

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



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

AUTORES

**FORERO CLAUDIA
SÁNCHEZ CATALINA
GIRÓN ANDRÉS**

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA.
COLEGIO ODONTOLÓGICO.
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA.
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR.
BOGOTÁ 2013.**

**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**

AUTORES

**FORERO CLAUDIA
SÁNCHEZ CATALINA
GIRÓN ANDRÉS**

**ASESOR METODOLÓGICO
DRA. PIEDAD MALAVER
OD. Ms Biología Énfasis Genética Humana**

**ASESOR CIENTÍFICO
DRA. DIANA ISABEL PACHECO BLANCO
OD. Esp. Ortodoncia y Ortopedia Maxilar**

**METODOLÓGICO
ING. DIEGO PUERTO
Ingeniero Mecánico**

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA.
COLEGIO ODONTOLÓGICO.
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA.
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR.
BOGOTÁ 2013.**

El trabajo de grado **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** fue elaborado por **Claudia Marcela Forero Fonseca, Andrés Felipe Girón Monsalve, Diana Catalina Sánchez Rodríguez** ha sido aprobado como requisito para optar el título de Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

Dra. Carmenza Macías Gutiérrez
Directora
Centro de Investigaciones
UNICOC

Dra. Piedad Malaver
Asesor Metodológico

Dra. Diana Isabel Pacheco Blanco
Asesor Científico

TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN

Título del artículo: **“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”** **Autores:** Los Dres. Claudia Marcela Forero Fonseca, Andrés Felipe Girón Monsalve, Diana Catalina Sánchez Rodríguez y Diana Isabel Pacheco Blanco. 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.

DIANA ISABEL PACHECO

C.C 51.949.966

CLAUDIA MARCELA FORERO

C.C 1.020.723.129

DIANA CATALINA SÁNCHEZ

C.C 53.911.298

ANDRÉS FELIPE GIRÓN

C.C 98.709.191

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

CESIÓN DE DERECHOS

Yo: Claudia Marcela Forero Fonseca, Andrés Felipe Girón Monsalve, Diana Catalina Sánchez Rodríguez y 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 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”

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 reservamos 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.

DIANA ISABEL PACHECO

C.C 51.949.966

CLAUDIA MARCELA FORERO

C.C 1.020.723.129

DIANA CATALINA SÁNCHEZ

C.C 53.911.298

ANDRÉS FELIPE GIRÓN

C.C 98.709.191

Bogotá, Noviembre de 2013

Señores:

Biblioteca

Institución Universitaria Colegios de Colombia

La Ciudad

Autorizamos a la unidad de investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado: **“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”** presentado a la unidad de investigación como requisito del programa para optar a el título de Especialista en ortodoncia y ortopedia maxilar; siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

DIANA ISABEL PACHECO

C.C 51.949.966

CLAUDIA MARCELA FORERO

C.C 1.020.723.129

DIANA CATALINA SÁNCHEZ

C.C 53.911.298

ANDRÉS FELIPE GIRÓN

C.C 98.709.191

FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO: “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”

AUTORES: Claudia Marcela Forero Fonseca, Andrés Felipe Girón Monsalve, Diana Catalina Sánchez Rodríguez

ASESOR CIENTÍFICO: Dra. Diana Isabel Pacheco Blanco.

ASESOR METODOLÓGICO: Dra. Piedad Malaver Calderón.

MATERIAL ANEXO: 2 CD's, 2 Artículos científicos.

FACULTAD: Odontología.

TITULO OBTENIDO: Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

CATEGORÍA: Postgrado.

PALABRAS CLAVE: Gummetal – Nitinol – Método de elementos finitos, Esfuerzo, Deformación.

DEDICATORIA

Sentir gratitud y no expresarla es como envolver un regalo y no darlo.

Este trabajo y nuestra carrera profesional se la dedicamos especialmente a:

Dios: por ser quien ha estado a nuestro lado en todo momento dándonos las fuerzas necesarias para continuar luchando día tras día y seguir adelante rompiendo todas las barreras que se nos presenten; por ser nuestra luz, nuestro amigo fiel e incondicional. Te ofrecemos todos nuestros triunfos y fracasos.

A nuestros padres: por su ejemplo y dedicación, ya que gracias a ellos estamos finalizando una parte de nuestro proyecto de vida; ya que nos han brindado amor y calor humano, los que han velado por nuestra salud, estudios, educación, alimentación, entre muchos otros esfuerzos, han hecho todo para formarnos como seres integrales. Para todos ustedes; queremos que se sientan orgullosos al tenernos como hijos.

Le dedicamos este proyecto a nuestros asesores, especialmente al ingeniero Diego Puerto; gracias por inspirarnos, confiar en nosotros y comprendernos, por enseñarnos y compartir los conocimientos necesarios para poder desarrollarnos y llegar a ser buenos profesionales. Su colaboración hizo parte fundamental del éxito de este proyecto. Gracias por su paciencia y apoyo incondicional.

AGRADECIMIENTOS

Primero y antes que nada, dar gracias a Dios, por estar con nosotros en cada paso que dimos, por fortalecer nuestros corazones e iluminar nuestra mente y por haber puesto en nuestro camino a aquellas personas que han sido nuestro soporte y compañía durante todo el periodo de estudio.

Agradecer hoy y siempre a nuestras familias porque a pesar de no estar presentes físicamente, está claro que si no fuese por el esfuerzo realizado por ellos, nuestros estudios de postgrado no hubiesen sido posibles.

Al ingeniero Diego Puerto por habernos brindado su colaboración entrega y dedicación para desarrollar nuestro trabajo de tesis.

A nuestra Directora de tesis: Dra. Diana Pacheco por su asesoramiento científico y estímulo para seguir creciendo intelectualmente.

A la Dra. Piedad Malaver por su asesoramiento metodológico y apoyo incondicional desde el inicio del proyecto.

A todas las directivas de la Universidad colegios de Colombia, por su apoyo y colaboración para la realización de esta investigación.

Y a todas aquellas personas que de una u otra forma, colaboraron o participaron en la realización de esta investigación, hacemos extensivo nuestro más sincero agradecimiento.

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN

1. ASPECTOS TEÓRICOS – CIENTÍFICOS	14
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	14
1.2 JUSTIFICACIÓN	17
1.3 PROPÓSITO	18
1.4 MARCO TEÓRICO	18
1.5 OBJETIVOS	38
1.5.1 OBJETIVO GENERAL	38
1.5.1.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	38
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	39
2.1 TIPO DE ESTUDIO	39
2.2 OBJETO DE ESTUDIO	39
2.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN	39
2.4 CRITERIOS DE SELECCIÓN	40
2.4.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN	40
2.5 VARIABLES DE ESTUDIO	40
2.5.1 VARIABLE INDEPENDIENTE	40
2.5.2 VARIABLE DEPENDIENTE	40
2.6 PROCEDIMIENTO	41
3. RESULTADOS	68
4. DISCUSIÓN	73
5. CONCLUSIONES	75
6. RECOMENDACIONES	76
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	77

GLOSARIO

ELEMENTOS FINITOS

Método numérico general para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales muy utilizado en diversos problemas de ingeniería y física.

GUMMETAL

También llamado TNTZ , es una aleación de titanio de alta elasticidad, ductibilidad y resistencia a la deformación. Con una composición de 23% de niobio, 0,7% de tantalio, 2% de circonio, y 1% de oxígeno, incluyen vanadio y hafnio.

NITINOL

Es Una Aleación de Níquel y Titanio. Aleación con memoria de forma.

ESFUERZO

Capacidad de un cuerpo de absorber energía. Intensidad de las fuerzas con componentes internos distribuidos que resisten un cambio en la forma de un cuerpo.

DEFORMACIÓN

Cambio de forma de un cuerpo, el cual se debe en ocasiones al esfuerzo.

INTRODUCCIÓN

El método de los elementos finitos es un método numérico general para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales muy utilizado en diversos problemas de ingeniería y física. Siendo útil en la simulación numérica de los distintos procesos de cambio durante el movimiento dental ya que permite modelar estructuras de geometría compleja como los dientes, el ligamento periodontal y el hueso a través de un modelo que reproduce fenómenos físicos reales como la elasticidad el electromagnetismo la transferencia de calor

La técnica ortodóncica MEAW creada por Young H Kim en los años 70 y popularizada por Sato caracterizado por el uso de multiloop y la utilización de fuerzas ligeras recientemente optó por el uso de arcos con aleación de titanio-niobio-tantalio-zirconio y oxígeno, llamado Gummetal; "Metal Gum" es una marca registrada de Toyota Central R & D Labs quienes demostraron que esta aleación tiene características especiales compatibles pero innovadoras con los arcos usados comúnmente en ortodoncia como son los arcos de Níquel Titanio

Siendo el Gummetal una aleación relativamente nueva es importante que el profesional conozca estudios donde se pruebe la diferencia entre esta aleación y otras usadas comúnmente en ortodoncia como es el Ni Ti, esto con el fin de proporcionar bases científicas para su uso todas las técnicas ortodóncicas. Surge la pregunta ¿Qué diferencia existe en la distribución de esfuerzos y deformaciones en la unidad dento alveolar, el alambre y el bracket utilizando arco de Gummetal y Ni Ti 0.018 x 0.022 aplicando una fuerza de 0.9807 Newton mediante análisis de elementos finitos?

1. ASPECTOS TEÓRICOS – CIENTÍFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El movimiento ortodoncico se da como respuesta a fuerzas aplicadas sobre el diente y el periodonto, siendo útil los alambres, brackets, elásticos y otros aparatos que serán insertados y activados por el ortodoncista.

Los elementos tisulares que sufren cambios durante el movimiento dentario son principalmente el ligamento periodontal, con sus células, fibras, capilares y el hueso alveolar

Es importante evaluar las fuerzas que se generan en un procedimiento determinado del tratamiento y evaluar también la respuesta fisiológica frente a esas fuerzas. El proceso fisiológico de reabsorción por parte de las células osteoclásticas es la actividad básica que permite que el hueso cambie y los dientes se muevan. Dado que estas células osteoclásticas son llevadas por la sangre al sitio de su actividad y traen como resultado la reabsorción ósea, el factor clave para el movimiento efectivo de los dientes parece ser el suministro sanguíneo que lleva a estas células y soporta su actividad. Cuando puede mantenerse un generoso aporte sanguíneo aplicando una fuerza ligera, el movimiento dentario es más eficiente.¹⁰ Cuando el suministro sanguíneo es limitado en una zona, la actividad osteoclástica de la reabsorción ósea es limitada y los dientes no se mueven o lo hacen más lentamente. Las fuerzas intensas que exprimen las células sanguíneas pueden limitar la respuesta fisiológica y afectar notablemente la velocidad del movimiento dentario. Dicha fuerza no debe sobrepasar la óptima, esto con el fin de permitir una respuesta fisiológica que lleve a un

movimiento dentario eficiente. Cualquier diente puede moverse en cualquier dirección con la aplicación adecuada de presión (fuerza por unidad de área).

