles de pureza y limpieza, en la **Tabla 3** se muestra la composición química del acero inoxidable de grado médico 316 que se conoce también como AISI 316, posee mejores propiedades de resistencia a la corrosión, cavitación y no magnéticas que los tipos 302 y 304. El proceso anteriormente mencionado dota al acero de una elevada resistencia ante la corrosión general e intergranular además de brindarle un acabado superficial superior, en la **Tabla 4** se muestran las propiedades mecánicas del acero inoxidable 316. (32, 33).

Tabla 3. Composición química del acero inoxidable 316
(Fuente: Sitio Web Alloy Wire International https://www.alloywire.es/products/stainless-steel-316/)

Elemento	% Min	% Max
C	-	0.07
Mn	-	2.0
P	-	0.045
S	-	0.03
Si	-	1.00
Cr	16.00	18.50
Ni	9.50	13.00
Mo	2.0	2.50

Tabla 4. Propiedades del acero inoxidable 316
(Fuente: Sitio Web Alloy Wire International https://www.alloywire.es/products/stainless-steel-316/)

Densidad	8.0 g/cm^3	0.289 lb/in^3
Punto de fusión	1398°C	2555°F
Coeficiente de expansión	17.5µm/m °C (20 – 100°C	9.7x10^{-6} in/in °F (70 – 212°F)
Módulo de rigidez	70.3 kN/mm^2	10196 ksi
Módulo de elasticidad	187.5 kN/mm^2	27195 ksi

2.4 Auxiliares de diagnóstico

A largo de un tratamiento ortodóncico, el clínico induce una amplia gama de movimientos dentarios dependiendo del vector de fuerza aplicado. Existe la posibilidad de generar movimientos en los tres planos del espacio (transversal, sagital y verticalmente). El conocimiento anatómico del complejo maxilomandibular es indispensable y adquiere una gran relevancia previo a determinar que tipo de movimiento se llevará a cabo, así como el vector e intensidad de la fuerza aplicada para lograr una adecuada posición dentaria (34).

Desde hace muchos años las radiografías laterales, panorámicas, carpales y periapicales han sido la base para establecer un diagnóstico y planificar el tratamiento ortodóncico, siendo los auxiliares de diagnóstico de elección, sin embargo, estos estudios proporcionan imágenes en dos dimensiones de estructuras anatómicas tridimensionales (19, 34).

De acuerdo a la creciente necesidad de contar con registros digitales, la tomografía computarizada de haz cónico o cone beam (CBCT) provee una elevada precisión, permitiendo realizar mediciones en estructuras anatómicas del paciente (maxilar, mandíbula, raíces, coronas, reborde alveolar, corticales, arcadas y cavidades neumáticas). Hoy en día, la CBCT se ha convertido en el auxiliar de diagnóstico de elección, modificando radicalmente el paradigma de la comunidad médica y odontológica. Desde 1931 cuando Broadbent implementó la cefalometría tradicional (roentgenografía cefalométrica) no ha sufrido modificaciones significativas. En 1997 Macri, Athanasios y cols. probaron que el procesamiento del análisis cefalométrico no es preciso. La localización de algunos puntos o referencias anatómicas tales como Condilion y Porion resultan inestables y complicados de localizar (14, 19, 34).

Actualmente un número considerable de estudios recomiendan el uso de CBCT solamente en caso específicos donde existe una justificación clínica muy clara, sin embargo, algunos clínicos justifican su uso de manera habitual debido a que aporta información complementaria al diagnóstico (19).

2.5 Método de Elementos Finitos

Desde un enfoque muy general se puede decir que el análisis de elemento finitos es un método de aproximación para problemas continuos. El continuo se divide en un número finito de partes o elementos, el comportamiento de dichos elementos se especifica a través de un número finito de parámetros que se asocian a puntos determinados conocidos como nodos. Los nodos representan los puntos de unión de cada elemento con sus adyacentes. El complejo o sistema completo se estructura por el ensamble de todos los elementos. La transformación de una estructura o cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado se conoce como discretización (35, 36).

Inicialmente el análisis de elementos finitos se desarrolló en la década de los 60´s para estudiar y analizar los defectos estructurales que presentaban las aeronaves y continuó con ese propósito por mucho tiempo (37, 38).

En la actualidad los tratamientos ortodóncicos se han convertido en procedimientos cada vez más sofisticados, lo anterior gracias la obtención de registros más precisos mediante el uso de tomografía computariza. Las imágenes 3D han cambiado totalmente el paradigma del ortodoncista respecto a los auxiliares de diagnóstico. En específico la tomografía computarizada de haz cónico o Cone Beam (CBCT) proporciona características específicas en el ejercicio ortodóncico, ventajas como la obtención de vistas volumétricas, de superficie y panorámicas nos permiten realizar un diagnóstico, análisis y planificación del tratamiento. Este tipo de auxiliares de diagnóstico en conjunto con diversas ingenierías nos dan la posibilidad de realizar estudios en medios controlados (34).

