

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR**



**COMPARACIÓN DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN ALTURA ÓSEA Y
LONGITUD RADICULAR DISMINUIDAS, UTILIZANDO TRES ALAMBRES
MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

INVESTIGADORES

RUTH TATIANA ARENAS MARTINEZ
CAROLINA LÓPEZ ACEVEDO
ANGELICA MARIA ROSERO IBARRA
YESSENIA ALEJANDRA SOLANO SOLANO

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
BOGOTÁ, D.C.
2016**

**COMPARACIÓN DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN ALTURA ÓSEA Y
LONGITUD RADICULAR DISMINUIDAS, UTILIZANDO TRES ALAMBRES
MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

INVESTIGADORES

RUTH TATIANA ARENAS MARTINEZ
CAROLINA LÓPEZ ACEVEDO
ANGELICA MARIA ROSERO IBARRA
YESSENIA ALEJANDRA SOLANO SOLANO

ASESOR CIENTÍFICO

Dra. DIANA ISABEL PACHECO BLANCO
Odontóloga, Especialista en Ortodoncia, Especialista en Docencia Universitaria

ASESOR METODOLÓGICO

DRA. DIANA PARRA
Odontóloga. Epidemióloga
Docente Investigación y salud pública

ASESOR EXTERNO

ING. RICARDO RIOS
Ingeniero Mecánico

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
AREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
BOGOTA, D.C.
2016**

El trabajo de grado “**COMPARACIÓN DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN ALTURA ÓSEA Y LONGITUD RADICULAR DISMINUIDAS, UTILIZANDO TRES ALAMBRES MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**” Elaborado por **RUTH TATIANA ARENAS MARTINEZ, CAROLINA LÓPEZ ACEVEDO, ANGELICA MARIA ROSERO IBARRA, YESSENIA ALEJANDRA SOLANO SOLANO** como requisito para optar por el título de especialista en Ortodoncia y Ortopedia maxilar.

Dra. Diana Isabel Pacheco Blanco
Asesor Científico

Dra. Diana Parra
Asesora Metodológica

Dra. Sandra Aguilera
Directora del centro de investigación

TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN

Título del artículo: **“COMPARACIÓN DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN ALTURA ÓSEA Y LONGITUD RADICULAR DISMINUIDAS, UTILIZANDO TRES ALAMBRES MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”**: los doctores: RUTH TATIANA ARENAS MARTINEZ, CAROLINA LÓPEZ ACEVEDO, ANGELICA MARIA ROSERO IBARRA, YESSANIA ALEJANDRA SOLANO SOLANO. Los autores certifican que el artículo arriba mencionado es trabajo original y no ha sido previamente publicado, excepto en forma de resumen. Una vez aceptado para publicación en la revista que la Institución Universitaria Colegios de Colombia estipule, los derechos de autor serán transferidos a la universidad. Así mismo, declaran que no ha sido enviado en forma simultánea para su posible publicación en otra revista. Los autores acceden, dado el caso, a que este artículo sea incluido en los medios electrónicos que los editores de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, consideren convenientes.

RUTH TATIANA ARENAS MARTINEZ
CC. 1098645588

CAROLINA LÓPEZ ACEVEDO
CC. 1102812798

ANGELICA MARIA ROSERO IBARRA
CC. 52817669

YESSANIA ALEJANDRA SOLANO
CC. 1019065703

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

CESIÓN DE DERECHOS

Yo: RUTH TATIANA ARENAS MARTINEZ, CAROLINA LÓPEZ ACEVEDO, ANGELICA MARIA ROSERO IBARRA, YESSANIA ALEJANDRA SOLANO SOLANO, DIANA ISABEL PACHECO BLANCO. Manifestamos en este documento nuestra voluntad de ceder a la Institución Universitaria Colegios de Colombia los derechos patrimoniales, consagrados en el artículo 72 de la ley 23 de 1982, de la tesis de grado: **“COMPARACIÓN DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN ALTURA ÓSEA Y LONGITUD RADICULAR DISMINUIDAS, UTILIZANDO TRES ALAMBRES MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”** Producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar de la Institución Universitaria Colegios de Colombia. La Institución tiene los derechos anteriores cedidos en su actividad ordinaria de investigación, docencia y publicación. Con todo, en nuestra condición de autores nos reservados los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En concordancia, suscribimos este documento en el momento mismo de la ley 23 de entrega del trabajo final a la biblioteca de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

DRA. DIANA ISABEL PACHECO
CC. 51.949.966

RUTH TATIANA ARENAS MARTINEZ
CC. 1098645588

CAROLINA LÓPEZ ACEVEDO
CC. 1102812798

ANGELICA MARIA ROSERO IBARRA
CC. 52817669

YESSANIA ALEJANDRA SOLANO
CC. 1019065703

Señores:

Biblioteca

Institución Universitaria Colegios de Colombia

L. C.

Autorizamos a la unidad de investigación de la Institución Universitaria Colegios e Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado: **“COMPARACIÓN DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN ALTURA ÓSEA Y LONGITUD RADICULAR DISMINUIDAS, UTILIZANDO TRES ALAMBRES MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”** presentado a la unidad de investigación como requisito del programa para optar al título de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar; siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

DRA. DIANA ISABEL PACHECO
CC. 51.949.966

RUTH TATIANA ARENAS MARTINEZ
CC. 1098645588

CAROLINA LÓPEZ ACEVEDO
CC. 1102812798

ANGELICA MARIA ROSERO IBARRA
CC. 52817669

YESSENIA ALEJANDRA SOLANO
CC. 1019065703

FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO

TITULO DEL TRABAJO: “COMPARACIÓN DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN ALTURA ÓSEA Y LONGITUD RADICULAR DISMINUIDAS, UTILIZANDO TRES ALAMBRES MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”

INVESTIGADORES: Ruth Tatiana Arenas Martínez, Carolina López Acevedo, Angélica María Rosero Ibarra, Yessenia Alejandra Solano Solano.

ASESOR CIENTÍFICO: Dra. Diana Isabel Pacheco Blanco.

ASESOR METODOLÓGICO: Dra. Diana Parra.

MATERIAL ANEXO: 2 CD'S – 2 Artículos Científicos – 2 Libros Empastados

FACULTAD: Odontología.

TITULO OBTENIDO: Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.

CATEGORIA: Postgrado.

PALABRAS CLAVE: Raíz del diente, reabsorción radicular, torque, pérdida de hueso alveolar, Gummetal, Acero Inoxidable, TMA, Análisis de elementos finitos.

TABLA DE CONTENIDO

PÁGINA

1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICO	11
1.1 Planteamiento del problema	11
1.2 Pregunta de investigación	13
1.3 Justificación	13
1.4 Propósito	14
1.5 Marco Teórico	15
1.5.1 Longitud Radicular disminuida	15
1.5.2 Altura ósea disminuida	17
1.5.3 Gummetal	18
1.5.4 TMA	19
1.5.5 Acero inoxidable	21
1.5.6 Torque	22
1.5.7 Elementos Finitos	24
1.5.8 Aparatología Preajustada	28
1.6 Objetivos	30
1.6.1 Objetivo General	30
1.6.2 Objetivos Específicos	30
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	31
2.1 Tipo de estudio	31
2.2 Objeto de estudio	31
2.3 Unidad de Observación	31
2.4 Muestra	31
2.4.1 Criterios de selección de la muestra	31
2.4.1.1 Criterios de Inclusión	31
2.4.1.2 Criterios de Exclusión	31
2.5 Variables	32
2.6 Procedimiento	33
2.6.1 Etapa 1	33
2.6.2 Etapa 2 – Pre-procesamiento	33
2.6.2.1 Construcción de la geometría	33

2.6.2.2	Definición de los materiales.....	34
2.6.2.3	Ingreso de las propiedades de los materiales al software.....	34
2.6.2.4	Generación del enmallado del elemento.....	35
2.6.2.5	Aplicación de cargas.....	35
2.6.2.6	Definición de las condiciones de frontera.....	35
2.6.3	Etapa 3 – Procesamiento.....	36
2.6.4	Post – procesamiento.....	36
2.6.4.1	Solución del sistema de ecuaciones algebraicas lineales.....	36
2.6.4.2	Visualización de los resultados.....	36
2.6.4.3	Calculo de esfuerzos.....	37
2.6.4.4	Tabla de recolección de datos.....	37
3.	RESULTADOS.....	37
3.1	Graficas.....	43
4.	DISCUSIÓN.....	47
5.	CONCLUSIONES.....	50
6.	RECOMENDACIONES.....	51
7.	REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	52

1. ASPECTOS TEORICOS-CIENTIFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Lograr mantener una correcta relación oclusal y un sistema masticatorio funcionalmente efectivo, es el propósito de las acciones terapéuticas en ortodoncia. Sin embargo, en gran medida la estabilidad de los resultados parece escapar del control del ortodoncista, pues una vez que las maniobras correctivas hayan terminado, las condiciones que favorezcan estas relaciones tienen que completarse por su propia naturaleza a través de la acción equilibrante del sistema neuromuscular.¹

A pesar de esto, el profesional desde la fase de planeación y en la fase correctiva del tratamiento, tiene bajo su control los movimientos y las respuestas en las estructuras dentales y periodontales, ya que en la mecánica ortodóncica, cuando una fuerza se aplica a un diente se generan tensiones y deformaciones que se dirigen tanto al ligamento periodontal como al hueso adyacente. En el caso del hueso se evidencian procesos de absorción y aposición en zonas relacionadas con estrés compresivo y estrés tensional, respectivamente, siendo esta remodelación estructural la que permite finalmente el movimiento dental. Es por esto que durante el tratamiento, se deben conocer y controlar las fuerzas que se aplican por medio de los alambres durante los ciclos de activación y desactivación, pues de lo contrario se pueden generar efectos adversos como reabsorciones patológicas que alteran el movimiento dental, y la integridad en general de las estructuras.^{1,2,3}

También, se deben tener en cuenta las condiciones previas del paciente, como cuando existe una longitud radicular disminuida exhibe un cambio en el centro de resistencia presente en diferentes movimientos dentales como el torque, y como reporta Valladares en el 2013, este tipo de raíces concentran mayor estrés mecánico en la zona media radicular, lo que se supone perjudicial para la capa cementoblástica porque hay una extensa hialinización procedente del ligamento

periodontal, recomendando en estos casos aplicar una menor magnitud de fuerza.

4, 5

La literatura revela que en el tratamiento de ortodoncia, especialmente en pacientes adultos con estado periodontal comprometido y pérdida de hueso alveolar, se debe considerar con la misma prioridad tanto la relación momento/fuerza como la magnitud de la fuerza, ya que es evidente la influencia que tienen las fuerzas ortodónticas en la disminución de la longitud radicular y del hueso alveolar, siendo los dientes incisivos maxilares los más susceptibles. Es por esto que es indispensable contar con un conocimiento claro para el manejo ortodóncico en condiciones anatómicas no adecuadas.^{2,6,7,8,9,10}

Es por esto que durante los últimos años, las mejoras tanto en la mecanoterapia y la filosofía de tratamiento han dado lugar a grandes avances en la atención de los pacientes en ortodoncia. Los cambios en el campo de mecanoterapia en gran medida han sido posibles con la aparición de nuevos materiales de ortodoncia, incluyendo el uso de brackets pre-ajustados que hacen casi innecesarios los dobleces de tercer orden, como es el torque que se expresa normalmente para producir un desplazamiento suave del diente en dirección vestibulo-palatina al final del tratamiento. Los arcos de alambre también forman parte de este cambio, desarrollandose una amplia gama de aleaciones, que permiten su uso específico según el caso particular del paciente, y que por ende requiere un conocimiento consciente de sus aplicaciones biomecánicas y clínicas.^{11,12}

1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuáles son los esfuerzos y deformaciones que se generan sobre una altura ósea y longitud radicular disminuidas, utilizando tres alambres, mediante el método de elementos finitos?

1.3 JUSTIFICACIÓN

Cuando se realizan tratamientos ortodónticos, el profesional enfrentará grandes retos al atender pacientes que frecuentemente asisten para la corrección de malposiciones dentales, pero pueden existir condiciones especiales que muchas veces trascienden a dichas alteraciones, tales como la disminución de la altura del hueso alveolar y la longitud radicular. En estos casos, aumenta el nivel de complejidad en la elección de la mecánica ortodóntica indicada, ya que las fuerzas aplicadas deben ser diferentes a las utilizadas comúnmente para lograr el movimiento, pues si éstas no son controladas y excesivas pueden llegar a empeorar las condiciones pre-existentes, incrementando la movilidad y en casos severos la pérdida del diente comprometido.⁵

La amplia gama de aleaciones y calibres de los diferentes alambres utilizados en ortodoncia juegan un papel muy importante, debido a que éstos deben ejercer fuerzas optimas que son transmitidas al diente, generando así el movimiento deseado; por lo cual el clínico debe conocer y entender la naturaleza de la fuerza que está siendo aplicada, y la distribución de la tensión y presión alrededor y en los tejidos que participan.¹³

Adicionalmente, algunos materiales utilizados para el tratamiento ortodóntico como los alambres, han ido evolucionando notablemente, por la necesidad de optimizar las propiedades de las aleaciones, haciéndolos más adecuados para las diferentes situaciones que se presentan durante la consulta.