El método de los elementos finitos es un método numérico general para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales muy utilizado en diversos problemas de ingeniería y física.

Siendo útil en la simulación numérica de los distintos procesos de cambio durante el movimiento dental ya que permite modelar estructuras de geometría compleja como los dientes, el ligamento periodontal y el hueso a través de un modelo que reproduce fenómenos físicos reales como la elasticidad el electromagnetismo la transferencia de calor entre otros. La confiabilidad de los resultados obtenidos en propiedades mecánicas con el método de elementos finitos es del 97%.

Su aplicación no obstante se ha centrado fundamentalmente en el campo de la biomedicina. Cattaneo en 2009 en el campo de implantes dentales midieron las concentraciones de estrés observados en la cresta del hueso cortical, el mismo autor en 2005 utilizó elementos finitos en estudio del soporte dental, que se sometió a una serie de fuerzas, tales como resistencia a la tracción, fuerza masticatoria, y la carga de torsión, durante eliminación de soporte dental.

Aunque los científicos conocían algunas propiedades del Nitinol desde 1932, las primeras aplicaciones prácticas no comenzaron a desarrollarse hasta 30 años más tarde. En los laboratorios de la marina de los EE.UU. William Beuhler descubrió una aleación de Níquel (Ni) y Titanio (Ti) que presentaba estas propiedades, en un programa de investigación encaminado a la obtención de una aleación con alta resistencia a la corrosión. El equipo de investigadores que lo descubrió bautizó el nuevo material con el nombre de Nitinol (acrónimo

de Ni-Ti-Naval Ordnance Laboratory). Se trata de una aleación de níquel y titanio en proporciones casi equimolares y que tiene propiedades de memoria de forma espectaculares. La memoria de forma se manifiesta cuando, después de una deformación plástica, el material recupera su forma.

Es un material con una recuperación excelente y con una muy baja rigidez. Esto es de vital importancia en ortodoncia, ya que las fuerzas de baja intensidad mantenidas de manera continua son las que han demostrado una mayor efectividad y un menor período de tratamiento en la corrección de maloclusiones dentales. Aleación de Nitinol (44,1% en peso Ti).

La técnica ortodóntica MEAW creada por Young H Kim en los años 70 y popularizada por Sato caracterizado por el uso de multiloop y la utilización de fuerzas ligeras recientemente optó por el uso de arcos con aleación de titanio-niobio-tantalio-zirconio y oxígeno, llamado Gummetal "Metal Gum" es una marca registrada de Toyota Central R & D Labs quienes demostraron que esta aleación tiene características especiales compatibles pero innovadoras con los arcos usados comúnmente en ortodoncia como son los arcos de Níquel Titanio.

Sato en 2003, Furuta en 2005; Gutkin en 2006; Kuramoto en 2006, establecieron que el Gummetal ha sido desarrollado y utilizado para muchas aplicaciones técnicas debido a sus propiedades mecánicas notables. Su bajo módulo de elasticidad y alta resistencia son útiles para hacer tornillos precisos, marcos de gafas ligeras especiales y artículos deportivos, tales como raquetas de tenis y palos de golf con una gran flexibilidad y resistencia. Laino y col, en 2011 mencionaron que el Gummetal cuenta con modulo elástico de 40.0 ± 3.2 Gpa. Este metal ha prestado gran utilidad en técnicas ortodónticas en mecánicas de desinclinación

molar siendo la inclinación mesial de segundos molares inferiores un rasgo genético predominante con marcada presencia en la población latina o caucásicos.

Las aleaciones y calibres de los diferentes alambres utilizados en ortodoncia juegan un papel muy importante; ya que las fuerzas ejercidas sobre ellos son transmitidas al diente lo que va a permitir el movimiento dental.

Siendo el Gummetal una aleación relativamente nueva es importante que el profesional conozca estudios donde se pruebe la diferencia entre esta aleación y otras usadas comúnmente en ortodoncia como son las aleaciones de Níquel Titanio, esto con el fin de proporcionar bases científicas para su uso en todas las técnicas ortodóncicas. Por lo anterior surgió la pregunta ¿Qué diferencia existe en 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 aplicando una fuerza de 0.9807 Newtons mediante análisis de elementos finitos?

1.2 JUSTIFICACIÓN

Siendo el Gummetal una aleación relativamente nueva es importante que el profesional conozca estudios donde se pruebe la diferencia entre esta aleación y otras usadas comúnmente en ortodoncia como es el Nitinol, esto con el fin de proporcionar bases científicas para su uso todas las técnicas ortodóncicas.

1.3 PROPÓSITO

El realizar este análisis permitirá confirmar las propiedades y beneficios del Gummetal así como el uso seguro de esta aleación, comparando la distribución de esfuerzos y deformaciones en la unidad dento alveolar del molar 37, el alambre y el tubo utilizando arco de Gummetal y Nitinol 0.018 x 0.022 aplicando una fuerza de 0.9807 Newtons mediante análisis de elementos finitos.

1.4 MARCO TEÓRICO

1.4.1 BIOLOGÍA DEL MOVIMIENTO DENTAL:

Existe una reacción tisular ante la aplicación de fuerzas ortodóncicas en donde el hueso se forma o reabsorbe facilitando el desplazamiento dentario. Sin embargo, en el medio tisular peridentario existen factores que modifican la reacción biológica dependiendo de las características estructurales del hueso alveolar y fibras periodontales, así como de la forma y morfología de la estructura dentaria. Influyen también factores mecánicos tales como la intensidad, dirección y duración de la fuerza aplicada, lo cual condiciona la reacción tisular.

Los elementos tisulares que sufren cambios durante el movimiento dentario son principalmente el ligamento periodontal, con sus células, fibras, capilares y nervios, y secundariamente, el hueso alveolar. El ligamento periodontal y el hueso alveolar tienen una plasticidad que permite el movimiento fisiológico y ortodóntico de los dientes.^{1,2}

La práctica clínica de ortodoncia se ha basado en movimiento de los dientes a través del

hueso alveolar usando métodos biomecánicos dentro de un ambiente seguro y celular. Esta técnica implica el uso de mecánica estática que usa fuerzas mover los dientes, el tratamiento más común es corregir la maloclusión, este tratamiento se ha utilizado durante aproximadamente 100 años. La ortodoncia funciona aplicando una presión constante a los dientes, que se muevan suavemente y poco a poco a nuevas posiciones de acuerdo con la interacción del arco y el soporte. Fisiológicamente, esto es posible porque el hueso está en constante remodelación. Cuando un diente está empujado en una dirección determinada, el hueso circundante es remodelado. La dirección de la flexión de los dientes es influenciada por la polaridad creada por las fuerzas mecánicas ^{2,3}.

El hueso alveolar está formado por dos fracciones: Fracción celular compuesta por osteocitos y osteoblastos. Fracción extracelular compuesta a su vez por materia orgánica; Colágeno (70 %), Proteínas (5 %), Agua; Materia inorgánica: Hidroxiapatita (70 %). Es mucho más inmaduro que resto del hueso del organismo debido a su continuo sometimiento a fuerzas. Es más esponjoso y menos calcificado que el hueso basal. Es deformable y posee fibras más irregulares. Es también transformable según las fuerzas que se apliquen ^{2,3}.

La raíz al igual que en hueso alveolar podemos distinguir dos fracciones: 1. Fracción celular: compuesta por cementoblastos y cementocitos. 2. Fracción extracelular: compuesta por; Materia orgánica (colágeno en forma de fibrillas): 23%; Materia inorgánica: 65 %; Agua: 12%³.

Los osteoclastos y los cementoclastos son los encargados de la reabsorción del hueso y del cemento respectivamente. Son células gigantes multinucleadas derivadas de los monocitos de la sangre. No derivan de células locales ³.

El ligamento periodontal está formado por una red de fibras colágenas. Posee distintos componentes: Elementos celulares: células mesenquimales indiferenciadas, Fibroblastos y Cementoblastos, Osteoblastos, Elementos vasculares, Terminaciones nerviosas, Amielínicas, Presorreceptores, Propioceptores ³.

El fluido intersticial: con las fuerzas de oclusión este se mueve y se escapa por los poros del hueso si la fuerza es mayor de dos segundos. Cuando el diente está bajo presión y el aumento en la convexidad, la zona se encuentra en un estado electropositivo. Este estado está asociado con la actividad osteoclástica de la resorción ósea ^{4,5}.

Cuando el diente está bajo tensión y aumentó en concavidad, la zona está en un estado electronegativo. Este estado se asocia con la actividad osteoblástica del hueso. ⁴

El movimiento dental puede ser considerado una enfermedad inflamatoria. El proceso de citoquinas, como la interleuquina-1 (IL-1), interleucina- 6 (IL-6), y del receptor activador del factor nuclear B (RANKL), son de tipo inflamatorio o pro-inflamatorias mediadores de remodelación del ligamento periodontal (PDL) de tejidos. El PDL es un tejido conectivo uniendo el diente al hueso alveolar.⁴ El tejido resiste la fuerzas de compresión durante la masticación mientras se mantiene el diente en su lugar. RANKL es esencial para la formación de osteoclastos, la función, y la supervivencia.^{4,5}

La aplicación de fuerzas en ortodoncia, es común tener una uniformidad en los procedimientos. Sin embargo, el hueso tiene una gran variabilidad en la densidad ósea trabecular, así como en su espesor cortical y la morfología de la cresta ósea.⁵

Existe una correlación clara entre el movimiento dental y la aparición de dehiscencias óseas bucales y/o linguales. Estudios en animales mostraron que el movimiento labial de los incisivos, incluso utilizando fuerzas ligeras, produce un aumento en la distancia entre la cresta alveolar y bucal. Interesantes estudios realizados en huesos maxilares de humanos extraídos durante la necropsia presenta similares conclusiones.^{5,6}

Otra situación clínica que exige cierta preocupación por la integridad bucal y placas óseas linguales es el movimiento mesodistal de los dientes posteriores hacia regiones con atrófico hueso alveolar. En pacientes con agenesias o pérdida de los primeros molares permanentes, cerrando el espacio por medio de movimiento mesial posterior de dientes, sobre todo con la ayuda de dispositivos de anclaje esquelético.⁶

Tipos de Hueso

Uno de los pilares que evaluamos en clínicas dentales prop dental en paciente que necesitan implantes dentales en Barcelona, es la calidad y la cantidad de hueso disponible y saber si tiene o no hueso suficiente para la colocación de los implantes dentales⁷⁻⁸.

Para la clasificación del tipo de hueso de un paciente que se somete a un tratamiento de implantología, actualmente se emplea la clasificación de Branemark y Alberktsson que estudiaron tanto la calidad del hueso (densidad) como la cantidad de hueso (grado de reabsorción del reborde alveolar)^{8,9}.

La calidad de hueso por Lekholm & Zarb se valora en función de la densidad ósea existente y se clasifica en las siguientes categorías⁹

Hueso tipo 1: La mayoría del hueso maxilar es compacto y homogéneo. Lo que significa que así todo el hueso es compacto y homogéneo.