La ingeniería no solamente ha tenido desarrollo en el campo de la medicina, sino que también se ha establecido en el ámbito de la odontología, especialmente en la ortodoncia. El análisis de elementos finitos (FEA) es un procedimiento computarizado mediante el cual se puede calcular el estrés en un elemento, generando o reproduciendo una solución modelo. Este tipo de análisis estructural nos permite determinar el estrés resultante producido por una fuerza externa, un cambio térmico y otros factores. El empleo del análisis de elementos finitos resulta extremadamente útil para comprender los efectos mecánicos de biomateriales y

tejidos vivos que difícilmente pueden medirse in vivo. Los resultados que se obtienen se pueden examinar mediante el uso de programas específicos, visualizando una gran variedad de parámetros e identificando de manera global todas las implicaciones del análisis (39).

Es una realidad que la creación de distintos softwares de modelación asistida por computador (CAM) permiten generar imágenes 2D y 3D de diversas estructuras anatómicas, dichas imágenes cuentan con una excepcional capacidad para reproducir detalles en alta calidad. Del mismo modo, es bien conocido el elevado costo que implica el uso de estas herramientas de computo, sin embargo, el mayor obstáculo para el clínico radica en el conocimiento necesario para poder utilizar un software de este tipo en un área específica de la salud (40).

El análisis de elementos finitos (FEA) con un enfoque odontológico se usó por primera vez en los años 70´s para determinar el estrés y los desplazamientos en dientes reemplazando las pruebas de foto elasticidad. En esa época la asociación dental y de ingeniería desarrollaron modelos de elementos finitos en 2D. En la actualidad, debido al desarrollo de nuevas técnicas y programas de diseño técnico avanzado para la obtención de imágenes, la utilización de complejos modelos 3D se ha incrementado significativamente. El análisis de elementos finitos permite la creación de modelos 3D complejos bajo esquemas de carga y condiciones de contorno. El desarrollo de modelos en 3D es también útil para verificar las implicaciones volumétricas y geométricas en los resultados al ser comparados con modelos en 2D (37).

El análisis mediante elementos finitos nos permite estimar una respuesta ante una acción externa específica, todo esto en un medio controlado. El proceso consiste en subdividir el medio en unidades elementales y de esta forma se plantea como ecuaciones diferenciales. Posteriormente las ecuaciones se arman o ensamblan en un nivel global, siempre siguiendo los lineamientos de continuidad. Finalmente se resuelve, teniendo presentes las condiciones de contorno y las cargas externas (40).

La cantidad de tiempo necesario para generar el diseño y la posterior obtención de las imágenes volumétricas es un aspecto importante, esta fase resulta crítica debido

a que una reproducción fiel traerá como consecuencia una mayor precisión al momento de realizar el análisis. Actualmente se cuenta con diversas técnicas para la obtención de imágenes en 3D, alcanzando hasta un 99% de fidelidad, sin embargo, se debe tener acceso a diversos softwares que a su vez sean manipulados por expertos. De esta manera se obtiene el modelado final, este proceso es el que aumenta los costos (41).

La primera publicación sobre elementos finitos data del año 1973 realizada por Farah y cols. Estudios de este tipo involucran la generación de imágenes en 3D, podemos decir que son 2 razones las que no han permitido un amplio desarrollo en el ámbito odontológico: 1) La dificultad para generar el modelo 3D de un diente y/o unidad alveolar ya que presenta variaciones morfológicas y 2) La dificultad de reproducir fielmente las propiedades biomecánicas del esmalte, dentina, cemento, pulpa dental, ligamento periodontal y hueso (42).

La ortodoncia ha cambiado de manera gradual de una práctica basada en la opinión a una práctica basada en la evidencia. En la época actual, es indispensable establecer una justificación científica para cualquier modalidad de tratamiento. Los estudios en modelos animales han proporcionado datos relevantes sobre los efectos producidos por el movimiento dental inducido. Debido al modelo y tipo de estudio, los experimentos que requieren el uso de animales vivos habitualmente reciben objeciones por parte de los comités éticos. Plantear un modelo de estudio basado en el método de elementos finitos (FEM) permite dilucidar la respuesta tisular producida por una mecánica ortodóncica (43).

2.5.1 Procedimiento en el cálculo FEM. Mecanismo de un software de elementos finitos.

Los programas para cómputo o cálculo de elementos finitos disponen de 3 módulos de trabajo:

1. Pre-procesador: Preparación del modelo para el cálculo, engloba las operaciones:

- Dibujo del modelo (consiste en importar el modelo generado por un sistema CAD que origine ficheros compatibles).
- Selección del tipo de elemento/elementos a emplear (disponibles en opciones precargadas del software, elementos específicos para una aplicación determinada).
- Selección de los materiales a emplear (se pueden cargar desde una librería predeterminada o existe la opción de que el usuario los defina como en los materiales anisotrópicos como el hueso).
- Asignación de elemento y propiedades de los materiales que confirman el modelo.
- Mallado de los componentes del modelo.
- Aplicación de cargas externar (pueden ser puntuales, lineales o superficiales).
- Aplicación de las condiciones de contorno del modelo.

2. Calculador: Es el componente del software que ejecuta el cálculo del FEM y genera las soluciones, engloba las siguientes operaciones:

- Selección del tipo de cálculo.
- Configuración de los parámetros del cálculo (por ejemplo, los intervalos de tiempo y la norma del error).
- Inicio del cálculo (transfiere las cargas al modelo, genera matrices de rigidez, triangula la matriz, resuelve el sistema de ecuaciones y se encarga de generar la solución.