La literatura reporta diversos alambres que son utilizados para realizar movimientos dentales dentro de los cuales se encuentran el Acero Inoxidable, Gummetal y TMA que presentan variadas características las cuales permiten desarrollar el tratamiento de ortodoncia, lo que se traduce en la posibilidad de ejercer diferentes niveles de fuerzas dependiendo de las condiciones que presente el paciente.

Por lo anteriormente mencionado, es importante que el ortodoncista cuente con investigaciones donde se identifiquen los diferentes esfuerzos y deformaciones ejercidos por dichas aleaciones usadas durante el tratamiento, en condiciones de hueso alveolar y longitud radicular disminuidas, que le sirvan como evidencia para evitar la aparición de efectos adversos y así soportar su criterio a la hora de seleccionar la mejor opción para estos pacientes.

1.4 PROPÓSITO

- Fortalecer la línea de investigación de UNICOC en biomateriales y tecnología para restauración dental.
- Otorgar evidencias científicas que faciliten al ortodoncista la adecuada realización del tratamiento en pacientes que presenten hueso alveolar y longitud radicular disminuidas.

1.5 MARCO TEÓRICO

1.5.1 LONGITUD RADICULAR DISMINUIDA

El término longitud radicular disminuida, anomalía de raíz corta o enanismo radicular, fue introducido y descrito por primer vez por Lind en 1972 para categorizar una anomalía rara del desarrollo de la dentición permanente caracterizada por una formación radicular completa con ápice cerrado, pero con acortamiento determinado. La raíz afectada es más pequeña o presenta el mismo tamaño de la corona dental, presentando ocurrencia bilateral y afectando principalmente a los incisivos centrales superiores casi simétricamente. En la mayoría de los casos no presenta ningún síntoma, excepto en los casos graves, en donde los incisivos centrales pueden aumentar su movilidad.¹⁴

Existen múltiples posibilidades diagnósticas para los dientes con raíces cortas:

- Formación radicular incompleta: Una condición fisiológica, erupción dental y ápice incompleto.⁴

- Anomalía de raíz corta (enanismo radicular): Raíz congénitamente corta, completa formación radicular, ápices puntiagudos o redondeados. Afectación bilateral evidente que sólo se encuentra en la dentición permanente. Afecta principalmente a la zona de incisivos centrales y segundos premolares, pero también puede generalizarse.⁴

- Reabsorción radicular apical externa: Disminución de la longitud radicular apical después del desarrollo radicular completo. La forma apical es típicamente redondeada e irregular. Puede ser provocada por diversos factores, entre ellos: el tratamiento de ortodoncia, trauma dentoalveolar, lesiones periapicales, folículo pericoronar de dientes con erupción irregular, entre otros.⁴

- Displasia dentinaria tipo 1: Raíz corta debido a dentinogénesis atípica. Se asocia con la obliteración pulpar y raíz rodeada por radiolucidez ósea en los dientes sin cavidades, Hay una posibilidad de la pérdida y la exfoliación temprana y la participación de ambas denticiones: decidua y permanente.⁴

-Hipoplasia radicular post-trauma en el predecesor deciduo: raíz corta debido a interrupción de la dentinogénesis normal como resultado de trauma dentoalveolar generalmente unilateral.⁴

La etiología de las raíces cortas no se conoce completamente; Sin embargo, se ha sugerido la ocurrencia familiar (Lind 1972; Edwards y Roberts, 1990) que evidencia orígenes genéticos, además de haberse sugerido influencias ambientales. La influencia del trauma dental, tensión masticatoria, y quimioterapia/radioterapia se han reportado como inhibidores de la formación de la raíz.^{2,4}

La teoría genética es reforzada por la asociación raíces cortas con otras anomalías del desarrollo de los dientes, tales como, la hipodoncia, microdoncia (incisivos laterales cónicos), *dens invaginatus*, taurodontismo, obliteración pulpar, dientes supernumerarios, dilaceración de la raíz y erupción ectópica, pero no hay informes de anomalías de raíces cortas en la dentición primaria. El Síndrome de Stevens-Johnson, enfermedades congénitas renales, la terapia antineoplásica, infección dental crónica, factores traumáticos, tratamiento ortodóntico, así como algunas enfermedades hereditarias, podrían causar raíces dentales cortas.¹⁴

Han sido reportados casos aislados de origen desconocido, y se han caracterizado como idiopáticos. Otros han sido descritos de origen congénito, compatible con el nombre de la anomalía, debido a que las raíces son cortadas como resultado de la alteración durante el desarrollo dental. Dentro de los diagnósticos diferencias, se encuentra la reabsorción radicular cuya etiología durante el tratamiento de ortodoncia es multifactorial: tipo y duración del tratamiento, susceptibilidad del individuo, la predisposición genética, y los factores sistémicos, todos pueden contribuir. Este potencial de reabsorción varía entre diferentes pacientes y entre diferentes dientes en el mismo paciente. Factores biológicos individuales, por ejemplo, densidad del hueso alveolar, la vascularización y la estructura del diente pueden explicar estas variaciones.^{4,14}

1.5.2 ALTURA ÓSEA DISMINUIDA

La disminución en el hueso de soporte hace referencia a la pérdida de la calidad y la longitud vertical y/o horizontal ósea, esta puede ser resultado de enfermedades periodontales avanzadas producidas por múltiples factores tales como la presencia de biofilm por una higiene oral inadecuada, enfermedades sistémicas, trauma, movimiento ortodóntico con fuerzas excesivas, entre otros, que pueden crear defectos angulares e importantes pérdidas de hueso.

La enfermedad periodontal es considerada una patología infecciosa-inflamatoria, que de acuerdo al grado de compromiso que presente puede llevar a la pérdida parcial o total de los tejidos de soporte del diente, pero a pesar de que se elimine la inflamación activa y este quede sano, parte del hueso alveolar de soporte no será recuperable.

La ortodoncia como terapia del adulto con problemas periodontales, puede mejorar las posibilidades de salvar y restaurar la dentición deteriorada. La única contraindicación para el tratamiento ortodóntico en pacientes con enfermedad periodontal, es la persistencia de una enfermedad activa a pesar de los procedimientos adecuados.¹⁵

Durante el tratamiento, la posición del centro de resistencia (CRes) es modificado cuando existe una pérdida gradual de hueso alveolar. El sistema de fuerzas para producir el movimiento en masa debe ser modificado para poder adaptarse a los cambios en la ubicación CRes. Geramy y cols en 2010 reporta que debe haber un aumento mayor de la fuerza necesaria para producir el movimiento en diversas etapas de la pérdida de hueso alveolar, además un mayor nivel de estrés se produce en niveles graduales de pérdida de hueso bajo el mismo sistema de fuerza.⁶

Los movimientos dentales en una encía inflamada, exacerban el problema periodontal, por una desviación en la posición de la placa bacteriana hacia la región subgingival, aumentando el índice de pérdida de inserción periodontal y

alterando la morfología ósea. Por otro lado, la higiene dental constituye el factor decisivo para el éxito de todo tratamiento. La presencia de placa junto con el movimiento ortodóncico puede crear defectos angulares e importantes pérdidas de hueso, pero cabe destacar que en pacientes con enfermedad periodontal avanzada y buena higiene, el tratamiento ortodóncico no causa efectos significativos en el anclaje periodontal ni en el nivel óseo a largo plazo. El tratamiento ortodóncico mal ejecutado puede contribuir a agravar la destrucción del tejido periodontal. En particular, la combinación de inflamación, fuerzas ortodóncicas y trauma oclusal. Sin embargo cuando el tratamiento se realiza en forma correcta, se puede efectuar un tratamiento ortodóncico en el adulto con periodonto reducido pero sano sin deterioro periodontal adicional. La retención ortodóncica en el paciente adulto con enfermedad periodontal avanzada supone un factor importante pues la recidiva en estos casos es frecuente. Estos pacientes además van a requerir un mayor tiempo de retención.¹⁵

1.5.3 GUMMETAL

Es una aleación basada en el titanio tipo beta multifuncional creada en el 2003 por Saito y cols en Japón en la sección de metalurgia de los laboratorios Toyota central R & D Inc. Esta aleación de B – Titanio (Ti – 23 Nb – 0.7 Ta – 2 Zr – 1.20-O) posee excelentes propiedades por lo que ha llamado la atención para ser aplicada en diferentes sectores como automotores, aeronáutica y biomédicos.^{16,17}

El Gummetal ha sido adaptado para su uso en ortodoncia ya que es la primera aleación en combinar un módulo de Young extremadamente bajo, cerca de 40 GPa y resistencia tensil alrededor de 1000 MPa, debido a su súperelasticidad su ductilidad es de alrededor de 10 veces mayor en comparación a los metales convencionales presentando además súperplasticidad a temperatura ambiente y un excelente trabajo en frío; permitiendo que el periodo del tratamiento activo sea corto y que las fuerzas ortodóncicas que resultan del alambre se optimicen es decir

que la fricción entre el alambre y el bracket es la mitad que las otras aleaciones con b- titanio.^{16,17, 18, 19}

Según estudios hechos por Sing Hasegawa, el Gummetal posee ciertas propiedades mejoradas en comparación con otros alambres de propiedades elásticas como son su flexibilidad y la superelásticidad, es más fácil de doblar que otras aleaciones de titanio inclusive más fácil de manejar que el Elgiloy, no contiene níquel ni metales pesados lo cual no lo hace tóxico, no sufre roturas dentro de la boca debido a que no sufre estrés durante la fase martensítica como el Niti debido a que no hay histéresis, único metal que no sigue la ley de hooke, posee un bajo coeficiente de fricción y es adecuado para mecánicas de deslizamiento, sustituyendo los alambres de cromo cobalto o alambres de acero inoxidable.¹⁶

Se afirma que la deformación plástica de esta aleación se da a través de mecanismos no convencionales libres de la dislocación como son las "nanodisturbancias" y "formación de fallas gigantes". Estos mecanismos son responsables de las propiedades excepcionales de esta aleación y debido a dicha mecánica de deformación sin dislocación, no existe formación de endurecimiento mecánico. Gerson L. en 2010 comprobó que el uso del Gummetal obtiene mejores resultados disminuyendo el periodo en el tratamiento ortodóncico activo gracias a su alta capacidad de resistencia y superleasticidad.^{16,17,19}

1.5.4 TMA

El TMA® es una aleación de titanio molibdeno, introducido para su uso en ortodoncia en el año 1979 por Goldberg y Burstone. Estos investigadores crearon esta aleación para uso ortodóncico después de reconocer sus múltiples ventajas como son módulo elástico por debajo del acero inoxidable y cerca del níquel-titanio (NiTi), recuperación elástica mayor que la del acero, rigidez media, excelente conformabilidad, soldabilidad, y bajo potencial de hipersensibilidad. En cuanto a las ventajas mejoradas, este material presenta excelente

biocompatibilidad, superelasticidad (alrededor de 20 veces mayor que la de acero inoxidable), efecto de memoria de forma, resistencia a la corrosión, interferencia dinámica, resistencia al desgaste e histéresis. Una característica especial de esta aleación es la capacidad de inducir cambios estructurales, funcionales y estéticos en áreas adecuadas para su uso.^{20,21,22}

Sin embargo, el uso de alambres de β -Ti posee algunas desventajas como alta rugosidad superficial, la cual aumenta la fricción en la interfaz del alambre soporte durante el proceso de deslizamiento (una solución potencial para alterar la rugosidad superficial y fricción es la técnica de ion implantado y la susceptibilidad a la fractura durante la flexión.^{20, 22,23}

Inicialmente, se utilizaron alambres de β -Ti para aplicaciones específicas en una técnica de arco segmentado para hacer ansas de retracción. Recientemente los alambres β -Ti se han empleado en la construcción de arcos de intrusión, extrusión y enderezamiento de molares, también es útil en todas las aplicaciones en donde sea posible individualizar el movimiento dental a través de sistemas de fuerzas controladas. La utilización correcta de los alambres de aleación beta-titanio pueden conducir a un eficiente movimiento dental ortodóntico en un período más corto de tiempo, su uso también pueden ser clínicamente adecuado durante la alineación y la nivelación de los dientes a lo largo del tratamiento.^{20, 24}

En 1992, Hilgers describió el aparato de péndulo de alambre de β -Ti. Este alambre fue elegido porque tenía rigidez de aproximadamente la mitad que la de acero inoxidable, los resortes de péndulo aumentaron el rango de trabajo para la distalización molar sin deformación permanente, y la cantidad de fuerza utilizada fue menor que la de acero para la misma activación.²⁰