Hueso tipo 2: Una gruesa capa de hueso compacto rodea un núcleo de hueso esponjoso, denso y con buena trabeculación. Lo que significa que una gruesa capa de hueso compacto rodea un núcleo de alta densidad de hueso trabeculado.

Hueso tipo 3: El hueso cortical periférico se encuentra adelgazado, rodeando a un hueso medular de buena densidad y trabeculación. Lo que significa que una fina capa de hueso compacto rodea un núcleo de alta densidad de hueso trabecular de favorable resistencia.

Hueso tipo 4: El hueso cortical es muy fino, y rodea a un hueso esponjoso de mala calidad y poco denso. Lo que significa que una muy fina capa de hueso cortical rodea un núcleo de baja densidad ósea trabecular.^{9,10}

La reabsorción radicular es un resultado común de tratamiento de ortodoncia. Harry y Sims (1982) encontraron que un cierto nivel de reabsorción radicular existió en la mayoría de los pacientes. La mayoría de reabsorción es clínicamente insignificante, pero, si es grave, la reabsorción radicular pone en peligro la longevidad de los dientes. Con las mejoras en las técnicas de ortodoncia y el aumento de las expectativas del paciente, los ortodoncistas deben ser conscientes de este problema.¹⁰

La mayoría de los estudios sobre la reabsorción radicular y su relación con el tratamiento de ortodoncia han descubierto que hay múltiples factores asociados con la reabsorción radicular. La edad, el género, la nutrición, la genética, el tipo de aparato, la cantidad de fuerza usada durante el tratamiento, extracción o sin extracción, duración del tratamiento, y la

distancia que los dientes se mueven, todos tienen alguna influencia en la reabsorción radicular.⁹

En la gran variedad de tejidos y células involucradas en los procesos de remodelación, existe una gran cantidad de factores que pueden interferir en el remodelado óseo, alterando el rango y velocidad de movimiento dental esperado. El efecto de las fuerzas mecánicas combinado con uno o más factores o agentes externos puede resultar inhibitorio, aditivo o sinérgico. El ortodoncista debe estar consciente que el tratamiento ortodóncico se realiza en un tejido activo y reactivo, no en un modelo estático como un tipodonto, las respuestas que desencadenan las fuerzas ortodóncicas se pueden sobreponer con otros eventos que ocurren en cualquier parte del organismo, con alteraciones metabólicas del paciente, o fármacos que consume el paciente en forma regular, que podrían alcanzar el tejido periodontal mecánicamente estresado, a través de la circulación sanguínea, interfiriendo con la tasa de remodelado óseo. Se acepta generalmente que el dolor de dientes, la ampliación del espacio del ligamento periodontal, y la reabsorción radicular se producen con menos frecuencia por la disminución en la aplicación de fuerza. Sin embargo, todavía no se sabe si la fuerza óptima debe ser, continua, intermitente, o interrumpida.⁹

Algunos estudios han demostrado que las fuerzas continuas producen movimiento dental eficaz con el mínimo daño del tejido. Se ha sugerido que el tejido hialinizado (área necrótica estéril) necesario para el movimiento ortodóncico se reabsorbe más rápidamente si una fuerza dada es aplicada de forma intermitente, en lugar de en una forma continua. Además, algunos estudios han observado menos reabsorción radicular del diente en movimiento producido por fuerzas interrumpidas. Por ejemplo, Jeang R. et al en 2010. demostraron que

la cantidad de resorción de la raíz es significativamente menor en los pacientes tratados con una pausa de 2-3 meses en comparación con los tratados sin interrupción⁹. En estudios recientes de las fuerzas intermitentes, Igarashi et al. informó de que la aplicación de 20gf de fuerza con un período de descanso de 12 horas por día en ratas produce más movimiento efectivo de las fuerzas de tiempo completo. Consolaro A. et al. encontraron que la aplicación de 40gf de fuerza durante 1 hora por día en ratas es ineficaz para mover los dientes. Estos estudios, sin embargo, no examinaron el efecto de la duración del movimiento dental.¹⁰

Desde hace poco, el destino de diente impactado se ha determinado principalmente por la competencia, la experiencia y la habilidad del ortodoncista para aplicar fuerza de tracción en una dirección apropiada una vez que el diente ha sido expuesta quirúrgicamente. El Cirujano oral y ortodoncia deben compartir la responsabilidad de un paciente con impactación; ya que juntos tienen la habilidad y competencia requerido para una terapia eficaz. Además, la edad dental del niño debe ser tomada en consideración, así como su estado de salud y la posible interferencia con otras anomalías de arco dental.^{11,12} En las mecánicas intrusivas, la inclinación natural de raíces provoca movimientos dentales que pueden ser de inclinación.¹³

En la actualidad la fricción durante la ortodoncia representa un reto clínico para los ortodoncistas porque los altos niveles de fricción puede reducir la eficacia de la mecánica, disminuir la eficiencia de movimiento dental y complicar aún más el control de anclaje, sin mencionar el daño a los tejidos que puede provocar el uso inadecuado de esfuerzos. ¹³

1.4.2 BIOMECÁNICA:

La biomecánica es la ciencia que trata la acción de las fuerzas sobre los cuerpos. Para el caso de la ortodoncia es la ciencia que se encarga del movimiento dentario cuando se ejerce una fuerza sobre estos (fuerzas ortodóncicas)¹⁴.

Las fuerzas se pueden producir en la cavidad oral por: contracciones musculares, cuando los dientes ocluyen, con aparatología ortodóncica ^{14, 15}.

Tensión: Es un cambio en la forma o en el tamaño de un cuerpo en el sentido de estiramiento que responde a una fuerza aplicada. Es la fuerza de tracción por unidad de superficie.

Presión: Es un cambio en la forma o en el tamaño de un cuerpo en el sentido de apretarse que responde a una fuerza aplicada. Es la fuerza de compresión por unidad de superficie.

Fuerza: toda causa que actúa sobre un cuerpo y tiende a modificar su estado de movimiento o de reposo. Es toda causa capaz de poner en movimiento o de cambiar la forma de un cuerpo.

Intensidad: es la magnitud de la fuerza. Es la cantidad de fuerza que se aplica. Punto de aplicación: donde actúa la fuerza. Punto de origen del vector: donde comienza la fuerza.

Dirección: recta sobre la que actúa. Sentido: hacia donde se desplaza la fuerza.

Componentes de las fuerzas son: Intensidad, punto de aplicación, punto de origen del vector, sentido, dirección^{13,14}

Unidades de medida. Newton: fuerza necesaria para desplazar 1 Kg a una velocidad de 1 m/s.

Cantidad de aplicación.: Ligeras: de menos de 25 gr. Para intruir incisivos si se hace más fuerte se produce isquemia y necrosis. Medias: entre 25-50 gr. Para extruir incisivos. Intensas: entre 50-75 gr. Para translación (gresión) y rotación. Muy intensas: > 75 gr. Para distalar molares^{13,14}.

Dirección de aplicación de fuerzas: Inclinación: fuerzas ligeras y continuas. Translación: fuerzas intensas. Llevar los dientes de adelante hacia atrás sin rotación. Rotación: fuerzas disipantes. Movimientos del diente alrededor de su eje largo. Intrusión: fuerzas muy ligeras. Movimientos del diente en el alveolo. Extrusión: fuerzas ligeras o medias. Movimientos fuera del alveolo. Torque: fuerzas intensas. Movimientos de la raíz sin movimiento de la corona¹⁴.

Cantidad de aplicación: Ligeras: de menos de 25 gr. Para intruir incisivos si se hace más fuerte se produce isquemia y necrosis. Medias: entre 25-50 gr. Para extruir incisivos. Intensas: entre 50-75 gr. Para translación (gresión) y rotación. Muy intensas: > 75 gr. Para distalar molares ¹⁴.

Los movimientos de fuerza óptimos para mover los dientes en ortodoncia deben ser ligeros y constantes, para producir estímulos que incrementen la actividad celular, sin afectar y ocluir los vasos sanguíneos del ligamento periodontal y para que produzcan respuestas biológicas óptimas.¹⁵

Las fuerzas no se pueden aplicar en forma directa sobre los centros de resistencia de los dientes por limitaciones anatómicas y físicas cuando se aplican sobre los brackets, adheridos

sobre las superficies vestibulares de las coronas de los dientes, producen una combinación de movimientos de traslación y de rotación que no cambian sino debido a la pérdida del hueso alveolar circundante a las raíces del diente o grupo de dientes. Las fuerzas que producen los aparatos fijos de ortodoncia se distribuyen en todo el ligamento periodontal y se deben monitorear, en forma permanente, la magnitud, la dirección y la duración de la fuerza. La fuerza óptima para un movimiento anteroposterior de un molar es de 100gr/fuerza, equivalente a 0.9807 Newton.¹⁵

El Movimiento dental ortodóncico durante el cierre de espacios se puede realizar con dos tipos diferentes de mecánica. La primera es la "mecánica" del arco segmentado (SAM), que consiste en bucles de flexión sobre acero inoxidable (SS) o titanio molibdeno (TMA) cables. Cuando se implementa SAM, un diente o un grupo de dientes se mueven debido a la fuerza de momento relación generado durante la activación de los bucles. SAM también se denomina "mecánica", porque sin fricción los soportes y los tubos no se deslizan a lo largo de los arcos. Los otros mecanismos de cierre de espacio utilizados en Ortodoncia es la mecánica de deslizamiento (SM), que implica el deslizamiento real de soportes y tubos a lo largo del alambre¹⁶.

Aunque SAM proporciona un excelente control de inclinación del diente durante el cierre de espacio, no es tan popular como SM. Las posibles desventajas SAM son la necesidad de una comprensión biomecánica refinado para activar adecuadamente los muelles y el cierre de los arcos de lazo, así como el aumento de las posibilidades de causar molestias al paciente cuando estos bucles no son ajustados.¹⁶

La extracción de los primeros molares permanentes como propósito ortodóncico se indica en la presencia de molares excesivamente extruidos, endodónticamente tratados con caries y / o restauraciones extensas y con compromiso periodontal. Las extracciones de molares también se indican en apiñamiento severo en pacientes con un ángulo plano mandibular alto y perfil convexo.