3. Post-procesador: Es la herramienta que hace posible la obtención de una representación gráfica del resultado (36).

El software utilizado cuantifica los desplazamientos, esfuerzos y deformaciones que producen las cargas aplicadas al modelo. Por lo tanto, este método resulta útil para conocer la distribución de los esfuerzos generados en el modelo dentoalveolar (ligamento periodontal, hueso y porción radicular del diente) durante la aplicación

de una fuerza en una dirección determinada, para obtener resultados cercanos a la realidad las propiedades de los materiales deben ser precisas (44).

2.6 Comportamiento mecánico de los materiales

El hueso es un tejido anisotrópico (no homogéneo), por lo tanto, sus propiedades mecánicas difieren dependiendo del tipo de hueso. En general el hueso esponjoso tiene una porosidad que va del 30 al 90% a diferencia del hueso cortical que tiene una porosidad solamente del 5 al 10%, de tal modo que su rigidez es variable (25).

Desde un enfoque biomecánico, no existe la posibilidad de comparar un tejido vivo con un material de ingeniería. Lo anterior resulta virtualmente imposible puesto que los tejidos vivos sufren constantemente fases de remodelación y regeneración con la finalidad de mejorar funcionalmente ante los esfuerzos a los que se someten (45).

La mecanobiología esquelética fue descrita por Van der Meulen como “la ciencia que se encarga del estudio de las fuerzas mecánicas que modulan la morfología y la adaptación estructural de los tejidos esqueléticos”, englobando hueso, cartílago, ligamento y tendón (46).

2.6.1 Propiedades Biomecánicas del hueso

La mecánica estudia la relación existente entre la aplicación de una fuerza sobre una estructura y la deformación que esta produce. Para poder analizar el comportamiento del hueso debemos considerar que es un tejido y a su vez una estructura, debido a que cumple dos funciones primordiales (fisiológica y mecánica), por una parte controla el metabolismo de Ca, P y Mg, pero también brinda soporte al organismo y protege órganos vitales (45). En el tejido óseo la resistencia a la deformación y la rigidez son proporcionadas por la fase inorgánica, mientras que la resistencia a la fractura o tenacidad la proporciona la fase orgánica (44). El hueso es un tejido anisotrópico no homogéneo, sin embargo, el hueso cortical usualmente se evalúa de forma imprecisa como un material isotrópico, ya que se le otorgan las mismas propiedades biomecánicas cuando se evalúa en cualquier dirección. A su

vez el hueso trabecular muestra un grado elevado de anisotropía en virtud de las cargas aplicadas en un espacio determinado (47).

Existen diferencias entre las propiedades biomecánicas del hueso cortical y el hueso trabecular, esencialmente debido al espacio poroso. En el hueso cortical oscila del 5 al 10% y en el hueso trabecular la porosidad es mayor oscilando entre el 30 y el 90%. El tejido óseo cuenta con una morfología característica que le concede una estructura rígida y ligera al mismo tiempo, la cortical externa le confiere rigidez y simultáneamente las trabéculas en su interior reducen el peso (45).

Frecuentemente los modelos 3D generados emplean propiedades elásticas lineales, como si se tratara de un modelo o estructura isotrópica y homogénea así como se muestran en la **tabla 5**. Las propiedades de los tejidos duros se han documentado en diversas publicaciones, sin embargo, las propiedades del ligamento periodontal aún no se han descrito de manera detallada. A pesar de saber que el LP es una estructura que se comporta de forma anisotrópica, la mayoría de los investigadores le atribuyen propiedades mecánicas lineales debido a la carencia de propiedades específicas (48).

Tabla 5. Propiedades Mecánicas del hueso, la dentina y el ligamento periodontal (Toms R. Stephanie, Eberhardt W. Alan y cols 2003)

Material	Módulo de Young (MPa)	Coeficiente de Poisson
Hueso Cortical Maxilar	*13700*	*0.3*
Hueso Palatino	*13700*	*0.3*
Dentina	*19600*	*0.3*
Ligamento Periodontal	*0.303*	*0.45*

La **figura 10** muestra que al aplicar una carga o fuerza en sentido uniaxial a un objeto, sus dimensiones se reducen en el sentido o dirección de la fuerza (longitudinalmente), sin embargo, en dirección transversal sus dimensiones aumentan. En caso de aplicar una fuerza de tensión, ocurrirá lo contrario, las dimensiones transversales del objeto se reducen y su longitud aumenta. La interacción existente entre dos deformaciones en una y otra dirección se establece mediante el coeficiente de Poisson (46).

Como se observa en la **figura 11** el esfuerzo representa la resistencia interna de una estructura ante una fuerza que actúa sobre la misma. Su medición se realiza en pascales (Pa), 1Pa equivale a una carga o fuerza de 1N distribuida en una superficie de $1m^2$. La deformación son todos los cambios en las dimensiones de una estructura que es sometida a la aplicación de una fuerza. Se expresa en unidades de longitud absolutas, en la mayoría de los casos es una magnitud adimensional (mm/mm). Con frecuencia se expresa en porcentaje (46)**.**

La rigidéz es la propiedad que le otorga resistencia a un material, haciendo necesaria la aplicación de un gran esfuerzo para producir una deformación elástica. Un material con un módulo de Young mínimo presentará grandes deformaciones, por el contrario, un material con un módulo de Young elevado presentará deformaciones mínimas ante grandes esfuerzos (46).

Figura 10. Representación de las fuerzas de compresión y tracción (Guede D, González P, Caeiro JR 2013).