Durante los últimos 20 años, una marca comercial tenía la patente exclusiva en el alambre β -Ti, que se vendió como TMA® (aleación de titanio molibdeno). Sin embargo, desde el año 2000, otras empresas han introducido los arcos de β -Ti. TMA® es una aleación de titanio estabilizado en la beta fase de compuesto de titanio (79%), molibdeno (11%), de zirconio (6%) y estaño (4%). El alto contenido

de Ti (79%) aumenta su reactividad de la superficie y su mayor adhesión a la ranura del soporte causando fuerzas de fricción superiores.^{20, 21,23, 25}

Las aleaciones de TMA se reconocen como "materiales inteligentes", ya que son capaces de preservar ciertas configuraciones geométricas, incluyendo características mecánicas importantes para su uso, estas tienen características físicas y mecánicas que pueden ser modificadas a través de factores metalúrgicos, respectivamente a través del diseño un dispositivo de tensado, siendo explícitamente incluido en los modelos matemáticos primarios que describen los materiales mencionados.²¹

Durante el tratamiento de ortodoncia fija, los alambres de TMA se utilizan con el fin de lograr la sedimentación final de la oclusión dental. Se puede utilizar rectangular o redondo, dependiendo del resultado clínico deseado. El TMA desarrolla una fuerza mayor que NiTi y Copper - NiTi pero esta fuerza se reduce a cero durante descarga después de una pendiente pronunciada. Las fuerzas desarrolladas por los arcos de TMA dependen de muchos factores, incluyendo el tamaño, diámetro y forma. En pacientes adultos, el tamaño de los alambres TMA siempre se eligen en menor diámetro, especialmente en aquellos con problemas periodontales y pérdida alveolar.²¹

1.5.5 ACERO INOXIDABLE

El acero inoxidable se introdujo en 1929, y en 1940 paso hacer la aleación más utilizada para fabricar alambres en ortodoncia reemplazando al oro. En aquella época su uso se extendió por razones tales como: la comodidad para el trabajo, facilidad para ser soldado, maleabilidad excelente, buen módulo de estabilidad para la época, resistencia a la corrosión y bajo costo.^{3,22}

Existen 3 tipos de acero inoxidable los cuales son: ferríticos, martensíticos y austenítico. La aleación más usada en ortodoncia es el hierro americano y acero (AISI) tipo 304 y 316L según saul M.castro en 2014; que contiene 18-20% cromo

que forma una capa delgada, adherente y una superficie pasiva compuesta de $\text{Cr}_2\text{O}_3/\text{Fe}_2\text{O}_3$ y Níquel 8 – 10% responsable de la estabilización austenítica lo que aumenta la tenacidad del acero.^{22,23,24,25}

El acero inoxidable es más comúnmente usado en la fase 2 y 3 del tratamiento ortodóntico; debido a su alta formabilidad lo que permite que sea doblado para configurar ansas y permite ser usado en aparatología fija. Su uso se extendió presentando las siguientes características: módulo de Young $2,1 \times 10^6$ MPa, módulo de Poisson 0,28, coeficiente de expansión lineal 13×10^{-6} , módulo de rigidez 840.000, buena resistencia a la corrosión, buena biocompatibilidad, excelente formabilidad, fuerza de alto rendimiento, alta rigidez, almacenamiento de poca energía e ideal para técnicas ortodónticas que utilizan fricción.^{3,22,23}

1.5.6 TORQUE

Es el movimiento o aplicación de un par de fuerzas paralelas de igual magnitud, pero que actúan en dirección opuesta no colineal y separada por una distancia. La magnitud del Momento producido por una cupla (torque) se calcula al multiplicar la magnitud de la Fuerza por la distancia que hay entre ellas. Estas fuerzas tienden a causar una rotación de tercer orden, que consiste en la cantidad de torsión aplicada de un alambre cuadrado o rectangular, dando como resultado el desplazamiento o movimiento de la raíz en sentido bucolingual, es decir una rotación pura con el objetivo de obtener una posición ideal en el hueso alveolar y contrarrestar los efectos momento- fuerza.^{26, 26,27,28}

Nanda en el 2007 manifestó que cambiando la inclinación axial del diente al mover el vértice de la raíz mientras se mantiene estable la corona se conoce como movimiento de la raíz. El centro de rotación del diente es el borde incisal o el bracket. Las relaciones momento/fuerza de 12:1 o mayores dan como resultado movimiento de la raíz; haciendo referencia en ortodoncia a “torque”; este va depender no solo de las torsiones que se apliquen al alambre, sino también a la angulación relativa de la ranura del bracket con el eje longitudinal del diente y el

plano oclusal que provocara el movimiento bucolingual de la raíz del diente. Amy archambault y cols en el 2010, hacen referencia a la definición de torque desde un punto de vista clínico y mecánico. Mecánicamente, se refiere a la torsión de una estructura alrededor de su eje longitudinal, que causa la rotación y clínicamente, representa la inclinación bucolingual de la corona / raíz de un diente, y es una adaptación en ortodoncia utilizada para describir la rotación alrededor del eje longitudinal. Cuando se aplica en una interacción arco de alambre / bracket, describe la activación generada por la torsión de un alambre en la ranura del bracket.^{29, 30}

La inclinación bucolingual adecuada tanto en los dientes anteriores como posteriores es considerada esencial para proveer estabilidad y relaciones oclusales apropiadas en el tratamiento ortodóncico. El torque de los incisivos superiores es particularmente crítico para establecer una línea de sonrisa estética, una apropiada guía incisiva y una sólida relación de clase I. Tanto el torque como la inclinación tienen influencia en la cantidad de espacio que ocupan los incisivos superiores e inferiores en la arcada.^{31,32}

El desplazamiento radicular en el tratamiento ortodóncico se usa comúnmente para “torquear” incisivos verticales, para corregir raíces de caninos después del cierre de espacio de extracción y para verticalizar dientes posteriores inclinados hacia mesial. Generalmente se cuantifica midiendo el ángulo del grado de torsión colocado en el alambre y la magnitud del torque que depende de: tamaño del slot, dimensión del alambre, cantidad de juego entre las dos, así como la posición real del diente.²⁹

Ya que existe una gran variación entre las prescripciones respecto a los valores de torque de los incisivos, se debe tener en cuenta la magnitud de la torsión, la rigidez o la resistencia de la sección transversal del alambre, el tamaño del alambre, de bisel de borde y la tolerancia fabricante, el tamaño de la ranura del soporte y la tolerancia fabricante, ángulo de enganche del alambre en la ranura del soporte, técnica de medición experimental, la colocación de soporte como relacionada a la morfología del diente y la inclinación del diente, el arco de

alambre moverá la raíz de un diente a través del hueso alveolar por medio de la presión y la tensión localizada generada por la torsión en el arco de alambre. Wagner y Nikolai, manifiestan que el uso de alambre rectangular en el acoplamiento con ranuras rectangulares requiere que la dimensión diagonal de la sección transversal del alambre sea mayor que la anchura de la ranura oclusogingival con el fin de proporcionar el acople necesario para transmitir las fuerzas de torsión al diente.³³

Según Uribe G. en el 2010, la dirección del torque puede ser positiva o negativo dependiendo la dirección en la que se realiza ²⁶:

- Torque positivo: corona hacia vestibular y raíz hacia lingual o palatino
- Torque negativo: corona hacia lingual o palatino y raíz hacia vestibular.

Edgard. J.O, hace referencia a dos tipos de torque ²⁷:

- Torque anterior: Es el movimiento que tiene lugar en los incisivos para asumir una relación aceptable con sus antagonistas. Que puede ser llevando la raíz hacia vestibular o llevando la raíz hacia lingual.
- Torque Posterior: es el movimiento que se produce en los dientes para mejorar las relaciones vestibulo-oclusales de los dientes con sus oponentes y el paralelismo de las raíces.

1.5.7 ELEMENTOS FINITOS

Hughes en 1987 definió el método de elementos finitos como una aproximación numérica para resolver ecuaciones diferenciales parciales (PDE) y ecuaciones integrales, que se formulan para describir la física de estructuras complejas como los dientes y la articulación temporomandibular. ³⁴

Huiskes y Chao en 1983 consideraron el Método de elementos finitos “como una herramienta mágica para resolver todos los problemas”, de igual forma

mencionaron que la distribución de tensiones en un modelo obtenido mediante un análisis de Elementos Finitos no sólo depende de la configuración de carga sino también de la geometría de la estructura y de las propiedades de su material.³⁵

Desde los primeros trabajos de Farah en odontología restauradora en 1973, la popularidad del análisis de elementos finitos (FEA) creció. Los modelos dentales eran de dos dimensiones (2D) y, a menudo limitados por el elevado número de cálculos necesarios para proporcionar un análisis útil. Farah y Craig 1975. Desde 1990 se introdujo en la odontología el análisis de elementos finitos en 3D. La tomografía computarizada de datos (TC) proporcionaban las geometrías seccionales de la mandíbula de humanos, las cuales podían ser digitalizadas y reconstruidas en los modelos 3D. El mallado se desarrolló manual y semiautomático, gradualmente durante este tiempo. Los modelos 3D de la mandíbula y los dientes fueron analizados con los modelos de mallas gruesas para estudiar las fuerzas de masticación (Korioth 1992, Korioth y Versluis 1997, Jones et al., 2001). En general, el tamaño del elemento era relativamente grande debido a las técnicas de malladas inmaduras en ese momento, por lo cual se requería de la validación para comprobar la exactitud de las estimaciones de esfuerzo-deformación asociados con los modelos de malla gruesa.³⁴

Del 2000 al 2010 es considerada la era de la proliferación de 3D, se realizaron avances en equipos y en la capacidad de software. Estructuras 3D más complejos como superficies oclusales, pulpa, dentina, esmalte se simulaban con mayor detalle. Muchos estudios han demostrado precisas estructuras anatómicas en 3D de un complejo de mandíbula-dientes seccionado utilizando TC imágenes. El aumento de las funciones matemáticas y la ayuda 3D por computadora (CAD) han permitido reflejar con precisión milimétrica la anatomía dental y componentes protésicos, como la configuración del implante y coronas.³⁴

Actualmente, los modelos sólidos se han creado a partir de conjuntos de datos de la tomografía computarizada (TC), micro imágenes de TC, imágenes de resonancia magnética (MRI). Para crear un modelo sólido a partir de una base de

datos de imágenes, la primera necesidad es estar separados mediante la identificación de las interfaces. Para este tipo de reconstrucción, las interfaces entre los diferentes órganos se especifican con precisión, asegurando la existencia de nodos comunes entre los diferentes objetos de la zona de contacto. Esto proporciona una simulación realista de distribución de la carga dentro del objeto. Para las interacciones complejas, como las interfaces de implantes óseos y modelar el ligamento periodontal (PDL), la creación de estos nodos coincidentes es esencial.³⁴

Para la discretización del modelo sólido, la mayoría del software FE ha automatizado características generadoras de malla que producen mallas en lugares densos. Sin embargo, es importante para mejorar el controlador que configura los elementos incluyendo los tipos, dimensiones y relaciones para adaptarse mejor al análisis de un caso concreto y de sus aplicaciones. La mayoría de software actual FE son capaces de evaluar la calidad de la malla según la relación de aspecto del elemento y el método de adaptación. La capacidad del método de adaptación para evaluar automáticamente y modificar el área de contacto entre dos objetos superpuestos la misma región y para refinar la malla localmente en áreas de mayor importancia y complejidad ha mejorado profundamente la precisión de la solución. Aunque la generación de malla automática ha mejorado en gran medida, se debe tener en cuenta que todavía requiere una supervisión cuidadosa basada en el análisis específico que se realiza.³⁴

La validez de la FEA dental ha sido una preocupación desde hace décadas. (Korioth y Versluis, 1997; Geng et al, 2001 realizaron discusiones exhaustivas sobre los efectos de la geometría, tipo de elemento y el tamaño, las propiedades del material y las condiciones de contorno en la precisión de las soluciones. En general, estas discusiones se hicieron eco de una crítica anterior por Huiskes y Cao en 1983. La gravedad de estos efectos ha disminuido ya que se ha incorporado nuevas tecnologías y los conocimientos han evolucionado en este campo. La condición de frontera es una restricción aplicada al modelo, del que se

derivan de la energía y las posibles soluciones. Las falsas soluciones se pueden asociar a las zonas próximas a las restricciones. Como resultado, la mayoría de los modelos dentales establecen limitaciones lejos de las áreas de interés. Basado en el principio de la de Saint-Venant, los efectos de las restricciones a distancias suficientemente grandes se vuelven insignificantes. Sin embargo, algunos modelos aplican restricciones específicas para estudiar en particular un fenómeno físico.³⁴

Las propiedades mecánicas de los tejidos biológicos siguen siendo una preocupación importante para el enfoque FE debido a la naturaleza viscoelástica de los tejidos biológicos que previene la caracterización completa de sus comportamientos dependientes del tiempo. La mayoría de los estudios de Fe en la odontología usan la suposición elástico lineal. Los datos basados en la densidad de las imágenes de TC se pueden usar para asignar propiedades heterogéneas.³⁴