Dada la complejidad del tratamiento de ortodoncia que implica la extracción de primeros molares permanentes, algunas situaciones debe evitarse con el fin de evitar que el pronóstico del tratamiento se vuelva limitado. Estas extracciones no están indicadas para pacientes que no presentan hacinamiento y cuentan con una disminución de la altura de la cara inferior. Puede ser mejor para alinear los dientes superiores e inferiores y prepararlos para el uso de prótesis dentales, implantes o trasplantes en los sitios de extracción. Tampoco lo son estas extracciones en pacientes que no cumplen las normas, debido a un tiempo de tratamiento prolongado o en pacientes que ya han sido objeto anteriormente de un tratamiento de ortodoncia. En pacientes con bruxismo, las extracciones de los molares se debe evitar debido a interferencias oclusales que se producen durante el cierre de espacio, provocando una sobrecarga de fuerzas en dientes posteriores.¹⁶

La colocación del aparato de ortodoncia debe ser completa e incluir los terceros molares si es posible, a partir de la alineación inicial y la fase de nivelación. Auxiliares de ortodoncia deben ser colocado en los segundos molares de manera que durante la alineación y nivelación las raíces de los dientes están inclinadas hacia mesial.¹⁶ Este procedimiento trata de realizar paralelismo entre las raíces de los segundos molares y premolares durante el

cierre de espacio. También se pueden colocar en mesial de las coronas de los segundos molares para reducir la tendencia de rotación al cerrar espacios.¹⁷

En los casos con apiñamiento severo, el uso de arcos que abarcan todos los dientes en la alineación y la fase de nivelación hará que los dientes anteriores se vestibularicen. Los pequeños movimientos distales de los premolares y caninos deben ser realizados durante las primeras etapas del tratamiento para facilitar la alineación de los dientes anteriores. La fase de cierre espacio sólo debe iniciarse después de la plena alineación y nivelación de los arcos dentales.¹⁸⁻²⁰

El arco de canto multiloop (MEAW) fue introducido por Kim, y ha sido utilizado por 2 décadas. Esta técnica ha sido exitosamente aplicada para el tratamiento de graves maloclusiones de mordida abierta. Los objetivos del tratamiento incluyen la colocación vertical correcta de los incisivos superiores, no compatible de los planos oclusales maxilares y mandibulares, y una inclinación de los dientes posteriores.¹⁹⁻²¹ La forma del MEAW es principalmente el de un ideal de arco de canto con la adición de multi loops. El doblez vertical sirve como un descanso entre los dientes, da flexibilidad para el arco de alambre y permite el control horizontal de la posición del diente. El componente horizontal da más flexibilidad y permite un control vertical. Lo es 2,5 veces la longitud del alambre en arcos ordinarias y ofrece una reducción de 10 veces en la deflexión. El uso de MEAW requiere la realización de la nivelación y alineación, de todo mal uso posicionado entre corchetes, y constante de elásticos verticales en los dientes anteriores. Se prescribe originalmente para soportes con ranuras de 0,018 y 0,016 x 0,022 en arcos, lo que permite una mayor flexibilidad para fuerzas intrusivas.²²

Las variables que afectan a la función de la fricción durante el tratamiento de ortodoncia se puede dividir en dos grandes grupos: la biológica y mecánica. El principal factor biológico que puede influir parece ser la presencia de saliva, que actúa como un lubricante y juega un papel importante en la fricción.²³ Esta información puede ser importante cuando se tratan los pacientes que presentan xerostomía o aquellos que regularmente toman medicamentos que reducen la producción de saliva.²⁴ La influencia de la saliva en la reducción de la fricción también puede ser relevante cuando un ortodoncista considera la aplicación clínica de laboratorio in vitro.²⁵

El uso de dobleces de cierre de espacios en ortodoncia requiere que el profesional sepa los sistemas de fuerzas que ofrece la mecánica del tratamiento de ortodoncia; ya que si los mecánicos asociados con dobleces se utilizan incorrectamente, complicaciones como pérdida de anclaje, verticalización excesiva de los incisivos, aumento de la sobremordida, la movilidad dental, resorción radicular y aumento en el tiempo de tratamiento puede dar lugar, con daños irreversibles al paciente.

Por lo tanto, durante la selección del mejor modelo indicado para cada uno de los casos, algunas variables, tales como el diseño del doblado, grosor y propiedades del alambre utilizado, el tipo de movimiento deseado y la cantidad de fuerza necesaria, deben ser tomados en consideración.²⁵

El nitinol es el ejemplo más conocido de las llamadas aleaciones de memoria de forma. Aunque los científicos conocían algunas propiedades de este tipo de materiales desde 1932, las primeras aplicaciones prácticas no comenzaron a desarrollarse hasta 30 años más tarde. En los laboratorios de la marina de los EE.UU. William Beuhler descubrió una aleación de Níquel (Ni) y Titanio (Ti) que presentaba estas propiedades, en un programa de investigación

encaminado a la obtención de una aleación con alta resistencia a la corrosión. El equipo de investigadores que lo descubrió bautizó el nuevo material con el nombre de NiTiNOL (acrónimo de Ni-Ti-Naval Ordnance Laboratory). Se trata de una aleación de níquel y titanio en proporciones casi equimolares y que tiene propiedades de memoria de forma espectaculares. La memoria de forma se manifiesta cuando, después de una deformación plástica, el material recupera su forma tras un calentamiento suave. El nombre de este material se ha convertido en sinónimo de este tipo de aleaciones, al igual que el teflon lo es del politetrafluoroetileno^{26, 27}.

1.4.3 GUMMETAL:

Recientemente, la Toyota Central R & D Laboratory (TCRD) anunció el desarrollo de una clase de Ti-Nb-Zr-O aleaciones con un conjunto inusual de propiedades mecánicas.²⁸

El trabajo de análisis en este laboratorio mostraron que es teóricamente posible para alcanzar la fuerza ideal en un Ti-V (o Ti-Nb) de aleación que se ajusta para tener un pequeña módulo de corte y está densamente decorada con luxación fijando puntos concurrentes estudios experimentales en la deformación in situ de nanopilares y los patrones de deformación alrededor de los pozos de nanoindentación.^{29,30}

El reciente desarrollo de b aleación Ti Gummetal marca la atención tanto de los físicos y metalúrgicos en los últimos años debido a su atractivo mecánico, .propiedades y mecanismos de deformación según se informa únicas. Metal de goma presenta una alta resistencia, bajo módulo de Young y un excelente trabajo en frío. La presencia de oxígeno

en gummetal permite altas fuerzas y razonables cepas superelásticas a alcanzar, lo que significa que es un material candidato para una gama de aplicaciones.³¹

Sin ninguna histéresis (la diferencia en la curva tensión-deformación en cargar y abajo de carga pasa provocando la pérdida de energía en la deformación elástica) así como (muy pequeña térmica coeficiente de expansión) y (muy pequeña dependencia del módulo de elasticidad de la temperatura). Todas estas propiedades se consiguen mediante una cierta cantidad de proceso de trabajo en frío. Inicialmente, Toyota CRDL desarrolló el proceso de metal de goma de fabricación en sólo barras y alambres. Sin embargo, ya que hay han aumentado las necesidades, no sólo para alambres y varillas, sino también para el metal de goma en forma de lámina.

Toyota y Simtech, en un proyecto de investigación en colaboración, tiene extendido el proceso de fabricación de goma de metal en forma de lámina. La disponibilidad el metal de goma en el alambre, así como forma de lámina ha permitido que este material tener un gran potencial en la práctica de aplicaciones.³²

In situ de rayos X medidas de difracción bajo carga de tracción y el análisis mecánico dinámico se realizaron para investigar los mecanismos de deformación elástica en el gummetal; curvas tensión-deformación que indican que el trabajo en frío reduce sustancialmente el módulo elástico al tiempo que aumenta la resistencia a la fluencia, lo que confirma la no linealidad en el rango elástico. El gradiente de cada curva de descenso continuo alrededor de un tercio de su valor original cerca del límite elástico. Como resultado de esta disminución en el módulo elástico y la no linealidad, la deformabilidad elástica

alcanza el 2,5%, después de conformado en frío. Superelasticidad se atribuye al estrés inducido por transformaciones martensíticas.³³

Gummetal un tipo de beta aleación de titanio (Ti-36Nb-2TA-3ZR-0.3) con un módulo de elasticidad ultra-bajo, alta resistencia, como superelástico-deformabilidad elástica, superplástico con capacidad de trabajo en frío sin endurecimiento de trabajo a temperatura ambiente.

Es evidente que su trabajo en frío disminuye sustancialmente el módulo de elástico mientras que el aumento de la resistencia a la fluencia confirma la no linealidad en el rango elástico. El gradiente de cada curva disminuye continuamente a alrededor de un tercio de su valor original. Tal comportamiento elástico no lineal a menudo se ha relacionado con transformación martensítica, el movimiento de los átomos intersticiales, u otros cambios estructurales locales.³⁴

Plancher E. et al en 2013; Besse M. et al en 2011^{35,36}, establecieron que el Gummetal ha sido desarrollado y utilizado para muchas aplicaciones técnicas debido a sus propiedades mecánicas notables. Su bajo módulo de elasticidad y alta resistencia son útiles para hacer tornillos precisos, marcos de gafas ligeras especiales y artículos deportivos, tales como raquetas de tenis y palos de golf con una gran flexibilidad y resistencia. Como principales elementos de gummetal no son tóxicos para el cuerpo humano, se ha previsto para uso médico recientemente, tales como raíces dentales artificiales, huesos y alambres para enderezar los dientes.^{35, 36}

Las aleaciones de Ti-Nb pueden sufrir significativamente de la segregación microestructural, heterogeneidad, que luego jugaría un papel directo en las características de deformación.

Para evitar tal cuestiones, la homogeneidad microestructural y química fueron verificadas por microscopía de luz posterior, electrón back- dispersión de difracción (EBSD) y de energía dispersiva de rayos X 70 Espectroscopía (EDX). La aleación se sometió para cualquier trabajo en frío, para permitir la identificación imparcial de los mecanismos de deformación predominantes ³⁷⁻⁴⁰

1.4.4 ELEMENTOS FINITOS:

Los análisis 3D de elementos finitos son una técnica de modelización matemática que examinan las distribuciones de las tensiones y las deformaciones de un modelo geométrico compuesto por una malla de elementos a los cuales se les da unas propiedades materiales concretas. Este tipo de análisis comenzó a desarrollarse gracias a la industria aeronáutica, necesitada de una herramienta de análisis con la que abordar los complejos problemas de geometría y cargas que en ella se presentan. Gracias a su rápido desarrollo, el método fue aplicado con gran éxito a otros campos. Actualmente forma parte básica de la ingeniería moderna y es aplicable a toda clase de problemas, siendo una herramienta numérica muy poderosa para el análisis de estructuras, transferencia de calor, dinámica de fluidos o electromagnetismo ⁴¹

En general, hay tres fases en cualquier tarea asistida por computador:

1. Pre-procesamiento. Definir el modelo de elementos finitos y los factores ambientales que influyen en él.
2. Solución del análisis. Solucionar el modelo de elementos finitos.