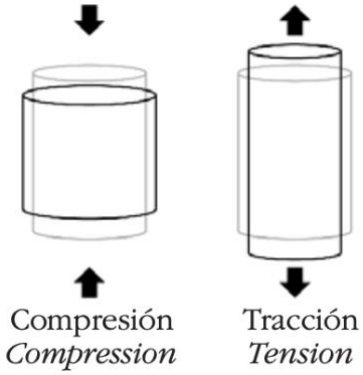
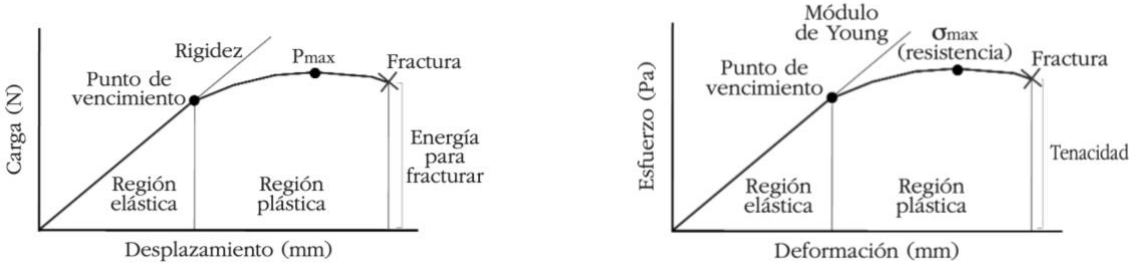


Figura 11. Principios biomecánicos que se utilizan para determinar las propiedades mecánicas del hueso. Arriba Curva carga-desplazamiento, abajo curva esfuerzo-deformación (Guede D, González P, Caeiro JR 2013)



CAPÍTULO III

MARCO REFERENCIAL:

CAPÍTULO III – MARCO REFERENCIAL

Rudolph y cols., en 2001 analizaron las zonas de estrés en un modelo tridimensional de un incisivo central superior utilizando el análisis de elementos finitos, indujeron diversos movimientos como intrusión, extrusión y tipping mediante la aplicación de cargas con vectores específicos. El modelo empleado constó de 843 nodos y 644 elementos, las propiedades estructurales de los tejidos se tomaron de reportes previos en la literatura. Tanto para el modelado 3D como para la simulación utilizaron el software Nastran versión para Windows (MacNeal-Schwendler Corp, Costa Mesa, California). Observaron que las fuerzas de extrusión e intrusión dieron como resultado una mayor tensión en la región apical. Al momento de aplicar fuerzas de torsión e inclinación notaron que la tensión se manifestó en mayor magnitud en la cresta alveolar. Concluyeron que los modelos de un solo diente pueden mejorarse al agregar dentición adyacente (49).

Shaw y cols., en 2004 estudiaron el estrés generado por las fuerzas ortodóncicas en la región apical mediante elementos finitos. Utilizaron un modelo formado por un total de 20,852 nodos y 11,924 elementos. Para elaborar el modelado 3D utilizaron 2 softwares; 3D Studio Max (AutoDesk Corporation, Montreal , Quebec, Canadá) y MSC Patran (MSC Software Corporation, Santa Ana, CA, USA), finalmente para llevar a cabo la simulación emplearon el software MSC Nastran (MSC Software Corporation). Las propiedades de los tejidos, el módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson se determinaron en estudios previos. El modelo final incorporó todos los tejidos dentales (pulpa, dentina, esmalte, cemento, ligamento periodontal y hueso alveolar). Aplicaron fuerzas de extrusión, intrusión, torque, tipping y rotación. Observaron que la aplicación de fuerzas de torque y tipping produjeron el nivel más elevado de estrés en la cresta alveolar, mientras que la aplicación de una fuerza intrusiva produjo un nivel elevado de estrés en la raíz, específicamente en la porción apical. Se asumió una relación tensión-deformación de forma lineal, elástica e isotrópica. Se excluyó de este modelo el comportamiento anisotrópico y viscoelástico del ligamento periodontal (50).

Hemanth y cols., en 2015 evaluaron el estrés sobre el ligamento periodontal al aplicar movimientos de intrusión (0.20 N, 0.30 N, 0.88 N, 1 N) y torque lingual (0.88 N/mm, 1 N/mm) mediante análisis de elementos finitos empleando el software ANSYS. Crearon un modelo 3D de un incisivo central maxilar constituido por 148,097 elementos tetraédricos y 239,666 nodos. Para el modelado 3D utilizaron el software SolidWorks 2012 y para la simulación el software ANSYS workbench. Además de calcular el estrés en el ligamento periodontal decidieron evaluar el riesgo de presentar resorción radicular mediante la aplicación de cargas intrusivas y de torque mediante un análisis lineal. El grosor para el ligamento periodontal fue de 0.2 mm. Las propiedades que utilizaron para los tejidos se definieron como lineales e isotrópicas. Los resultados mostraron que tanto las fuerzas intrusivas como las fuerzas de torque producen estrés en la porción apical de la raíz (51).