El método de elementos finitos es una forma numérica de análisis que permite tensiones y desplazamientos para ser identificados. El objeto a ser estudiado en este análisis se debe simular gráficamente en un ordenador en la forma de una malla, que define la geometría del cuerpo en estudio, esta se divide por un proceso llamado discretización, en un número de subunidades denominan elementos y estos estarán conectados a un número de puntos llamados nodos.³⁶

Ausiello en 2001 considero una de las aplicaciones del FEA, refiriéndose a cuando se lleva a cabo junto con los estudios de laboratorio. El método de elementos finitos se puede realizar antes de un estudio de laboratorio como una forma de diseñar y realizar la investigación experimental, para predecir los posibles errores, y servir como un piloto. El uso de esta metodología también puede ocurrir después de las pruebas experimentales de laboratorio con el fin de explicar fenómenos que no pueden ser detectados.³⁷

Existen ventajas sobre otros métodos, entre ellas se puede mencionar el método fotoelástico, la posibilidad de representar la heterogeneidad de los dientes y la

irregularidad de estos, la facilidad de aplicación de cargas en diferentes direcciones y magnitudes para realizar un análisis más completo. Otras ventajas de este método en comparación con otras metodologías de investigación son la reducción del tiempo para llevar a cabo la investigación y es una herramienta útil en cuando a la investigación de sistemas complejos que son difíciles de estandarizar durante in vitro e in vivo.^{38,39}

1.5.8 APARATOLOGIA PREAJUSTADA

Desde la introducción de la técnica de arco recto con la aparatología preajustada de Andrews en 1970, se vio la necesidad de introducir mejoras en los conceptos de esta técnica; realizandose muchas modificaciones a las prescripciones del bracket en términos de torque e inclinación, que a menudo difieren sólo en unos pocos grados. El mecanismo del torque cambió, en lugar de ser expresado por la torsión del alambre rectangular, se realiza por la angulación de la base del bracket o la ranura; omitiendo la torsión individual del alambre por medio de la destreza del ortodoncista. Viéndose afectada por la relación entre el arco y la ranura del bracket y por las variaciones en la anatomía del diente, las variaciones en la colocación del bracket, inexactitudes en la ranura y dimensiones, y la rigidez del arco de alambre.^{40,41,42,43,44}

“Entre 1975 y 1993, Mc Laughling, Bennett y Trevisi a pesar de evaluar gran número de variaciones de brackets, incluyendo la serie de brackets de traslación de andrews, prefirieron trabajar fundamentalmente con el conjunto de brackets del aparato de arco recto estándar. MBT es una versión del sistema de brackets preajustados específicamente diseñados para ser utilizada con fuerzas ligeras y continuas, retroligaduras, dobleces distales, y para trabajar de forma ideal con mecánica de deslizamiento”.⁴⁰

Las variaciones en el torque con el sistema MBT son recomendaciones basadas en las observaciones personales de sus fundadores. El torque palatino ha sido aumentado en el arco superior para tener en cuenta la pérdida del torque de

torsión que se produce comúnmente cuando se utilizan otros aparatos pre-ajustado durante la reducción de sobremordida horizontal y el cierre del espacio. Esto puede ocurrir como resultado de fuerzas excesivas debido a los 10° de ranura de un arco de alambre 0.019" x 0.025" en una ranura 0.022" x 0.028". Entonces el valor del torque para el incisivo superior central se incrementa 17° en la prescripción MBT en comparación con 7° en la prescripción Andrews. El torque de incisivos extra es útil para corregir la inclinación palatina de los incisivos.⁴⁰

1.6 OBJETIVOS

1.6.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar la distribución de esfuerzos y deformaciones que se generan en una altura ósea y longitud radicular disminuidas utilizando alambres Gummetal, Acero Inoxidable y TMA 0,018" X 0,022" en el incisivo central superior derecho (11), cuando se expresa el torque de una aparatología preajustada (MBT), mediante el método de los elementos finitos.

1.6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar los esfuerzos y deformaciones que se generan en el incisivo central superior derecho (11) con una altura ósea disminuida utilizando arcos de Acero inoxidable, Gummetal y TMA, cuando se expresa el torque de una aparatología preajustada, mediante el método de los elementos finitos.
- Establecer los esfuerzos y deformaciones que se generan en el incisivo central superior derecho (11) en una longitud radicular disminuida utilizando arcos de Acero inoxidable, Gummetal y TMA, cuando se expresa el torque de una aparatología preajustada, mediante el método de los elementos finitos.
- Determinar los esfuerzos y deformaciones que se generan en el incisivo central superior derecho (11) en una altura ósea y longitud radicular adecuadas en arcos de Gummetal, Acero y TMA, cuando se expresa el torque de una aparatología preajustada, mediante el método de los elementos finitos.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Estudio experimental por simulación matemática con elementos finitos.

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

Distribución de esfuerzos y deformaciones altura ósea y longitud radicular disminuidas y adecuadas.

2.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN

Tomografías computarizadas de pacientes atendidos en la Clínica de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar de UNICOC.

2.4 MUESTRA

Tomografías computarizadas de pacientes atendidos en la Clínica de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar de UNICOC.

2.4.1 CRITERIOS DE SELECCIÓN DE LA MUESTRA

2.4.1.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- TC de un paciente con altura del hueso alveolar tipo 3 disminuida (3mm) del diente central superior derecho (11).
- TC de un paciente con longitud radicular disminuida (Proporción 1:1) del diente central superior derecho (11).
- TC de un paciente con longitudes óseas y radiculares adecuadas del diente central superior derecho (11).

2.4.1.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- TC de Pacientes con signos clínicos de enfermedad periodontal.

- TC de pacientes comprometidos sistémicamente.
- TC de pacientes que se encuentren en tratamiento de ortodoncia.

2.5 VARIABLES

CUADRO DE OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

CUADRO DE OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES							
1. IDENTIFICAR LAS VARIABLES QUE SE REQUIEREN PARA DAR SOLUCIÓN A LA PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN							
	Las variables son características susceptibles a cambiar de un sujeto a otro.	DEFINIR CONCEPTUALMENTE LA VARIABLE DE FORMA CONSISA Y CLARA	PROCEDIMIENTOS QUE VAMOS A UTILIZAR PARA OBTENER LOS VALORES DE LAS VARIABLES	UNIDAD DE LA VARIABLE NÚMERICA, METROS, GRAMOS, O ESCALAS	NOMINAL DISCRETA ORDINAL CONTINUA	CUALITATIVA CUANTITATIVA	DEPENDIENTE E INDEPENDIENTE
No.	VARIABLES	DEFINICION CONCEPTUAL	DEFINICION OPERACIONAL	ESCALA OPERACIONAL	ESCALA DE MEDICION	TIPO DE VARIABLE	RELACION ENTRE LAS VARIABLES
1	ESFUERZOS	INTENSIDAD CON LA QUE ACTÚAN LAS FUERZAS EN UN OBJETO	PRESIÓN QUE SE OBSERVA POR MEDIO DEL MODELAMIENTO DE ELEMENTOS FINITOS	PASCALES	CONTINUA	CUANTITATIVA	DEPENDIENTE
2	ALTURA ÓSEA	TEJIDO DE SOPORTE DENTAL	DISTANCIA DEL HUESO DE SOPORTE HASTA LA UNIÓN AMELOCAMENTARIA	MILÍMETROS	CONTINUA	CUANTITATIVA	INDEPENDIENTE
3	LONGITUD RADICULAR	ZONA DEL DIENTE QUE BRINDA SOPORTE Y ESTABILIDAD DENTRO DEL HUESO ALVEOLAR	DISTANCIA DESDE LA UNIÓN AMELOCAMENTARIA AL ÁPICE DENTAL	MILÍMETROS	CONTINUA	CUANTITATIVA	INDEPENDIENTE
4	DEFORMACIÓN	CAMBIO EN EL TAMAÑO O FORMA DE UN CUERPO DEBIDO A ESFUERZOS INTERNOS	CAMBIO POR UNIDAD DE LONGITUD DE UN CUERPO OBSERVADO POR MEDIO DEL MODELAMIENTO DE ELEMENTOS FINITOS	MILÍMETROS	CONTINUA	CUANTITATIVA	DEPENDIENTE
5	ARCO GUMMETAL	ADITAMENTO ORTODONTICO	CALIBRE DEL ARCO 0,18 X 0,22	PULGADAS	CONTINUA	CUANTITATIVA	INDEPENDIENTE
6	ARCO TMA	ADITAMENTO ORTODONTICO	CALIBRE DEL ARCO 0,17 X 0,22	PULGADAS	CONTINUA	CUANTITATIVA	INDEPENDIENTE
7	ARCO ACERO	ADITAMENTO ORTODONTICO	CALIBRE DEL ARCO 0,18 X 0,22	PULGADAS	CONTINUA	CUANTITATIVA	INDEPENDIENTE

2.6 PROCEDIMIENTO:

Para el desarrollo de la investigación, se utilizó un computador con un procesador Intel Core 3.20GHz con memoria RAM de 8.00GB, sistema operativo de 64 bits, procesador x64, mediante el programa Ansys 16.0 de Elementos finitos. El procedimiento que se siguió cuenta con las siguientes etapas:

2.6.1 Etapa 1.

Selección de pacientes atendidos en la clínica de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar de UNICOC, cuyas tomografías fueron tomadas teniendo en cuenta las condiciones de la investigación, con previo consentimiento informado. Las tomografías fueron tomadas por el mismo operador con el tomógrafo Cranex3D de la marca Soredex.

2.6.2. Etapa 2.Pre-procesamiento

2.6.2.1 Construcción de la Geometría: Se realizó la reconstrucción de 3 modelos tridimensionales del Maxilar superior de canino a canino a partir de las imágenes tomadas de TAC, con las siguientes condiciones: estructuras anatómicas adecuadas, altura ósea y longitud radicular disminuida realizando una conversión de archivo DICOM a archivo STL (Estereolitografía).

Para la reconstrucción de los brackets MBT slot 0,022" x 0,028" se tomaron las dimensiones de éstos por medio de un calibrador digital (Mitutoyo). Utilizando un estereomicroscopio se obtuvieron las imágenes en formato JPEG, las cuales fueron ingresadas al programa Solidworks Premium 2015, el cual realiza el modelamiento en 3D.

El siguiente paso fue la realización de cortes tomográficos transversales, los cuales son ingresados al programa 3D Doctor versión 4.0, formato STL, donde se reconstruye el contorno de las estructuras dento-esqueletales. Estos formatos STL

son adicionados al programa Rapid FormXOR3 versión 3.004, para convertirlo en Sólido.

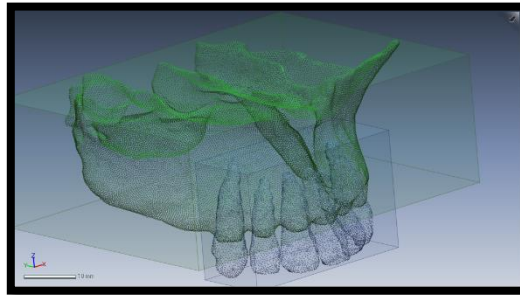


Imagen 1. Construcción de la geometría.

2.6.2.2 Definición de los materiales: Arco Gummetal, acero Inoxidable y arco de TMA 0,018 X 0,022, bracket de acero inoxidable prescripción MBT slot 0,022 x 0,028, hueso alveolar tipo 3, dientes superiores anteriores de canino a canino.

2.6.2.3 Ingreso de las propiedades de los materiales al software

Estructuras y arcos	Módulo de Young (Mpa)	Módulo de Poisson	Referencias
Diente	20300	0,26	Geramy, 2010
Hueso	34000	0,15	Geramy, 2010
Gummetal	40000	0,1	Furuta, 2005
TMA	62000	0,3	Szuhanek, 2010
Acero	160000	0,3	Kojima, 2004

Tabla 1: Propiedades de los materiales

2.6.2.4 Generación del enmallado del elemento: En este paso se discretizó el modelo con puntos nodales, los cuales fueron conectados desde elementos finitos que en conjunto forman el volumen del material. En total se utilizaron 493887 nodos y 288529 elementos.

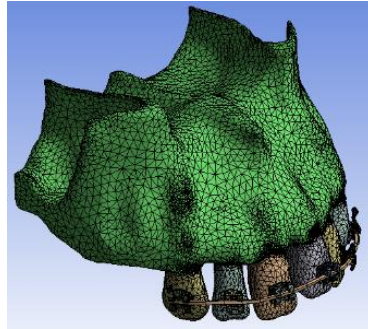
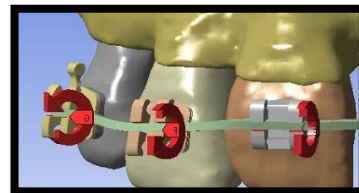
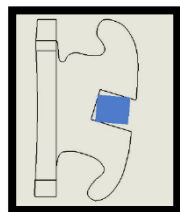


Imagen 2. Generación del enmallado

2.6.2.5 Aplicación de cargas: se realizó en nodos y elementos; la cantidad prescrita fue por un movimiento de torque de 17° (MBT), la cual fue editada desde el pre-procesador.