3. Post-procesamiento de resultados usando herramientas de visualización.

El primer paso en FEA, pre-procesamiento, es construir un modelo de elementos finitos de la estructura a ser analizada. En muchos paquetes de FEA se requiere de la entrada de una descripción topológica de las características geométricas de la estructura. El objetivo principal del modelo es replicar de manera realista los parámetros importantes y características del modelo real. La manera más sencilla para conseguir similaridad en el análisis es utilizar planos pre existentes, modelos CAD, o datos importados de un ambiente FEA. Una vez se ha creado la geometría, se utiliza un procedimiento para definir y dividir el modelo en "pequeños" elementos. En general, un modelo de elementos finitos está definido por una malla, la cual está conformada por elementos y nodos. Los nodos representan puntos en los cuales se calcula el desplazamiento. Los paquetes de FEA enumeran los nodos como una herramienta de identificación. Los elementos están determinados por conjuntos de nodos, y definen propiedades localizadas de masa y rigidez. Los elementos también están definidos por la numeración de la malla, la cual permite referenciar la correspondiente deflexión o esfuerzo (en análisis estructural) para una localización específica.^{42,43}

En la siguiente etapa en el proceso de análisis de elementos finitos se lleva a cabo una serie de procesos computacionales que involucran fuerzas aplicadas, y las propiedades de los elementos de donde producir un modelo de solución. Tal análisis estructural permite la determinación de efectos como lo son las deformaciones, estiramiento o *estrés* que son causados por fuerzas estructurales aplicadas como lo son la fuerza, la presión y la gravedad.⁴⁴

Estos resultados entonces pueden ser estudiados utilizando herramientas visuales dentro del ambiente de FEA para ver y para identificar completamente las implicaciones del análisis. Herramientas numéricas y gráficas permiten la localización precisa de información como esfuerzos y deformaciones a ser identificadas,⁴⁵

Igualmente es una técnica de gran utilidad en la resolución de problemas de biomecánica y morfología.⁴⁶ Su aplicación no obstante se ha centrado fundamentalmente en el campo de la biomedicina. De los muchos trabajos realizados sobre elementos finitos en morfología funcional de humanos, la mayoría se centran en estudios de la dentición y de prótesis de huesos.⁴⁷ El análisis con elementos finitos se utiliza en todos los campos de la odontología especialmente en odontología de implantes midiendo entre otras concentraciones estrés observados en la cresta del hueso cortical también se utilizó en estudio del soporte dental, que se sometió a una serie de fuerzas, tales como resistencia a la tracción / cáscara, masticatorio, y la carga de torsión, durante eliminación de soporte optativo.⁴⁸ Después de esto, los esfuerzos generados se obtuvieron en la forma de gráficos.⁴⁹

Movimiento de ortodoncia es el proceso de transformación de una estimulación física en una fuerza se aplica a un diente, con una respuesta biológica (remodelación ósea). Aunque es posible medir la fuerza aplicada sobre un diente, su distribución alrededor de la raíz es irregular en áreas de formación de mayor concentración de tensiones, que no se corresponden a la fuerza aplicada inicialmente.⁵⁰ Para evaluar el comportamiento del ligamento periodontal después la aplicación de una acción externa y para demostrar cuáles serían las áreas de mayor tensión generada en el periodonto, el Método de los Elementos Finitos (FEM) se utilizó en comparación de los resultados obtenidos in vivo en modelos

experimentales en la rata.⁵¹ Para probar el error susceptibilidad de la técnica utilizada en el modelo experimental, la aplicación de la fuerza se simuló en tres alturas diferentes en la superficie mesial del molar el resultante análisis histológico se comparó con el resultado obtenido para el cómputo código y reveló que el mayor énfasis en la actividad de los osteoclastos había coincidido con las zonas comprimidas del ligamento periodontal.⁵² La alteración de los puntos de aplicación del área de la fuerza generó deformaciones más extensas en el ligamento periodontal, como el punto de aplicación era más distante del punto inicial, el vector de fuerza horizontal se hizo más grande. Estos resultados demuestran que el análisis de elementos finitos es una herramienta adecuada para estudiar el distribución de fuerzas ortodóncicas. Con análisis de elementos finitos se puede establecer que tras la aplicación de un régimen de carga de ortodoncia, la remodelación ósea se puede cuantificar el concepto de la resorción provocada por compresión, y la formación debido a una tensión, siendo evidente que se proporciona una descripción detallada tanto del exterior geometría y la morfología interna del hueso alveolar. ⁵²

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar la distribución de esfuerzos y deformaciones en la unidad dento alveolar del molar 37, el alambre y el tubo utilizando arco de Gummetal y Nitinol 0.018 x 0.022 aplicando una fuerza de 0.9807 Newtons mediante análisis de elementos finitos

1.5.1.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Establecer el mayor esfuerzo y deformación en la unidad dento alveolar del molar 37 inclinado 20°, utilizando arco de Gummetal y Nitinol 0.018 x 0.022 aplicando una fuerza de 0.9807 Newton mediante análisis de elementos finitos
- Establecer el mayor esfuerzo y deformación en el tubo, utilizando arco de Gummetal y Nitinol 0.018 x 0.022 aplicando una fuerza de 0.9807 newton mediante análisis de elementos finitos.
- Establecer el mayor esfuerzo y deformación en un arco de Gummetal 0.018 x 0.022 aplicando una fuerza de 0.9807 Newton mediante análisis de elementos finitos
- Establecer el mayor esfuerzo y deformación en un arco de Nitinol 0.018 x 0.022 aplicando una fuerza de 0.9807 Newton mediante análisis de elementos finitos.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

- Estudio Descriptivo

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

- Distribución de esfuerzos en la unidad dentoalveolar del molar 37, arco Gummetal, arco Nitinol y tubo molar.

2.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN

- Tubo molar sin prescripción slot 0.018 * 0.025 con arco de Gummetal y Nitinol 0.018 x 0.022 analizado y recreado mediante elementos finitos.
- Arco de Nitinol 0.018 * 0.022 en tubo sin prescripción slot 0.018 * 0.025 analizado y recreado mediante elemento finitos.
- Arco de Gummetal 0.018 * 0.022 en tubo sin prescripción slot 0.018 * 0.025 analizado y recreado mediante elemento finitos.
- Hueso alveolar molar 37 con inclinación de 20° analizado y recreado mediante elemento finitos.

2.4 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.4.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN:

- Software utilizado ANSYS versión 14.0
- Arco 0.018 x 0.022 "Gummetal" registrada de Toyota Central R & D Labs
- Arco 0.018 x 0.022 Nitinol ORMCO
- Tubo sin prescripción slot 0.018 x 0.025 RMO
- Hueso Tipo 1

2.5 VARIABLES

2.5.1 VARIABLES DEPENDIENTES

Variable	Definición	Operacionalización	Categorización	Escala
Distribución de esfuerzos	Tasa de cambio de la cantidad de movimiento empleada contra una resistencia	Milímetros	Cuantitativa	Continua

2.5.2 VARIABLES INDEPENDIENTES

Variable	Definición	Operacionalización	Categorización	Escala
Unidad Dento Alveolar	Unidad masticatoria que consiste en un solo diente y sus anexos	Kg/m ²	Cuantitativa	Continua
Tubo molar Estandart	Aditamento ortodontico	Pulgadas	Cuantitativa	Continua
Arco Gummetal	Aditamento ortodontico	Pulgadas	Cuantitativa	Continua
Arco Nitinol	Aditamento ortodontico	Pulgadas	Cuantitativa	Continua
Aplicación de Carga	Unidad de Fuerza	Newton	Cuantitativa	Continua

2.6 PROCEDIMIENTOS

Recreación de elementos finitos por etapas

1. Dibujo de la geometría El primer paso en FEA, pre-procesamiento, es construir un modelo de elementos finitos de la estructura a ser analizada. En muchos paquetes de FEA se requiere de la entrada de una descripción topológica de las características geométricas de la estructura. El objetivo principal del modelo es replicar de manera realista los parámetros importantes y características del modelo real.

Figura 1. Geometría de hueso alveolar, dientes, arcos y brackets.