Suggi y cols., en 2018 realizaron un estudio sobre intrusión molar, compararon la aplicación de una fuerza intrusiva utilizando anclaje esquelético unilateral y bilateral. El objetivo del estudio fue determinar la distribución del estrés y los efectos del desplazamiento producido por una carga intrusiva mediante análisis de elementos finitos en un primer molar maxilar. Utilizaron el software SolidWorks 2010 (SolidWorks Corporation, Waltham, MA, USA) para el modelado 3D y el software ANSYS Workbench v.14 (Ansys, Canonsburg, Pennsylvania, USA) para la simulación. Se aplicó una carga de 4N usando 3 técnicas, desde el tubo vestibular al mini-implante vestibular, desde el botón palatino al mini-implante palatino y una combinación de ambas fuerzas (2N de cada lado). La aplicación simultánea de una fuerza vestibular y otra palatina produjo un estrés compresivo distribuido de manera homogénea. La aplicación de cargas unilaterales arrojó valores de estrés elevados, específicamente en el hueso esponjoso y en la región periapical del mismo lado. Las fuerzas bilaterales presentaron predominantemente vectores verticales, mientras que las fuerzas unilaterales presentaron tanto vectores oblicuos como resultantes verticales y laterales (4).

Tangsumroengvong y cols., en 2021 investigaron el patrón de desplazamiento de los dientes de la arcada superior, además de la distribución de tensiones en el ligamento periodontal al utilizar 3 mecanismos de intrusión en los dientes posteriores superiores con una carga resultante de 100 gr. Utilizaron el software

SolidWorks (Dassault Systemes Americas, Waltham, Mass., USA) para modelado en 3D, el cual se basó en dimensiones promedio de un adulto asiático con normo-oclusión, el modelo estaba compuesto por 148,914 nodos y 615,810 elementos. El grosor del ligamento periodontal fue de 0.2 mm. Para la simulación emplearon el software Abaqus (Dassault Systemes Americas). En el primer modelo colocaron un mini-implante interradicular entre 1er y 2do molar, la fuerza intrusiva se aplicó solamente por vestibular , se produjo tip vestibular y una elevada cantidad de estrés en las raíces vestibulares. En el segundo modelo colocaron un mini-implante en el mismo sitio además de un arco transpalatino conectado del 1er molar derecho al izquierdo y separado 5 mm del hueso palatino. En este modelo se observó una intrusión balanceada sin tip vestibular o tip palatino. En el tercer modelo colocaron dos mini-implantes, uno por vestibular y otro por palatino entre primer y segundo molar, también agregaron botones palatinos a cada uno de los molares. En este caso se produjo intrusión con un ligero tip palatino (52).