Imagenes 3. Aplicación de cargas

2.6.2.6 Definición de las condiciones de frontera: se establecieron condiciones de frontera con restricción de desplazamientos, en un corte horizontal de la superficie libre de la geometría del hueso maxilar a nivel de la espina nasal anterior a la espina nasal posterior.

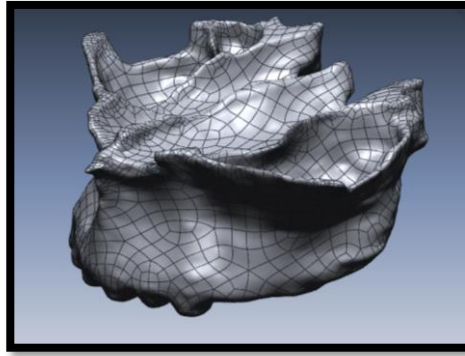


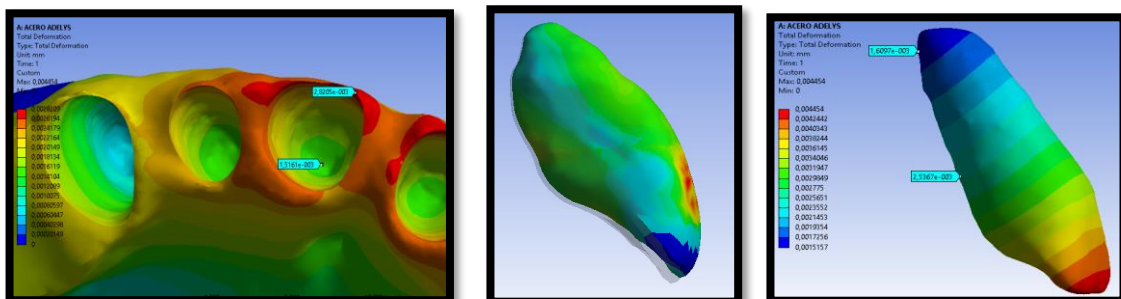
Imagen 4: Modelamiento de la unidad dentoalveolar.

2.6.3 Etapa 3. Procesamiento: Obtener solución. Proceso de información planteando las ecuaciones, de equilibrio para resolverlas, generando un archivo con los resultados obtenidos.

2.6.4 Etapa 4. Post-procesamiento: Realización del análisis

2.6.4.1 Solución del sistema de ecuaciones algebraicas lineales: La aplicación de los pasos descritos, conduce a un sistema de ecuaciones algebraicas simultáneas.

2.6.4.2 Visualización de los resultados: se visualizaron los resultados, los cuales se observan en mapas codificados por color, donde rojo equivale al mayor valor y azul al menor valor, estos rangos de valores máximos y mínimos varían para cada elemento.



Imagenes 5: Visualización de resultados en el movimiento de torque

2.6.4.3 Cálculo de esfuerzos:

Máximos y mínimos a nivel de la longitud radicular disminuida.

Máximos y mínimos a nivel del hueso alveolar disminuido.

Máximos y mínimos a nivel de longitudes radiculares y óseas adecuadas.

2.6.4.4 Tabla de recolección de datos

ESFUERZOS (MPa)					DEFORMACIONES (mm)				
	RAIZ DISMINUIDA		HUESO DISMINUIDO			RAIZ DISMINUIDA		HUESO DISMINUIDO	
	MIN	MAX	MIN	MAX		MIN	MAX	MIN	MAX
	ACERO	TMA	GUMMETAL			ACERO	TMA	GUMMETAL	
	7,24E-02	0,59	3,49E-02	0,74499		3,50E-04	7,90E-04	3,49E-02	0,74499
	4,80E-02	0,4	2,35E-02	0,48134		2,30E-04	5,50E-04	2,35E-02	0,48134
	3,63E-02	0,33	1,90E-02	0,41129		2,50E-04	5,30E-04	1,90E-02	0,41129

ESFUERZOS (MPa)					DEFORMACIONES (mm)				
	RAIZ ADECUADA		HUESO ADECUADO			RAIZ ADECUADA		HUESO ADECUADO	
	MIN	MAX	MIN	MAX		MIN	MAX	MIN	MAX
	ACERO	TMA	GUMMETAL			ACERO	TMA	GUMMETAL	
	7,50E-02	1,05	4,13E-02	4,387		1,07E-04	5,12E-04	1,06E-04	6,28E-04
	5,18E-02	0,6369	3,32E-02	2,43		7,21E-05	3,23E-04	7,09E-05	4,19E-04
	3,83E-02	0,53691	2,24E-02	2,394		5,81E-05	2,41E-04	5,79E-05	3,42E-04

Tabla 2. Tabla de recolección de datos

3. RESULTADOS

Según el modelamiento conseguido con el programa ANSYS 16.0, cuando se realizó el movimiento de torque expresado por la aparatología se obtuvieron los siguientes resultados:

Sobre la condición de hueso alveolar disminuido, el esfuerzo causado fue mayor por el arco de acero inoxidable, a nivel de la tabla vestibular con un valor promedio

de 0,74499Mpa, mientras que el menor esfuerzo se dio en la tabla palatina con un valor de $1,90 \times 10^{-2}$ Mpa con el alambre Gummetal.

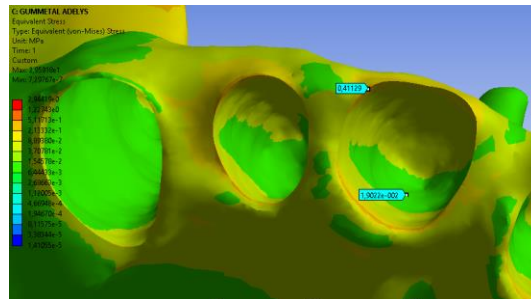


Imagen 6: Modelamiento de esfuerzos producidos por el Gummetal en hueso disminuido.

Con respecto a la deformación generada por los alambres evaluados sobre hueso alveolar disminuido, el mayor cambio se presentó con el arco de acero inoxidable siendo esta de $2,82 \times 10^{-3}$ mm, en la zona de la tabla vestibular, en contraste con el arco de Gummetal el cual causó una deformación de $8,25 \times 10^{-4}$ mm, siendo éste el menor valor, encontrado en la tabla palatina.

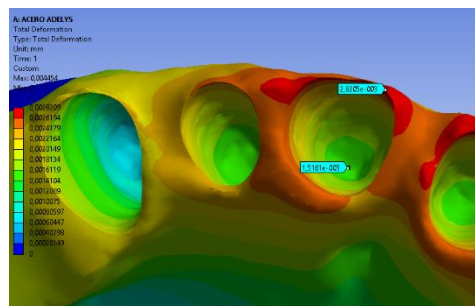


Imagen 7: Modelamiento de la deformación producida por el acero inoxidable en hueso disminuido.

Al observar los datos conseguidos cuando existe raíz corta, se mantiene el comportamiento obtenido en la altura ósea, siendo el arco Gummetal el que causó

menor esfuerzo ($3,63\text{e-}02$ Mpa), a nivel radicular en el tercio apical en su cara palatina, comparado con los 0.4 Mpa del TMA y los 0,59 Mpa del arco de acero inoxidable.

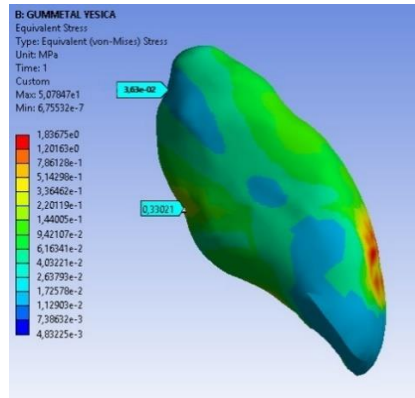


Imagen 8: Modelamiento del esfuerzo producido por el Gummetal en raíz disminuida.

Cuando se observan los cambios en función de la deformación, el menor valor fue de $2,50\text{e-}4\text{mm}$ para el arco Gummetal a nivel del tercio apical por su cara palatina.

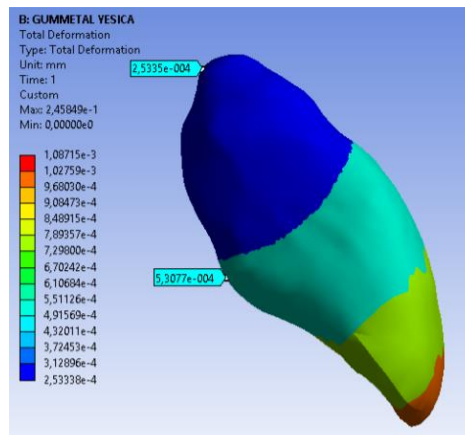


Imagen 9: Modelamiento de deformación producido por el Gummetal en raíz disminuida

También, cabe mencionar que sigue siendo el arco de acero inoxidable el que genera mayor deformación y esfuerzo a nivel óseo en la tabla vestibular y a nivel radicular en el tercio cervical de la cara palatina. El alambre Gummetal fue el que menor esfuerzo y deformación causó con respecto a los otros tipos de alambre cuando las longitudes de hueso y raíz se encuentran sin alteración.

Adicionalmente el alambre de TMA mostro un comportamiento intermedio entre el Acero inoxidable y el Gummetal, el cual se ve reflejado en los esfuerzos y deformaciones en la mayoría de las condiciones analizadas.

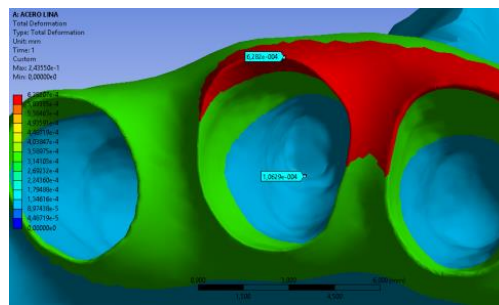


Imagen 10: Modelamiento de deformación producido por el acero inoxidable en condiciones adecuadas de altura ósea.

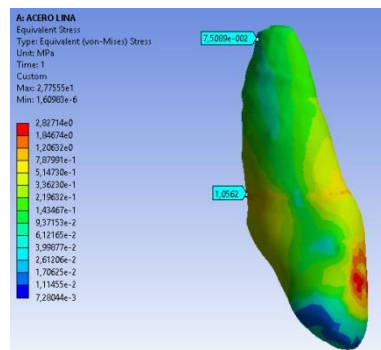


Imagen 11: Modelamiento del esfuerzo producido por el Arco Acero Inoxidable en condiciones adecuadas de altura ósea.

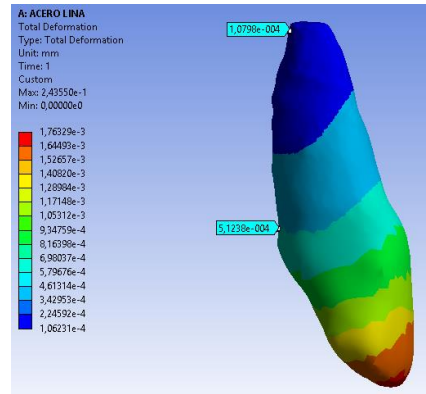


Imagen 12: Modelamiento de la deformación producida por el acero inoxidable en condiciones adecuadas.

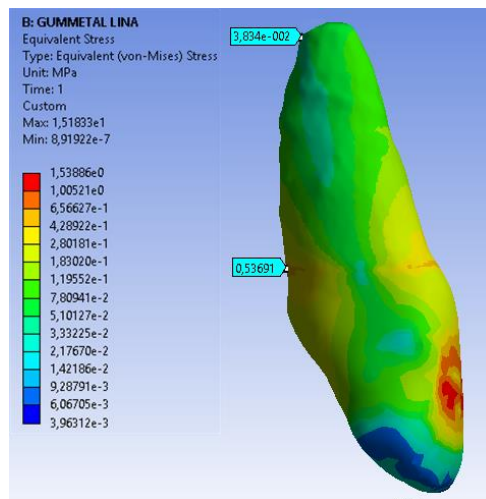


Imagen 13: Modelamiento del esfuerzo producido por el Gummetal en condiciones adecuadas.