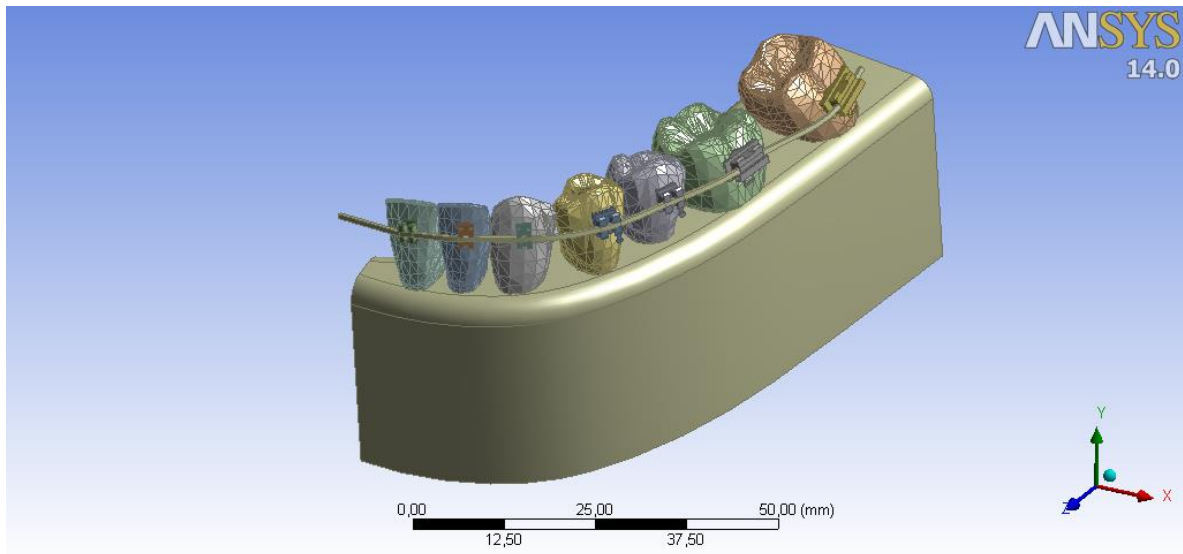


Figura 1A. Geometría

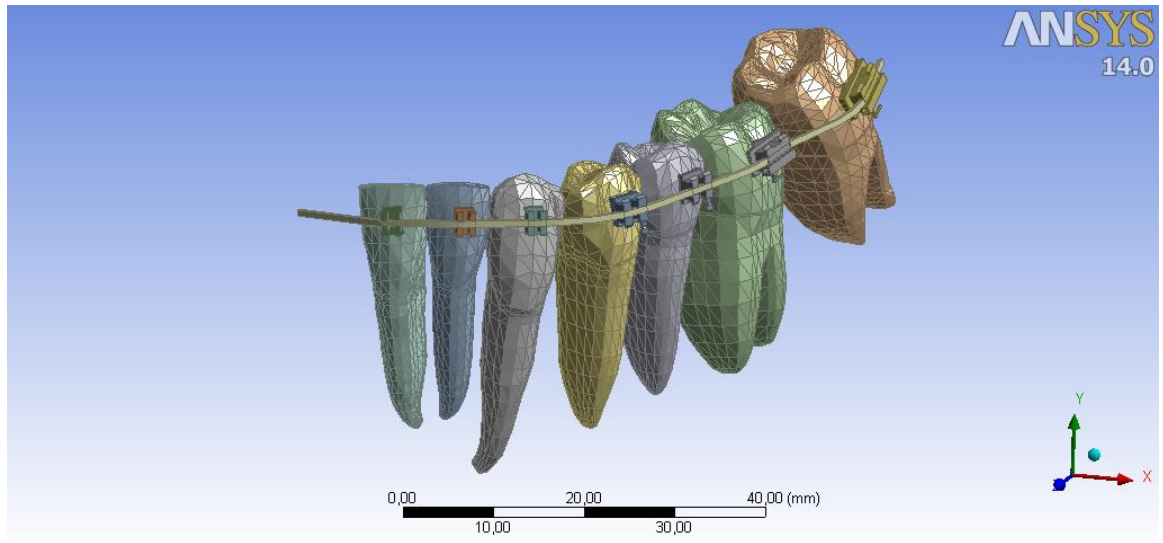


Figura 1B. Geometría

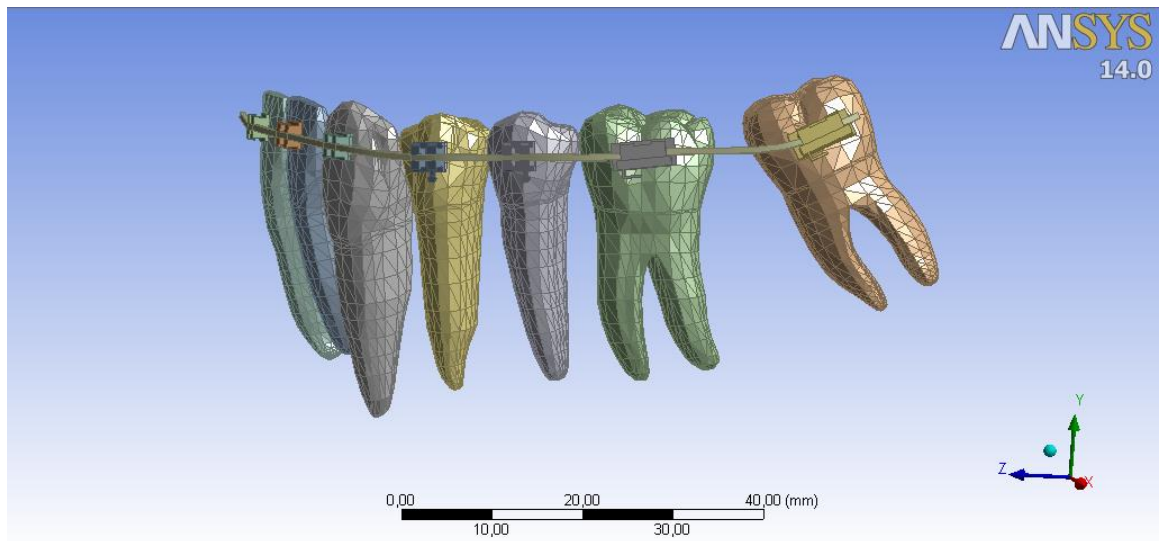


Figura 1C. Geometría

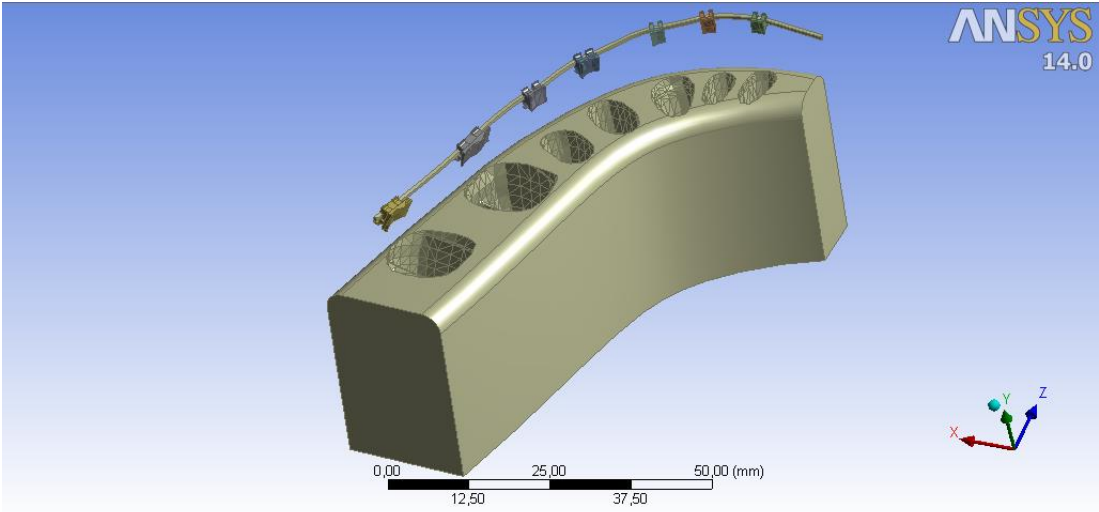


Figura 1D. Geometría

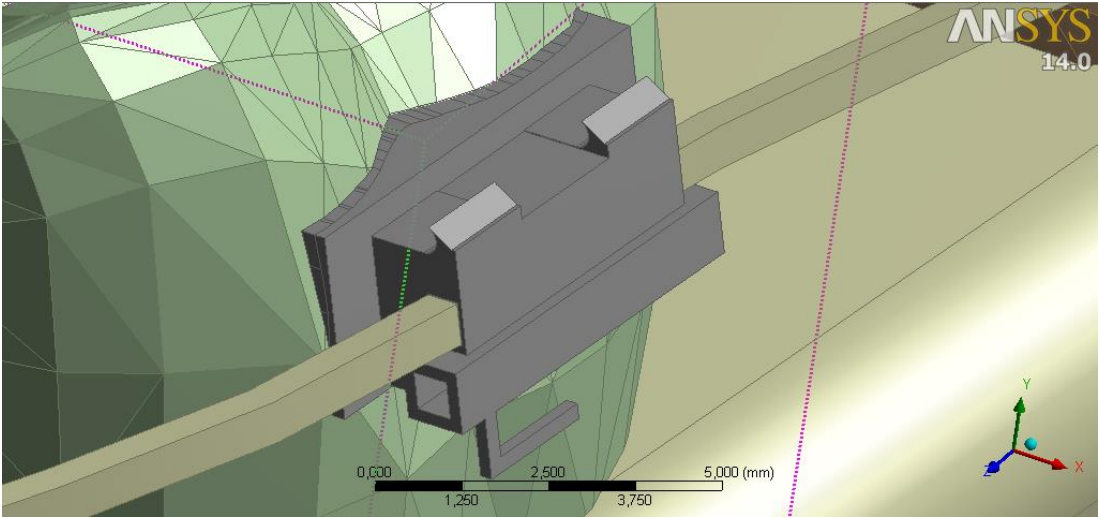


Figura 1E. Geometría

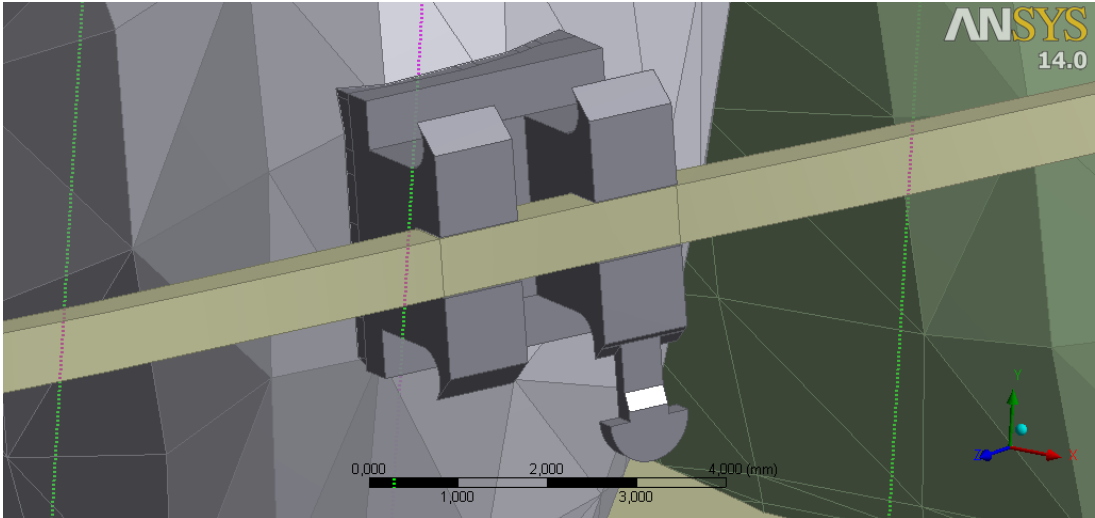
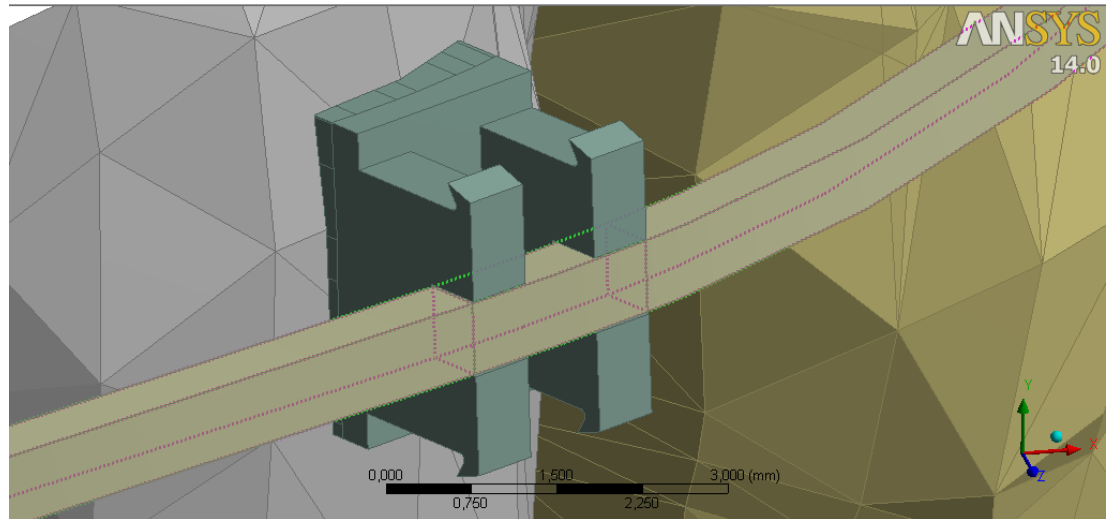


Figura 1F. Geometría



2. Enmallado de la geometría (generación de los elementos finitos) Una vez se ha creado la geometría, se utiliza un procedimiento para definir y dividir el modelo en "pequeños" elementos. En general, un modelo de elementos finitos está definido por una malla, la cual está conformada por elementos y nodos. Los nodos representan puntos en los cuales se calcula el desplazamiento (análisis estructural).

Figura 2. Malla de dientes, hueso alveolar y brackets.