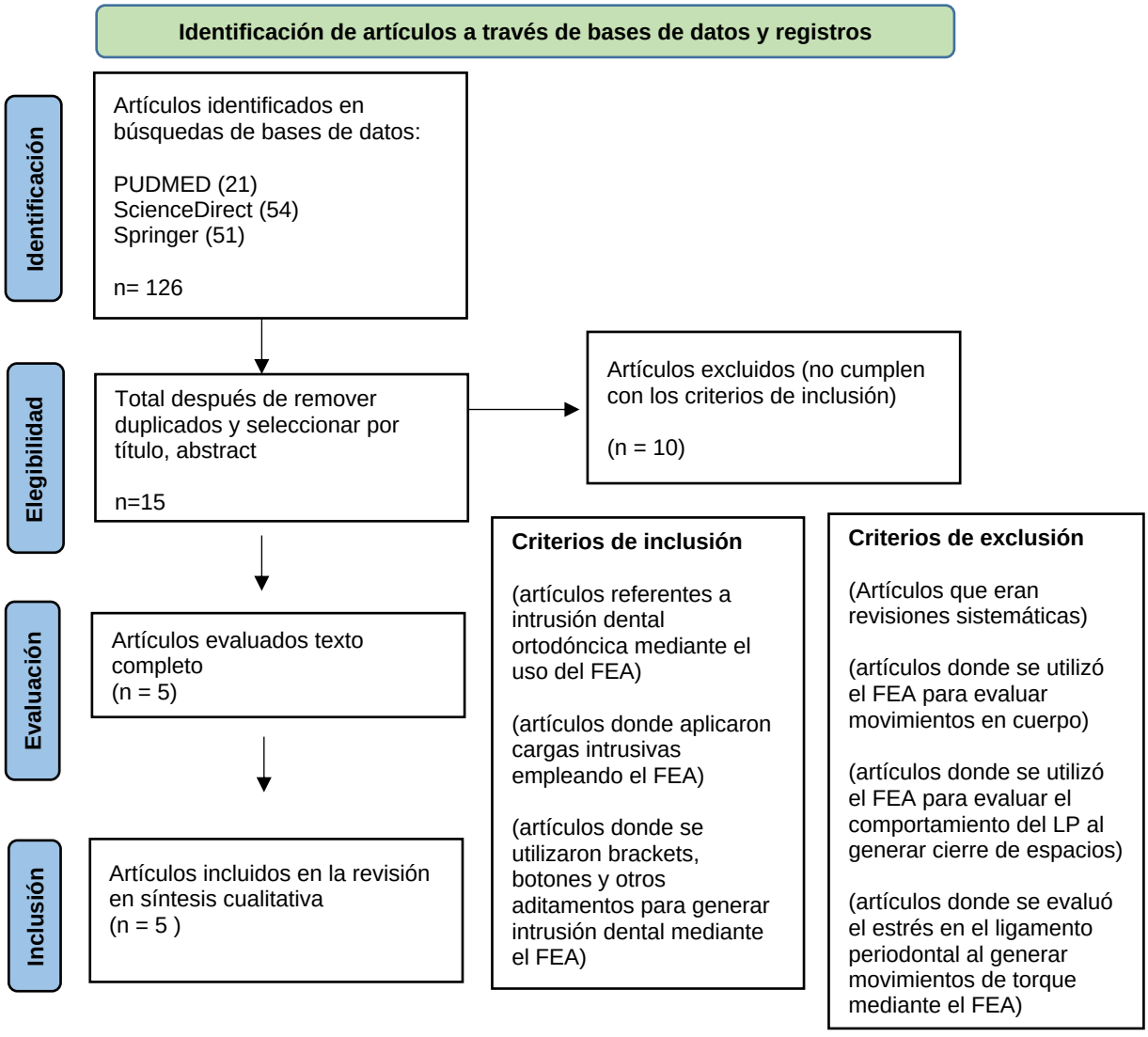
CAPÍTULO IV

METODOLOGÍA Y ANÁLISIS

CAPÍTULO IV – METODOLOGÍA Y ANÁLISIS

4.1 Metodología y Análisis

El método utilizado para el presente estudio fue la síntesis bibliográfica llevada a cabo mediante una búsqueda sistemática durante el periodo de primavera - invierno 2020. La búsqueda del material bibliográfico se realizó en las bases de datos de PUBMED, ScienceDirect y Springer. Se tomó en cuenta como criterio de selección los artículos relacionados con el método de elementos finitos en ortodoncia. Se Identificaron 126 artículos, después de remover duplicados, seleccionar por título y resumen quedaron 15, se excluyeron 10 y finalmente se incluyeron 5 artículos en la elaboración del marco referencial para el presente trabajo.



Palabras Clave: *Finite elements, intrusion, orthodontics, finite elements analysis, orthodontic intrusion FEM.*

CAPÍTULO V

DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN

CAPÍTULO V – DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN

5.1 Discusión

La principal incógnita sobre los molares intruidos es si volverán a su posición original al finalizar el procedimiento. Sugawara y cols. analizaron los cambios dentoalveolares subsecuentes al procedimiento de intrusión en molares mandibulares, emplearon mini placas en 9 pacientes que presentaban mordida abierta. Reportaron una tasa de recidiva promedio del 30% en primeros y segundos molares mandibulares. Park y cols. reportaron dos casos de intrusión exitosa de molares superiores utilizando anclaje esquelético sin presencia de resorción radicular. Ari-Demirkara y cols. notificaron que no existe una diferencia significativa de la cantidad de reabsorción radicular después de la intrusión molar con anclaje esquelético con respecto a los grupos de control tratados sin mecanismos de intrusión (2).

Durante la última década los mini tornillos han supuesto un renacimiento del campo de la ortodoncia con su concepto de anclaje esquelético. Representan un arsenal adicional en manos de un ortodoncista experimentado, incluso siendo una opción viable para el tratamiento de casos quirúrgicos dudosos (20).

El paladar y la cresta infracigomática son los sitios de inserción de los mini tornillos para generar un movimiento de intrusión molar en arcada superior. La ubicación ideal para la colocación de un mini tornillo en el paladar es la sutura media o en su defecto la región paramediana, también se pueden insertar en la pendiente palatina y de este modo se elimina la necesidad de un brazo de poder, sin embargo, se incrementa el riesgo de afectar el nervio y se reduce el índice de éxito ya que la cortical en dicha zona es delgada (2). En cuanto a la inserción de un mini tornillo en la cresta infracigomática se recomienda que sea por encima del primer molar con un ángulo de inserción de 55°a 70°, en este caso se tiene la ventaja de que este sitio anatómico cuenta con 2 corticales (lamina vestibular y piso del seno maxilar), permitiendo una fijación bicortical, mejorando la estabilidad primaria (14).

En 2018 Alharbi y cols. realizaron una revisión sistemática en la cual encontraron que los mini tornillos tienen una tasa de éxito elevada, teniendo una tasa general de fracaso tan solo del 13.5%, investigación que concuerda con estudios previos (Schätzle 2009, Papageorgiou 2012). El diámetro, la longitud, el diseño del mini-tornillo y la edad del paciente afectaron mínimamente la tasa de éxito, mientras que el tipo de encía y el consumo de tabaco generaron un efecto estadísticamente significativo en la falla de los DAT´s (10).

El método de elementos finitos está indicado en el análisis de procedimientos ortodóncicos clínicos ya que permite predecir los acontecimientos que sucederán en el curso del tratamiento in vivo (42). Las simulaciones mediante el análisis de elementos finitos permiten visualizar la distribución de tensiones, deformaciones y desplazamientos, indicando las zonas de sobrecarga y subcarga que son esenciales para iniciar los procesos fisiológicos de reabsorción y aposición (43). La precisión de los modelos informáticos radica principalmente en las propiedades constitutivas asignadas, el modelado 3D de los elementos y en el tipo de elementos empleados (triangulares o tetraédricos) (38). Se han documentado las propiedades mecánicas de los tejidos duros, sin embargo, no se ha reportado una descripción matemática completa acerca del ligamento periodontal(47). La falta de dicha información resulta generalmente en un error o alteración de los resultados al generar una simulación por computadora del movimiento dental ortodóncico (47, 48).