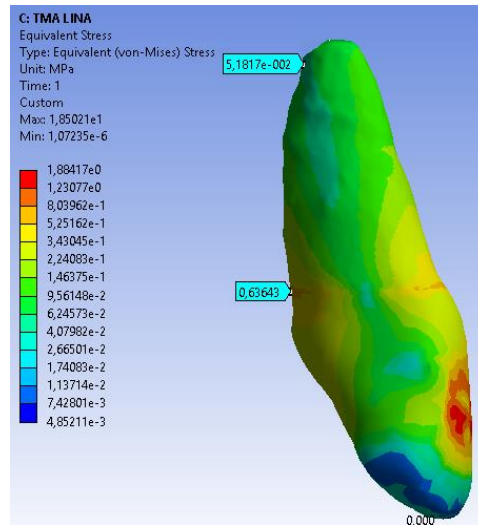


Imagen 14: Modelamiento del esfuerzo producido por el TMA en longitud radicular adecuada.

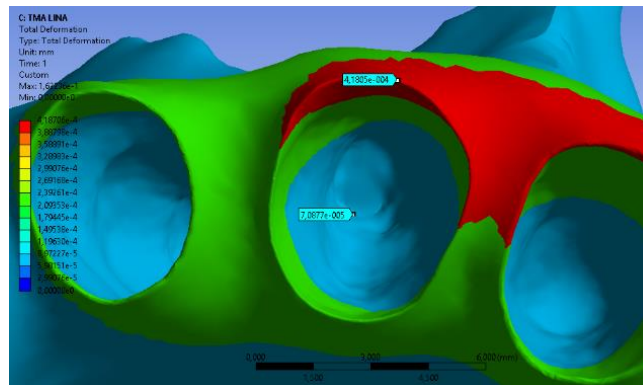
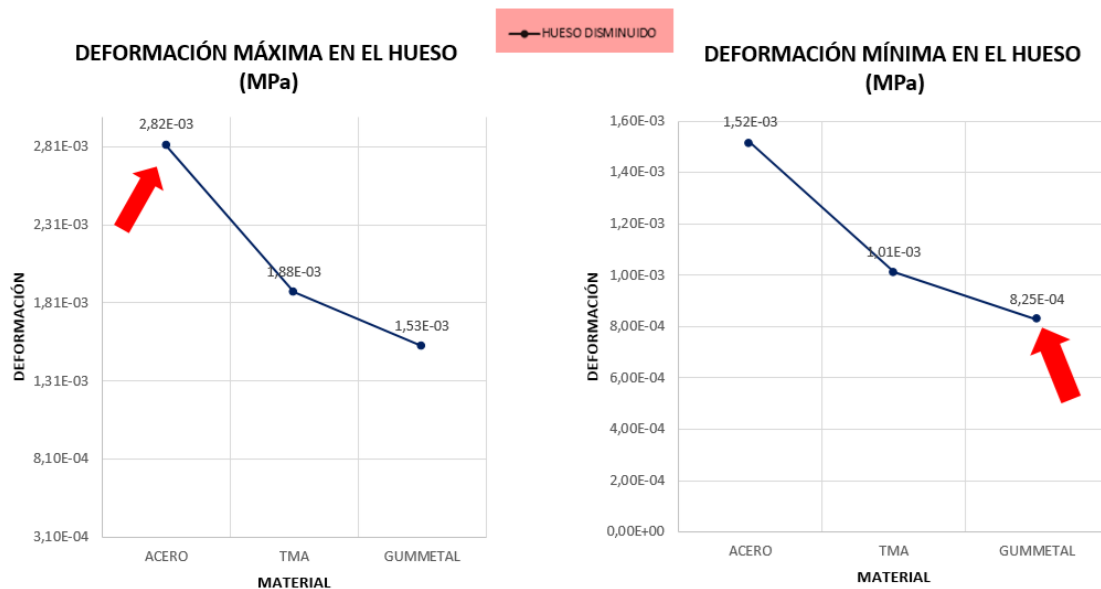


Imagen 15: Modelamiento de la deformación producida por el TMA en altura ósea adecuada.

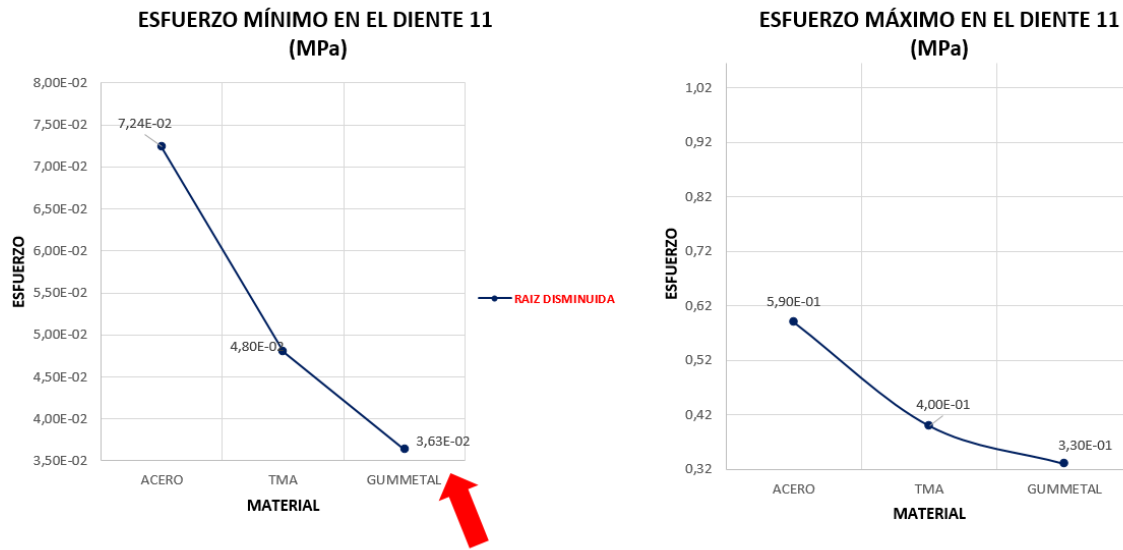
3.1 GRÁFICAS



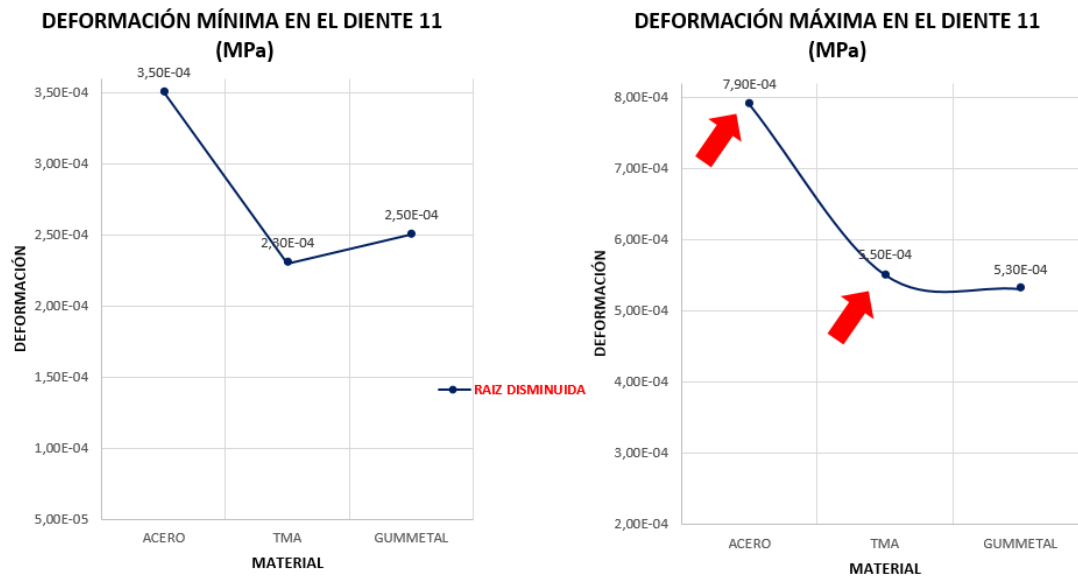
GRAFICA 1: Esfuerzo máximo y mínimo en Hueso disminuido.



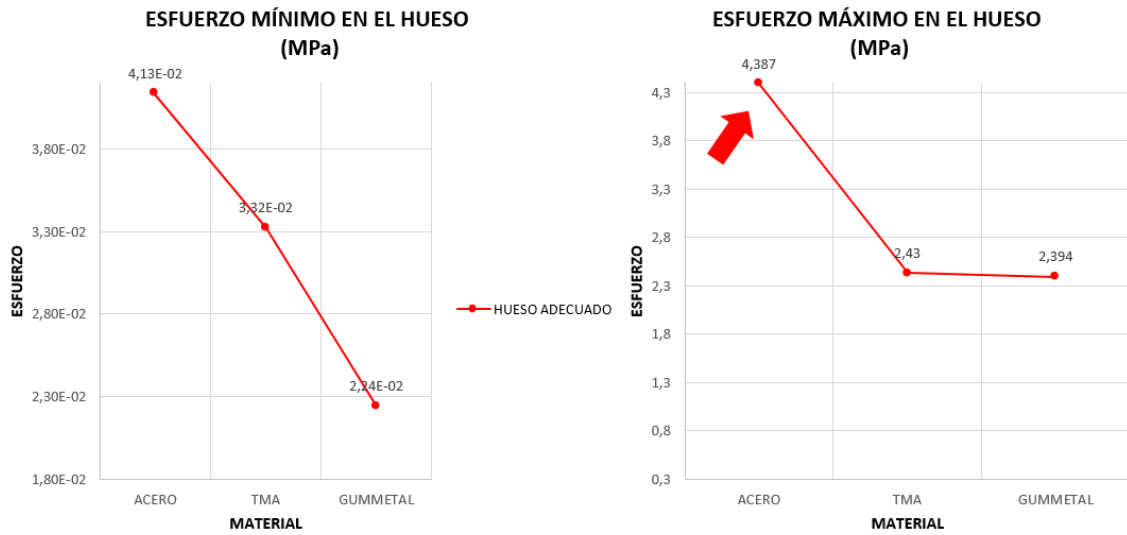
Grafica 2: Deformación Máxima y mínima en hueso disminuido



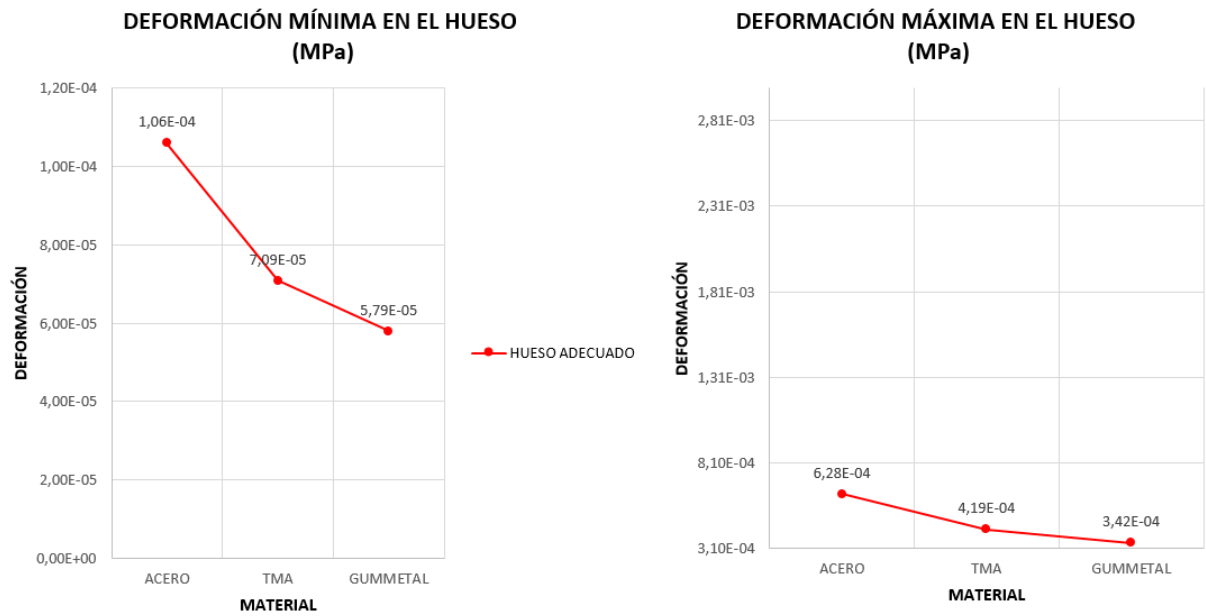
Grafica 3: Esfuerzo Mínimo y máximo en Raíz disminuida



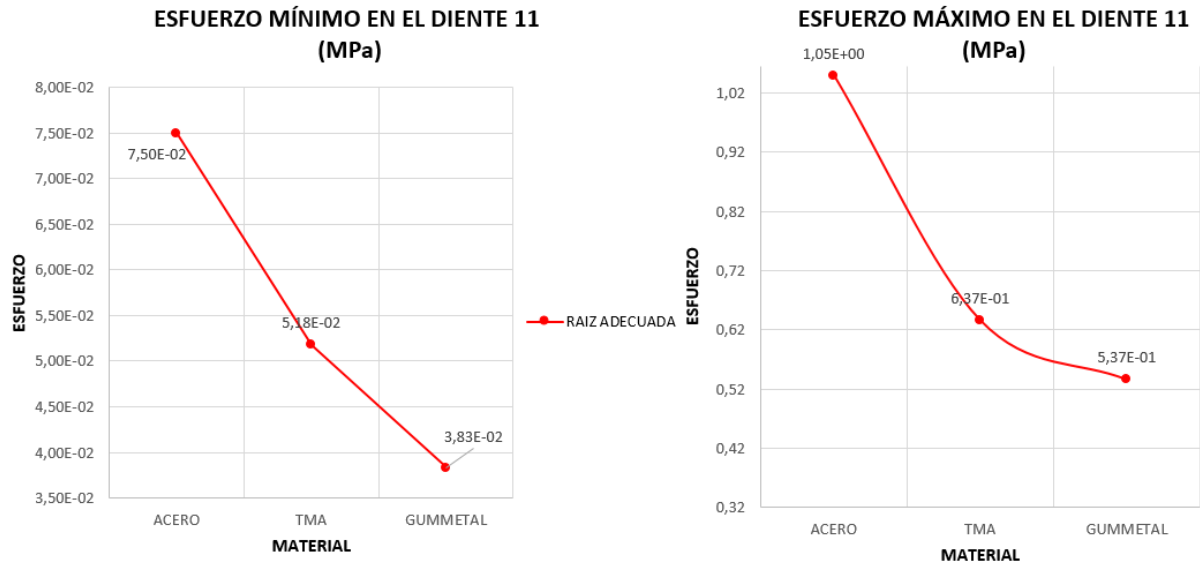
Grafica 4: Deformación Mínima y Máxima en Raíz disminuida.