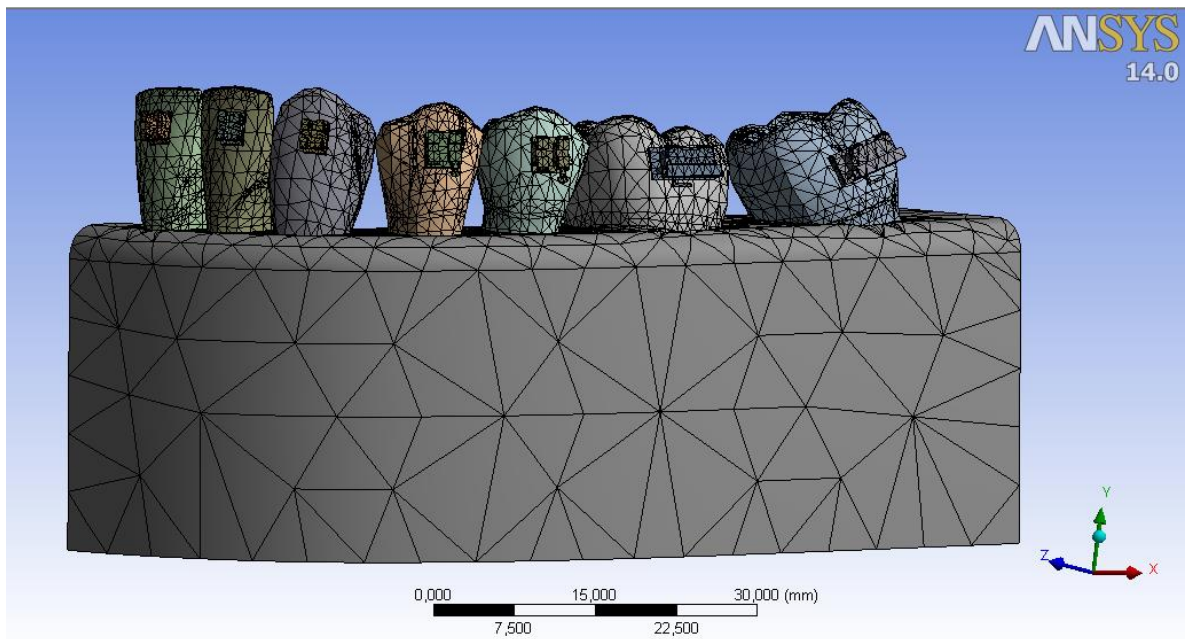


Figura 2A. Malla

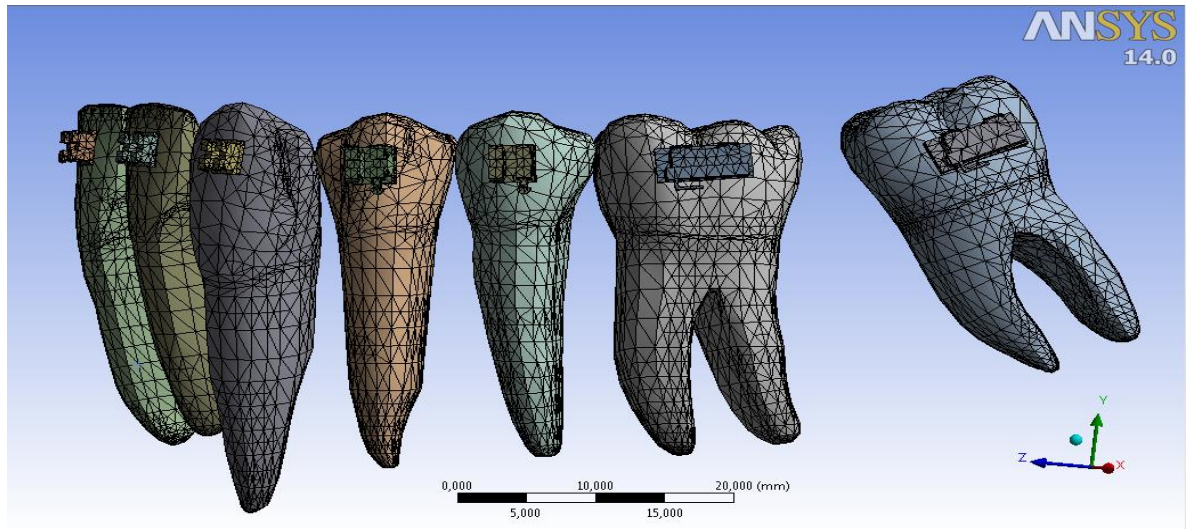


Figura 2B. Malla

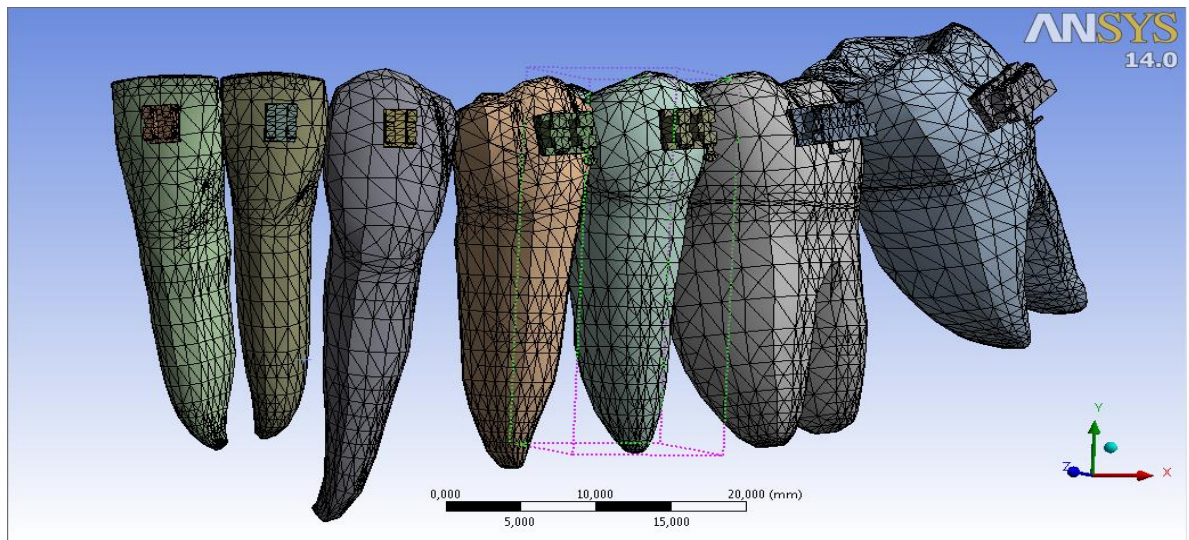


Figura 2C. Malla

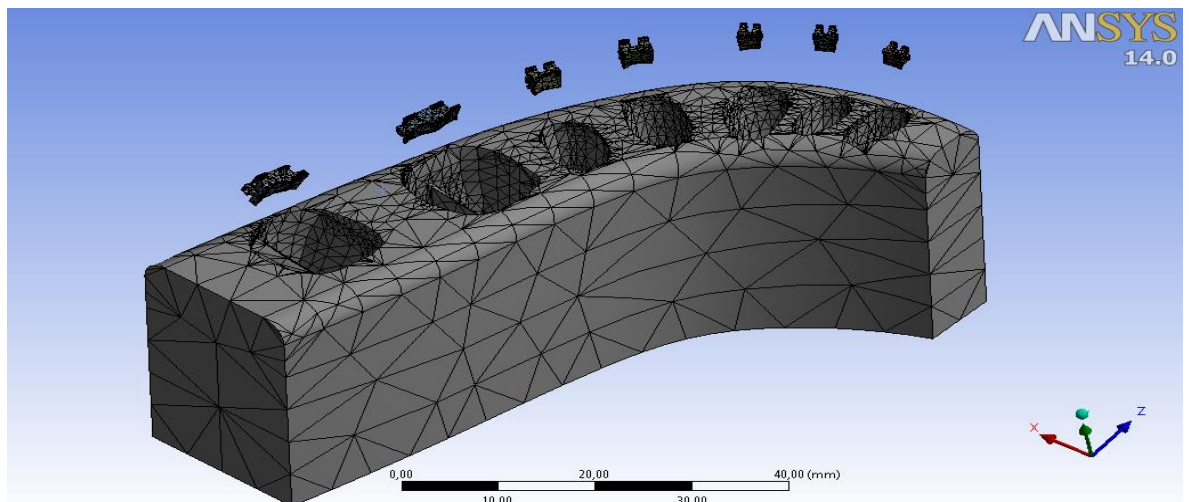


Figura 2D. Malla

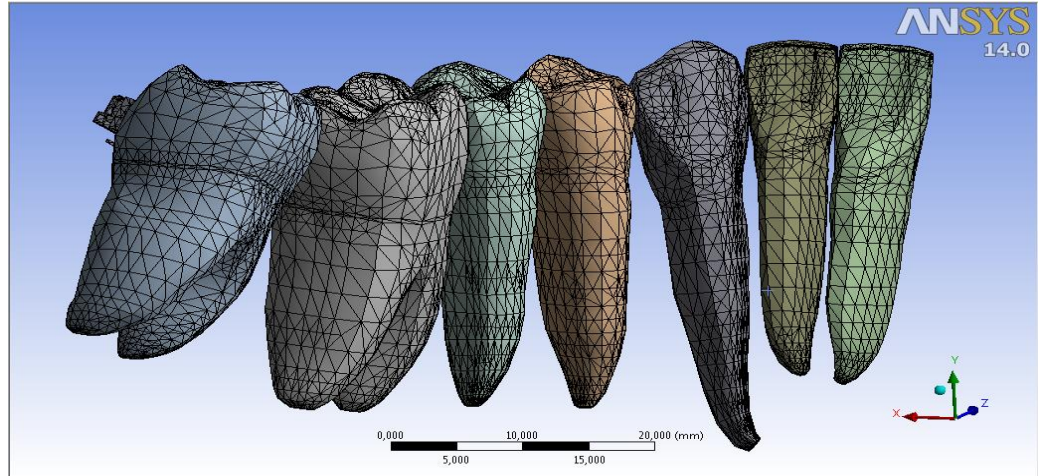


Figura 2E. Malla

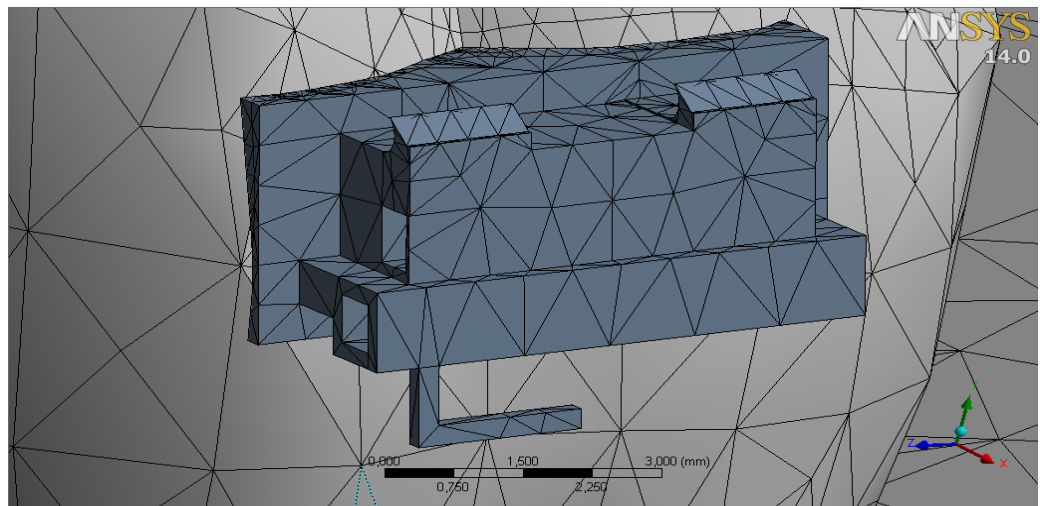


Figura 2F. Malla

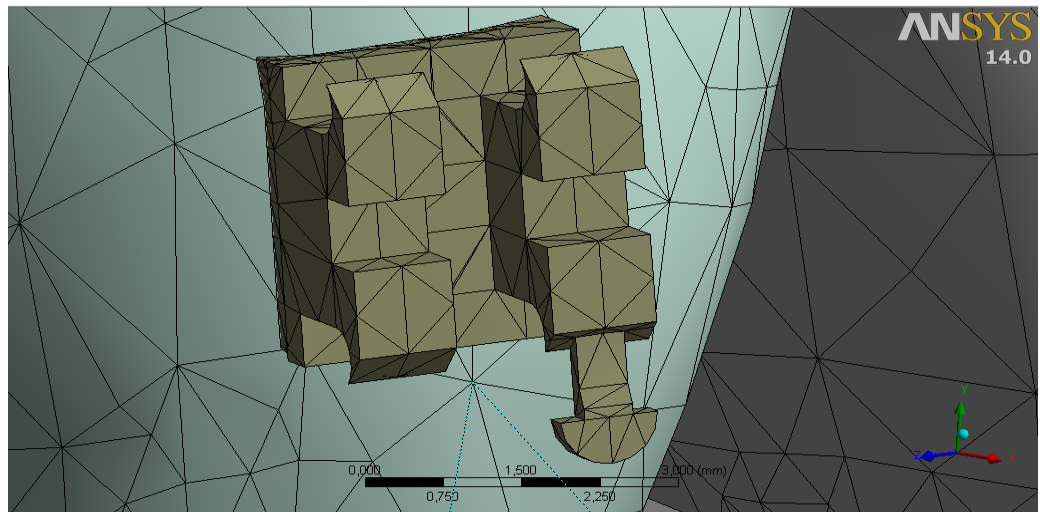
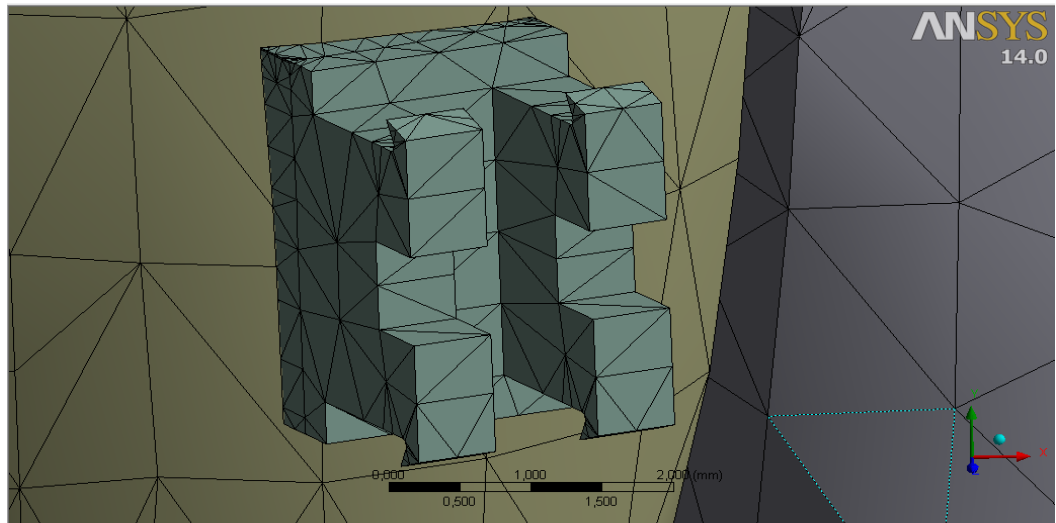


Figura 2G. Malla



3. Aplicación de las propiedades de los materiales (módulo elástico, densidad, memoria de forma entre otros): Los paquetes de FEA enumeran los nodos como una herramienta de identificación. Los elementos están determinados por conjuntos de nodos, y definen propiedades localizadas de masa y rigidez. Los elementos también están definidos por la numeración de la malla, la cual permite referenciar la correspondiente deflexión o esfuerzo (en análisis estructural) para una localización específica.

Figura 3. Aplicación de propiedades del Gummetal y Nitinol.

Outline of Schematic E2, F2, G2, H2, I2, J2: Engineering Data				
A	B	C	D	
Contents of Engineering Data	Source	Description		
Material				
CORTICAL BONE				
GUNMETAL				
HUESO DIENTES MOLARES				
NITINOL				
PERIODONTAL				
SS BRACKETS				
Click here to add a new material				
Properties of Outline Row 3: CORTICAL BONE				
A	B	C	D	E
Property	Value	Unit		
Density	1800	kg m ⁻³		
Isotropic Elasticity				
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio			
Young's Modulus	1,6E+10	Pa		
Poisson's Ratio	0,15			
Bulk Modulus	7,619E+09	Pa		
Shear Modulus	6,9565E+09	Pa		
Tensile Ultimate Strength	150	MPa		
Compressive Ultimate Strength	2,8E+08	Pa		

Figura 3A. Aplicación de propiedades

Outline of Schematic E2, F2, G2, H2, I2, J2: Engineering Data				
	A	B	C	D
1	Contents of Engineering Data	source		Description
2	Material			
3	CORTICAL BONE			
4	GUNMETAL			
5	HUESO DIENTES MOLARES			
6	NITINOL			
7	PERIODONTAL			
8	SS BRACKETS			
*	Click here to add a new material			

Properties of Outline Row 4: GUNMETAL				
	A	B	C	D
1	Property	Value	Unit	
2	Density	8,8	g cm ⁻³	
3	Isotropic Elasticity			
4	Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio		
5	Young's Modulus	40000	MPa	
6	Poisson's Ratio	0,3		
7	Bulk Modulus	9,3333E+10	Pa	
8	Shear Modulus	1,5385E+10	Pa	
9	Tensile Yield Strength	120	MPa	
10	Compressive Yield Strength	9,3E+08	Pa	
11	Tensile Ultimate Strength	230	MPa	
12	Compressive Ultimate Strength	0	Pa	
13	Isotropic Thermal Conductivity	21,9	W m ⁻¹ C ⁻¹	
14	Specific Heat	522	J kg ⁻¹ C ⁻¹	
15	Isotropic Relative Permeability	1		
16	Isotropic Resistivity	1,7E-06	ohm m	

Figura 3B. Aplicación de propiedades