5.2 Conclusión

El análisis de elementos finitos proporciona un enfoque manejable y flexible para la evaluación de la biomecánica empleada en ortodoncia, en este sentido presenta ventajas con respecto al enfoque experimental *in vivo*. Los parámetros analizados permiten al investigador controlar con mayor precisión el estudio. Los ensayos realizados a la fecha generalmente incorporan propiedades elásticas lineales, isotrópicas y homogéneas en sus modelos 3D. El hecho de no asignar propiedades elásticas no lineales y anisotrópicas representa una fuente de error en las simulaciones por computadora. A pesar de entender que tanto el ligamento

periodontal como el hueso alveolar presentan un comportamiento elástico no lineal, la mayoría de los investigadores asignan propiedades mecánicas lineales, por lo tanto, es imperativo el desarrollo de datos cuantitativos relacionados a las propiedades de los tejidos vivos. Los estudios a futuro deberán trazarse con el objetivo de implementar mejoras en el desarrollo de los modelos 3D, así como en la implementación de propiedades anisotrópicas con la finalidad de obtener resultados más cercanos a la realidad.

REFERENCIAS

1. Andrade Loor Maira K, Díaz López Marcos A, Escudero Doltz Washington S, Arango Bonilla Holger B. Orthodontic mini-implants for upper molar intrusion. Dom. Cien. 2017; 3 (4): 502-514.

2. Neal D. Kravitz, Budi Kusnoto, Peter T. Tsay, William F. Hohlt. Intrusion of overerupted upper first molar using two orthodontic miniscrews: a case report. Angle Orthod. 2007; 77(5): 915-922.

3. A Arslan, D Nalbantgil Ozdemir, H Gursoy Mert, O Malkondu, K Sencift. Intrusion of an overerupted mandibular molar using mini-screws and mini-implants: a case report. Aust Dent J. 2010; 55: 457-461.

4. Sugii MM, Barreto BCF, Vieira-Júnior WF, Simone KRI, Bacchi A, Caldas RA. Extruded upper first molar intrusion: Comparison between unilateral and bilateral miniscrew anchorage. Dental Press J Orthod. 2018; 23(1): 63-70.

5. Benedict Wilmes, Yu-Yu Su, Dieter Drescher. Insertion angles impact on primary stability of orthodontic mini-implants. Angle Orthod. 2008; 78(6): 1065-1070.

6. Eliakim Mizrahi. The use of miniscrews in orthodontics: a review of selected clinical applications. Prim Dent J. 2016; 5(4): 20-27.

7. Shingo Kuroda, Yasuyo Sugawara, Toru Deguchi, Hee-Moon Kyung, Teruko Takano-Yamamoto. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007; 131: 9-15.

8. Gutierrez Labaye P, Hernández Villena R, Perea García Ma, Escudero Castaño N, Bascones Martínez A. Miniscrews: A revision. Av Periodon Implantol. 2014; 26(1): 25-37.

9. Song Lijuan, Wu Jun. Stability and safety of mini screw implant anchorage in the oral orthodontics. Int J Clin Exp Med. 2019; 12(4): 4028-4035.

10. Aslam Alkadhimi, Ebrahim A. Al-Awachi. Miniscrews for orthodontic anchorage: a review of available systems. J. Orthod. 2018; 45(2): 102-114.

11. Moschos A. Papadopoulos, Fadi Tarawneh. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: A comprehensive review. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007; 103: e6-e15.

12. Baumgaertel S, Jones CL, Unal M. Miniscrew biomechanics: Guidelines for the use of rigid indirect anchorage mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2017; 152: 413-419.

13. Arismendi Jorge A, Ocampo A. Zandra M, González C. Francisco J, Morales B. Marcela. Mini-implants as anchorage in orthodontics. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2006; 18(1): 82-94

14. Eric J. Liou, Po-Hsun Chen, Yu-Chih Wang, James Chen-Yi Lin. 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; 131: 352-356.

15. Sung Hee moon, Sun Hyung Park, Won Hee Lim, Youn Sic Chun. Palatal bone density in adult subjects: implications for mini implant placement. Angle Orthod. 2010; 80(1): 137-144.

16. Richard R. J. Cousley. Molar intrusion in the management of anterior openbite and high angle class II malocclusions. J Orthod. 2014; 41: S39-S46.

17. De Clerck Hugo, Geerinckx Virginie, Siciliano Sergico. The zygoma anchorage system. JCO. 2002; 36(8): 455-459.

18. Santos AR, Castellucci M, Crusoé-Rebello IM, Sobral MC. Assessing bone thickness in the infrazygomatic crest area aiming the orthodontic miniplates positioning: a tomographic study. Dental Press J Orthod. 2017; 22(4): 70-76.

19. Agudelo Botero A. Thickness of the infrazygomatic crest, evaluated by cone beam computed tomography. Rev Cient Odontol. 2019; 7 (1): 11-22.

20. Ghosh A. Infra-zygomatic crest and buccal shelf - Orthodontic bone screws: A leap ahead of micro-implants – Clinical perspectives. J Indian Orthod Soc. 2018; 52: S127-S141.

21. Morten G Laursen, Birte Melsen, Paolo M Cattaneo. An evaluation of insertion sites for mini implants a micro CT study of human autopsy material. Angle Orthod. 2003; 83: 222-229.