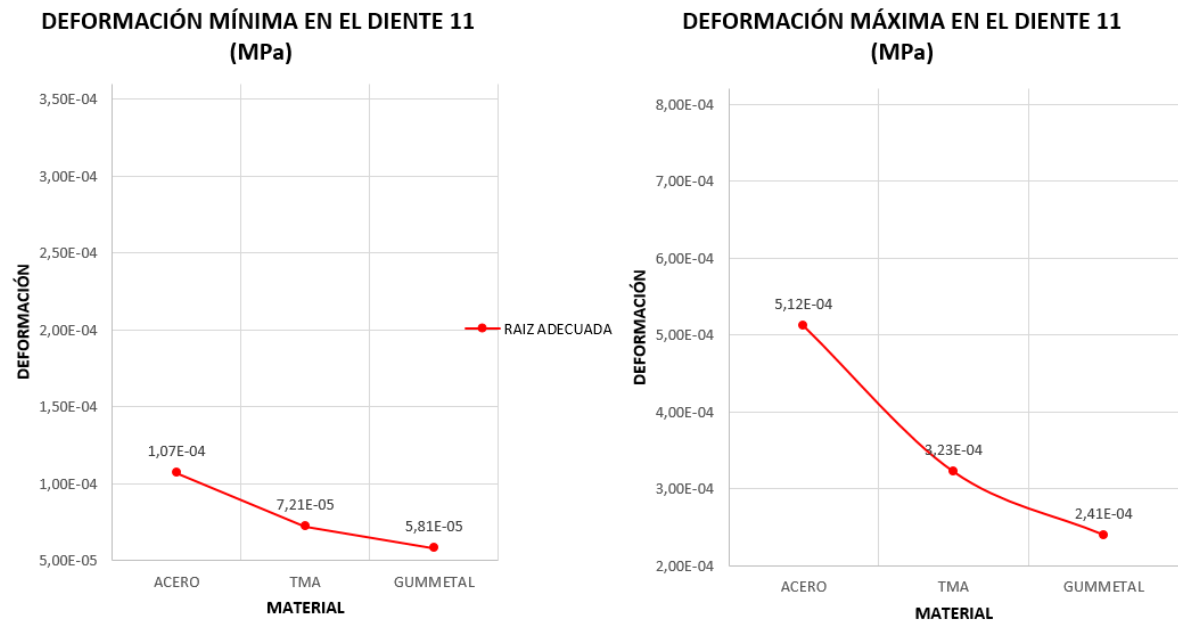
Grafica 5: Esfuerzo mínimo y máximo en hueso adecuado.



Grafica 6: Deformación Mínima y Máxima en hueso adecuado.



Grafica 7: Esfuerzo Mínimo y Máximo en Raíz adecuada.



Grafica 8: Deformación Mínima y Máxima en Raíz adecuada.

4. DISCUSION

En la actualidad los tratamientos ortodónticos constituyen la herramienta de primera elección para el manejo de problemas estéticos, funcionales y de salud oral asociados con la posición dental y oclusal. El mecanismo de acción de estos tratamientos consiste en la consecución de movimientos dentales planeados por el ortodoncista, y que se llevan a cabo por el trabajo mecánico que proporcionan los aditamentos empleados, tales como los alambres. Dichos cambios producen esfuerzos y deformaciones sobre la unidad dentoalveolar, haciendo indispensable la adecuada selección de los arcos⁴⁵.

A la hora de tomar decisiones para la elección de los alambres y demás aditamentos, se deben tener en cuenta distintos aspectos como: la fase de tratamiento, el tipo de movimiento que se desee conseguir, la condición dentoalveolar específica del paciente, entre otras, pues el mercado ofrece una variedad de materiales, desde los ampliamente usados como los de acero inoxidable hasta aquellos innovadores como aleaciones de β -Titanio que permiten conseguir los objetivos proyectados bajo distintas condiciones asociadas a las propiedades dadas por sus componentes ^{12,46,47,48}.

En cuanto a la deformación manifestada tanto en el caso de altura ósea reducida como en longitud radicular disminuida, el alambre Gummetal presentó mejor comportamiento frente al Acero Inoxidable y el TMA, tal y como lo expresan Pacheco y cols. (2014) y Gerson y cols. (2010); esto puede asociarse a propiedades como la alta capacidad de resistencia y superelasticidad de esta nueva aleación. Con respecto al esfuerzo causado en el complejo dentoalveolar, bajo dichas condiciones especiales se mantuvo el comportamiento ya reportado, siendo el Gummetal el arco que arrojó menor valor en comparación con los otros dos alambres evaluados. Esta respuesta puede respaldar lo que reporta la literatura, y es que este tipo de aleación se caracteriza por un muy bajo módulo elástico comparable al del hueso alveolar, mostrando una compatibilidad mecánica superior con los tejidos adyacentes, así como también a su activación en frío, y

como lo indica la evidencia disponible, este alambre no cede hasta que la tensión aplicada se aproxime a las fuerzas ideales de trabajo^{49,50,51,52}.

Además de evidenciar la naturaleza más afín de los arcos de β -titanio sobre diente y hueso, esta investigación mostró que el arco de Acero Inoxidable ejerce una carga mayor bajo condiciones dentoalveolares modificadas. En la literatura se presenta el acero inoxidable como el alambre con mayor rigidez y transmisión de cargas, y menor capacidad de recuperación elástica, lo cual se puede convertir en un factor agravante para la evolución o reactivación de escenarios alterados a nivel dentoalveolar, que se suma a uno de los efectos secundarios del tratamiento de ortodoncia cuando se presenta disminución de la longitud de la raíz, como es el riesgo de presentar reabsorción radicular tal como lo expresa Valladares y cols en (2013)^{53,54,55}.

De igual forma, cuando el hueso alveolar presenta una disminución en su altura, y los esfuerzos y deformaciones que expresan cierto tipo de alambres como el acero inoxidable son mayores en comparación a otras aleaciones, se pueden desencadenar reacciones tisulares adversas. Geramy en el 2000, evidencia que a medida que aumentan los niveles de pérdida ósea el momento/fuerza incrementa, por lo tanto se debe realizar una aplicación cuidadosa de los valores de fuerzas para un movimiento dental; así como Bharath en el 2016, cuyo estudio reporta que una fuerza óptima induce una respuesta celular máxima y favorable permitiendo establecer una buena estabilidad en el tejido óseo, relacionado con los valores mínimos de esfuerzos observados en el presente estudio en un diente con altura ósea disminuida, siendo el arco de Gummetal el que mostro este comportamiento^{56,57}

Jeon y cols. (2001) realizaron un estudio donde analizaron los esfuerzos de un diente con hueso alveolar disminuido durante un movimiento ortodóntico, encontrando que la relación momento/fuerza aumentaba al modelar diferentes alturas óseas según su criterio: a 2mm, 3.5mm y 6mm, en contraste con lo realizado en el presente estudio en donde se analizaron los esfuerzos utilizando

una tomografía de un paciente con una condición real de un diente con hueso alveolar disminuido⁵⁸.

Kamble y cols. (2012) investigaron la distribución del estrés al aplicar una fuerza ortodóntica en raíces cortas por medio de elementos finitos y observaron que existe un aumento significativo de esfuerzo concentrado en el tercio cervical de la raíz, tal como se observó en este estudio en donde el esfuerzo máximo se evidencio en la misma zona. En un estudio similar realizado por Oyama y cols. (2006) encontraron que el esfuerzo se concentró en la mitad de la raíz al aplicar una fuerza en dirección lingual por FEM, esto es relacionado con la alteración de la proporción entre la raíz y la corona; una disminución en esta proporción incrementa la carga en la raíz resultando en un esfuerzo significativo, por lo cual se recomienda tener en cuenta la forma y tamaño de la raíz durante el tratamiento de ortodoncia^{59,60}.

Al observar los resultados en esfuerzo y deformación generados por el alambre TMA, a pesar que no fueron menores a los del Gummetal, se halló una mejor respuesta en comparación con el Acero inoxidable. Esto se podría relacionar a la baja rigidez, baja propiedad de deflexión de carga y alta capacidad de conformación que posee ésta aleación, lo que permite proveer la liberación de fuerzas mucho más ligeras y continuas que las que libera el acero inoxidable, como lo reporta Guevara y cols. (2001). Aunque dichas diferencias entre Acero Inoxidable y TMA no son tan marcadas como lo encontró también Cash y cols. (2004)^{61,62,63}.

Se comprueba también la utilidad del método de elementos finitos como opción para estudios de reproducción virtual de situaciones clínicas, pues permite reconstruir el sistema original de tal modo que su comportamiento pueda ser entendido, así como también la respuesta a distintas intervenciones terapéuticas como las reportadas por distintos autores quienes lo han aplicado, entre otras, en la simulación de movimientos ortodónticos como el torque. Este tipo de estudios son de gran importancia para el clínico, ya que otorgan conocimiento experimental y evidencia científica útil para establecer criterios clínicos aplicables en la práctica

profesional, que llevan a una adecuada aplicación de un tratamiento específico para cada paciente^{64,65}.

Para mayor veracidad de los resultados en futuras investigaciones, se recomienda realizar modelamiento del ligamento periodontal con sus respectivas propiedades mecánicas, ampliar el número de casos con distintas condiciones dentoalveolares y distintos tipos de alambres, analizar esfuerzos y deformaciones en un solo arco con las mismas condiciones dentoalveolares, realizar análisis al finalizar la etapa de alineación y nivelación del tratamiento ortodóntico y utilizar diferentes casas comerciales de la aparatología (Brackets).

5. CONCLUSIONES

Bajo las mismas condiciones de frontera, en una altura ósea disminuida el arco Gummetal presentó mejor respuesta en cuanto a esfuerzo y deformación durante un movimiento de torque, al compararlo con los arcos acero inoxidable y TMA.

En condición de longitud radicular disminuida, el alambre de acero inoxidable genera mayor transmisión de esfuerzos (0,59Mpa) y deformaciones (7,90e-04mm).

En una altura ósea y longitud radicular adecuadas, Gummetal produce los mínimos esfuerzos y deformaciones y a su vez el alambre de acero inoxidable genera los máximos valores.

En las diferentes condiciones dentoalveolares ya mencionadas, el alambre TMA evidencia esfuerzos y deformaciones que no son menores al Gummetal pero no supera los valores del Acero inoxidable.

Al existir condiciones tales como altura ósea y longitud radicular disminuidas, se debe escoger el alambre que disminuya la posibilidad de producir efectos adversos.

El método de los elementos finitos, es una herramienta de análisis útil en la reproducción de condiciones clínicas de gran importancia para investigaciones de nuevos materiales y procedimientos terapéuticos.

6. RECOMENDACIONES

Se recomienda realizar modelamiento del ligamento periodontal con sus respectivas propiedades mecánicas.

Ampliar el número de casos con distintas condiciones dentoalveolares y distintos tipos de alambres.

Para futuras investigaciones analizar esfuerzos y deformaciones en un solo arco con las mismas condiciones dentoalveolares.

Realizar análisis al finalizar la etapa de alineación y nivelación del tratamiento ortodóntico teniendo en cuenta la angulación final del diente en su base ósea.

Utilizar diferentes casas comerciales de la aparatología (Brackets).

7. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

-
- ¹ Guevara A. Estudio clínico y cefalométrico de la aplicación de dos mecánicas de torsión para corregir la posición de incisivos superiores con retroinclinación. Med Oral. 2001;3(4):155-163.
- ² Uribe G. Ortodoncia: teoría y clínica. 2ª ed. Colombia: Corporación para investigaciones biológicas; 2010.
- ³ Uribe G. Ortodoncia Teoría y clínica, Fundamentos de odontología. 1º ed. Colombia: 2004:186 – 189.
- ⁴ Valladares NJ, Rino NJ, Batista J. Orthodontic movement of teeth with short root anomaly: Should it be avoided, faced or ignored?. Dental Press J Orthod. 2013 Nov-Dec; 18(6):72-85.
- ⁵ Proffit W, Henry W. Ortodoncia Contemporánea. 4º ed. Barcelona: Elsevier; 2008:334-335, 638-640.
- ⁶ Geramy A, Sadr A, Salehi H. Alveolar bone loss: An energy analysis using finite element method.
- ⁷ Wierzbicki T, El-bialy T, Aldaghreer S, Li G, Doschak M. Analysis of orthodontically induce root resorption using micro- computed tomography. Angle Orthod. 2009;79:91-96.
- ⁸ Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005; 127: 546-551.
- ⁹ Tobón Diego, Aristizabal David Alvarez Cesar, Urrea Juan. Root changes in patients treated orthodontically. Rev. CES odont 2014; 27(2) 37-46.
- ¹⁰ Mavragani M, Vergari A, Selliseth N, Bøe O, Wisth P. A radiographic comparison of apical root resorption after orthodontic treatment with a standard edgewise and a straight-wire edgewise technique. European J of Orthod. 2000;665–674.

-
- ¹¹ De Carlos F, Fernández M, Puente M, Suarez D y Cobo J. Tensiones inducidas en el diente, periodonto y hueso alveolar después de aplicar un movimiento de torque cuando el hueso de soporte esta disminuido: análisis por el método de los elementos finitos. Rev Esp Ortod.1999;29:27-31.
- ¹² Krishnan V. Kumar J. Mechanical Properties and Surface Characteristics of Three Archwire Alloys. Angle Orthodontist. 2004;74(6).
- ¹³ N Raj Vikram, Ks Senthil Kumar, KS Nagachandran, Y Mohamed Hashir. Apical stress distribution on maxillary central incisor during various orthodontic tooth movements by varying cemental and two different periodontal ligament thicknesses: A FEM study. Indian journal of dental research 2012 23(2):213 – 220.
- ¹⁴ Venkataraghavan K, Karthik S, Krishnakumar K, Prasad B. Short Root Anomaly—A Rare Occurrence: Review Of Literature & Report Of A Case. Indian J Dent Sc. 2014 Sep; 3 (6):103-104.
- ¹⁵ Quiroz D, Gurrola B, Casasa A. Tratamiento de Ortodoncia en paciente adulto-Caso clínico. Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatría. 2014. Disponible en: <https://www.ortodoncia.ws/publicaciones/2014/art25.asplInternet>.
- ¹⁶ Hasegawa S. Clinical use of Gummetal. Rocky Mountain Morita corporation: 1-8.
- ¹⁷ Besse M, Castany P, Gloriant T. Mechanisms of deformation in gum mental TNTZ-O and TNTZ titanium alloys: A comparative study on the oxygen influence. Acta Materialia. Elsevier. 2011; 59 (15): 5982-5988.
- ¹⁸ Furuta T, Kuramoto S, Hwang J. Elastic Deformación Behavior of Multi-Functional Ti-Nb-Ta-Zr-O Alloys. Materials Transactions. 2005;; 46 (12): 3001-3007.

-
- ¹⁹ Castany P, Besse M, Gloriant T. Dislocation mobility in gum metal β -titanium alloy studied via in situ transmission electron microscopy. *Physical Rev B*. 2012
- ²⁰ Gurgel J. Pinzan-Vercelino C. Powers J. Mechanical properties of beta-titanium wires. *Angle Orthod*.2011; 81(3): 478-483.
- ²¹ Szuhaneck C. Fleser T. Glavan F. Mechanical Behavior of Orthodontic TMA Wires. *Wseas transactions on biology and biomedicine*.2010; 3(7): 277-286.
- ²² .Saul M.castro, Ponce Maria J.,Lopez Jorge D. Orthodontic wires and its corrosion. The specific case of stainless steel and beta-titanium.*Journal of dental science*.2015,10, 1-7.
- ²³ Izquierdo Paula P. Biasi Ronaldo. Elias Carlos N. Martensitic transformation of austenitic stainless steel orthodontic wires during intraoral exposure. *AJODO*. 2010; 138:714.e1-714e15.
- ²⁴ Craig,r. Precipitation-hardenable Stainless Steel in Dentistry. *J of Dent Res*.1965; 44 (3):587-595.
- ²⁵ Arango S, Luna O. Stainless Steel: Material Facts for the Orthodontic Practitioner. *Rev Nac Odontol*. 2015;11(20):71-82.
- ²⁶ Sifakakis I. Pandis N. Makou M. Eliades T. Katsaros C. Bourauel C. Torque efficiency of different archwires in 0.018- and 0.022-inch conventional brackets. *Angle Orthod*.2014; 84 (1): 149-154.
- ²⁷ Krishnan M. Saraswathy S. Sukumaran K. Kurian A. Effect of ion-implantation on surface characteristics of nickel titanium and titanium molybdenum alloy arch wires. *Indian J of Dental Res*.2013; 24(4): 411-417.

-
- ²⁸ Insabralde N. Poletti T. Conti A. Oltramari P. Lopes M. Flores C. Rodrigues M. Comparison of mechanical properties of beta-titanium wires between leveled and unleveled brackets: an in vitro study. *Progress in Orthodontics*. 2014; 15:42.
- ²⁹ Gopikrishnan S. Melath A. Ajith V. Binoy N. A Comparative Study of Bio Degradation of Various Orthodontic Arch Wires: An In Vitro Study. *J of International Oral Health*. 2015; 7(1):12-17.
- ³⁰ Uribe G. Ortodoncia: teoría y clínica. 2ª ed. Colombia: Corporación para investigaciones biológicas; 2010.
- ³¹ Edgard J.O. Biomecánica básica para ortodoncistas. 1ª ed. Belo Horizonte: M.G.
- ³² Bishara S. Ortodoncia. 1ª ed. Edición. Mexico D.F: Mc Graw Hill; 2003.
- ³³ Nanda R. Biomecánicas y Estética: Estrategias en Ortodoncia Clínica. 1ª ed. Venezuela: Amolca; 2007.
- ³⁴ Archambult A, Lacoursier R, Badawi H, Major P, Carey J, Flores-mir C. Torque expression in stainless steel orthodontic brackets. *Angle Orthod*. 2010; 80: 201-210.
- ³⁵ Stang R.H. A discussion of torque force as available in the edgewise arch mechanism. *Angle Orthod*. 1932; 88-11.
- ³⁶ Plaza S, Barrera J, León M, Pinilla E, Peñaranda L, Zamora J. Valoración de torque y angulación de brackets de prescripción MBT de 4 casas comerciales. *Rev CES odontología*. 2010; 23 (2): 9-16.

³⁷ Wagner J. A, Nikolai R.J. Stiffness of incisor segment of edgewise arches in torsion and bending. Angle orthod. 1985; 55 (1): 37-50.

³⁸ Ching-Chang Ko, Passos E. Rocha. Matt L. Past, Present and Future of Finite Element Analysis in Dentistry. Biomedical Applications to Industrial Developments. 2012; 1-22.

³⁹ Cattaneo P. Dalstra M. Melsen B. The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement .J Dent Res. 2005; 84(5):428-433.

⁴⁰ Prasad K, Tarannum S. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences. 2012; 16 (11):1-4.

⁴¹ Soares C. Versluis A. Correia A. Finite Element Analysis in Dentistry – Improving the Quality of Oral Health Care. Biomedical Applications to Industrial Developments: 25-50.

⁴² Rudolph. Michael G. Willes. Glenn T. Sameshima. A Finite Element Model of Apical Force Distribution From Orthodontic Tooth Movement. Angle Orthod. 2001; 71 (2): 127-131.

⁴³ Piccioni M. Campos E. Cury J. Ferrarezi M. Galvao M. Rached A. Application of the finite element method in Dentistry. RSBO. 2013 Oct-Dec; 10(4):369-376.

⁴⁴ McLaughling R, Bennett J, Trevisi H. Mecánica sistematizada del tratamiento ortodóntico. Vol1. España. Elseiver; 2002.

-
- ⁴⁵ Anuradha K, Jayade VP. Metallurgical Properties of Stainless Steel Orthodontic Archwires: A Comparative Study. Trends Biomater. Artif. Organs. January 2005; 18 .(2).
- ⁴⁶ Kotha RS, Alla RK, Shammash M, Ravi RK. An Overview of Orthodontic Wires. Trends Biomater. Artif. Organs. 2014; 28(1):32-36.
- ⁴⁷ Glenn S, Peter S. Predicting and preventing root resorption: Part I. Diagnostic factors. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001; 119: 505-10.
- ⁴⁸ Hohmann A, Wolframb U, Geigera M, Boryora A, Sandera C, Faltinc R, et al. Periodontal Ligament Hydrostatic Pressure with Areas of Root Resorption after Application of a Continuous Torque Moment. A Study Using Identical Extracted Maxillary Human Premolars. Angle Orthodontist. 2007; 77(4).
- ⁴⁹ Pacheco DI, Malaver P, Forero CM, Girón AF, Sánchez DC. Comparación de la distribución de esfuerzos y deformaciones en la unidad dento alveolar, el alambre y el bracket utilizando arco de gummetal y nitinol 0.018 x 0.022 mediante análisis de elementos finitos. Revista Odontos. 2014; 42: 27-35.
- ⁵⁰ Gerson L, Ulema R, Saulo R. Multiloop edgewise archwire in the treatment of a patient with an anterior open bite and a long face. Am J Orthod Dento facial Orthop. 2010; 138:89-95.
- ⁵¹ Kimura Y, Sekiguchi Y. Improvement of wear corrosion characteristics of GUMMETAL in quasi-human body environment by surface modification. Procedia Materials Science. 2014; 3: 1081 – 1086.
- ⁵² Withey EA, Ye J, Minor AM, Kuramoto S, Chrzan DC, Morris JW Jr. Nanomechanical Testing of Gum Metal. Experimental Mechanics. 2010; 50:37–45.

⁵³ Valladares J, Rino J, Batista J. Orthodontic movement of teeth with short root anomaly: Should it be avoided, faced or ignored? Dental Press J Orthod. 2013 Nov-Dec; 18(6):72-85.

⁵⁴ Devaki R, Nagachandran KS, Kummi P, Jayakumar P. A comparative evaluation of metallurgical properties of stainless steel and TMA archwires with timolium and titanium niobium archwires. An *in vitro* study. Indian J Dent Res. 2009; 20(4).

⁵⁵ Sekhar R, Krishna A, Shammash M, Krishna R. An Overview of Orthodontic Wires. Trends Biomater. Artif .Organs. 2014; 28(1): 32-36.

⁵⁶ Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3D analysis by means of the finite element method). Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 2000; 117(4): 339-405.

⁵⁷ Bharath J y cols. A finite element analysis of initial stresses and displacements in the tooth and the periodontium in periodontally compromised simulations: Labial versus lingual force application. Journal of Dr. NTR University of Health Sciences. 2016; 5(1):34-43.

⁵⁸ Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;119: 498-504.

⁵⁹ Kamble R, Lohkare S, Hararey P, Mundada R. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies, A finite element study. Angle Orthod. 2012; 82: 799-805.

⁶⁰ Oyama K, Motoyoshi M, Hirabayashi M, Hosoi K, Shimizu N. Effects of root morphology on stress distribution at the root apex. *Eur J Orthod*. 2007; 29:113-117.

⁶¹ Cash A, Curtis R, Garrigia-Majo D, McDonald F. A comparative study of the static and kinetic frictional resistance of titanium molybdenum alloy archwires in stainless steel brackets. *European Journal of Orthodontics*. 2004; 26: 105-111.

⁶² Krishnan V, Kumar K. Mechanical Properties and Surface Characteristics of Three Archwire Alloys. *Angle Orthodontist*. 2004; 74(6).

⁶³ Guevara A. Estudio clínico y cefalométrico de la aplicación de dos mecánicas de torsión para corregir la posición de incisivos superiores con retroclinación. *Med Oral*. 2001; 3(4):155-163.

⁶⁴ Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement. *J Dent Res*. 2005; 84 (5):428-433.

⁶⁵ Neuppmann MF, Mazzeiro ET, Landre J. Estudo comparativo de diferentes prescrições de braquetes pre-ajustados em modelos virtuais pelo método de elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2009; 14 (4): 53-65.