22. Bittencourt LP, Raymundo MV, Mucha JN. The optimal position for insertion of orthodontic miniscrews. Rev Odonto Cienc. 2011; 26(2): 133-138.

23. Mini Implantes Bio-Ray TD Orthodontics. Disponible en : https://www.biorayusa.com

24. A-1 Beyond the limits Bio-Ray Mini Screws. Disponible en: https://www.dental-bio-ray.com/

25. Cadavid D, Duque L, Correa S, Buschang P, Roldán S. Estabilidad de los miniimplantes en Ortodoncia. "Biología ósea y Biomecánica. Revista CES Odontología ISSN 0120-971X. 2014; 27(2): 93-103

26. Arismendi JA, Ocampo ZM, Morales M, González FJ, Jaramillo PM, Sánchez A. Evaluation of stability of mini implants as bony anchorage for upper molar intrusion. Rev Fac de Odontol Univ Antioq. 2007; 19(1): 59-73

27. Holmberg Peters Fdo, Holmberg Peters F, Zaror Sánchez C. Root perforation associated with the use of micro-screws in orthodontic anchorage: A case report. Revista Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. Oral. 2013; 6(3): 138-141.

28. Hwang YC, Hwang HS. Surgical repair of root perforation caused by an orthodontic miniscrew implant. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 139: 407-411.

29. Shingo Kuroda, Eiji Tanaka. Risks and complications of miniscrew anchorage in clinical orthodontics. Jpn Dent Sci Rev. 2014; 50: 79-85.

30. Brånemark, P.I. et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Recons. 1969; 3(2): 81-100.

31. Mateus Gaviria Erika. Biometales, mercado potencial para el sector metalmecánico. Disponible en: https://www.academia.edu/24633543/Materiales_bio

32. Alloy 316LVM (Aleación 316LVM). Disponible en: https://www.finetubes.co.uk/products/materials/stainless-steel-tubes/alloy-316lvm-uns-s31673-wnr-14441

33. Alloy wire international Stainless Steel 316. Disponible en: https://www.alloywire.es/products/stainless-steel-316/

34. Gina D Roque Torres, Abraham Meneses López, Frab Norberto Bóscolo, Solange María De Almeida, Francisco Haiter Neto. La tomografía computarizada cone beam en la ortodoncia, ortopedia facial y funcional. Rev Estomatol Herediana. 2015; 25(1): 60-77.

35. 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: 123.

36. Falguni M, Hrishabh J. Finite Element Method: An Overview. IJSRDMS. 2016; 15(3): 38-41.

37. Jagota Vishal, Sethi Aman Preet Singh, Kumar Khushmeet. Finite Element Method: An Overview. WJST. 2013; 10(1): 1-8.

38. Johar Rajvinder Singh, Prabhuraj Kambalyal, Piyush Khandelwal. Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. JISPCD. 2016; 6(2): 110-114.

39. Gisaku Kuramochi, Mariano Del Sol. Método para la generación de modelos de elementos finitos de dientes. Int J of Morphol. 2013; 31(3): 997-1002.

40. Saldarriaga JF, Vélez SC, Restrepo SR. Finite element simulation of the jaw behavior under the action of a mandibular cervical headgear device. Braz J Biom Eng. 2011; 27(3): 135-146.

41. Mantilla F, Málaga J. Distribution of strains by finite element analysis in directly and indirectly restored teeth after endodontic treatment. Kiru. 2008; 4(1): 36-51.

42. Knop Luegya, Gonzaga Gandini Luiz Jr, Lima Shintcovsk Ricardo, Aparecida Shiavon Gandini Marcia Regina Elisa. Scientific use of the finite method in orthodontics. Dental Press Journal of Orthodontics. 2015; 20(2): 119-125.

43. Calao E, Vásquez M, Becerra F, Ossa J, Enríquez C, Fresneda E. The finite element method and its application in dental research. Rev Odont Univ Ant. 1999; 11(1): 44-49.

44. Cano J, Campo J, Palacios B, Bascones A. Mecanobiología de los hueso maxilares. I. Conceptos generales. Av. Odontoestomatol. 2007; 23(6): 347-358.

45. Guede D, González P, Caeiro JR. Biomecánica y hueso I: Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos. Rev Osteoporos Metab Miner. 2013; 5(1): 43-50

46. Meulen M, Huiskes R. Why mechanobiology? A survey Article. Journal of Biomechanics. 2002; 35: 401-414.

47. Toms R. Stephanie, Eberhardt W. Alan. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003; 123: 657-665.

48. Jeon P, Turley P, Moon H, Ting K. Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three dimensional finite element model. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999; 115: 267-274.

49. Rudolph D, Willes M, Sameshima G. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. Angles Orthodontist. 2001; 71(2): 127-131.

50. Shaw AM, Samechima GT, Vu HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum a finite element model. Orthod Craniofacial Res. 2004; 7: 98-107.

51. Hemanth M, Shilpi, Raghuveer HP, Rani MS, Hedge C, Vedavathi B. Stress induced in the periodontal ligament under orthodontic loading (part I): A finite element method study using linear analysis. J Int Oral Health. 2015; 7(8): 129-133.

52. Tangsumroengvong V, Patanaporn V, Rungsiyakul C, Chalermwong H. Intrusion of maxillary posterior teeth with miniscrew anchorage: a finite element study. Khon Kaen Dent J. 2021; 24 (1): 91-100.