Outline of Schematic E2, F2, G2, H2, I2, J2: Engineering Data				
	A	B	C	D
1	Contents of Engineering Data	source		Description
3	CORTICAL BONE			
4	GUNMETAL			
5	HUESO DIENTES MOLARES			
6	NITINOL			
7	PERIODONTAL			
8	SS BRACKETS			
*	Click here to add a new material			

Properties of Outline Row 8: SS BRACKETS				
	A	B	C	D
1	Property	Value	Unit	
2	Density	7750	kg m ⁻³	
3	Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion			
4	Coefficient of Thermal Expansion	1,7E-05	C ⁻¹	
5	Reference Temperature	22	C	
6	Isotropic Elasticity			
7	Derive from	Young's Modulus and Poisson's R...		
8	Young's Modulus	1,93E+11	Pa	
9	Poisson's Ratio	0,31		
10	Bulk Modulus	1,693E+11	Pa	
11	Shear Modulus	7,3664E+10	Pa	
12	Tensile Yield Strength	2,07E+08	Pa	
13	Compressive Yield Strength	2,07E+08	Pa	
14	Tensile Ultimate Strength	5,86E+08	Pa	
15	Compressive Ultimate Strength	0	Pa	
16	Isotropic Thermal Conductivity	15,1	W m ⁻¹ C ⁻¹	
17	Specific Heat	480	J kg ⁻¹ C ⁻¹	
18	Isotropic Relative Permeability	1		

Figura 3C. Aplicación de propiedades

Outline of Schematic E2, F2, G2, H2, I2, J2: Engineering Data				
	A	B	C	D
1	Contents of Engineering Data	source		Description
2	Material			
3	CORTICAL BONE			
4	GUNMETAL			
5	HUESO DIENTES MOLARES			
6	NITINOL			
7	PERIODONTAL			
8	SS BRACKETS			
*	Click here to add a new material			

Properties of Outline Row 5: HUESO DIENTES MOLARES				
	A	B	C	D
1	Property	Value	Unit	
2	Density	2,37	g cm ⁻³	
3	Isotropic Elasticity			
4	Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio		
5	Young's Modulus	84300	MPa	
6	Poisson's Ratio	0,15		
7	Bulk Modulus	4,0143E+10	Pa	
8	Shear Modulus	3,6652E+10	Pa	

Figura 3D. Aplicación de propiedades

Outline of Schematic E2, F2, G2, H2, I2, J2: Engineering Data				
	A	B	C	D
1	Contents of Engineering Data	source		Description
2	Material			
3	CORTICAL BONE			
4	GUNMETAL			
5	HUESO DIENTES MOLARES			
6	NITINOL			

Properties of Outline Row 6: NITINOL				
	A	B	C	D
1	Property	Value	Unit	
2	Density	6,45	g cm ⁻³	
3	Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion			
4	Coefficient of Thermal Expansion	9,4E-06	C ⁻¹	
5	Reference Temperature	22	C	
6	Isotropic Elasticity			
7	Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio		
8	Young's Modulus	40000	MPa	
9	Poisson's Ratio	0,33		
10	Bulk Modulus	3,9216E+10	Pa	
11	Shear Modulus	1,5038E+10	Pa	
12	Tensile Yield Strength	70	MPa	
13	Compressive Yield Strength	9,3E+08	Pa	
14	Tensile Ultimate Strength	895	MPa	
15	Compressive Ultimate Strength	0	Pa	
16	Isotropic Thermal Conductivity	21,9	W m ⁻¹ C ⁻¹	
17	Specific Heat	522	J kg ⁻¹ C ⁻¹	
18	Isotropic Relative Permeability	1		
19	Isotropic Resistivity	1,7E-06	ohm m	

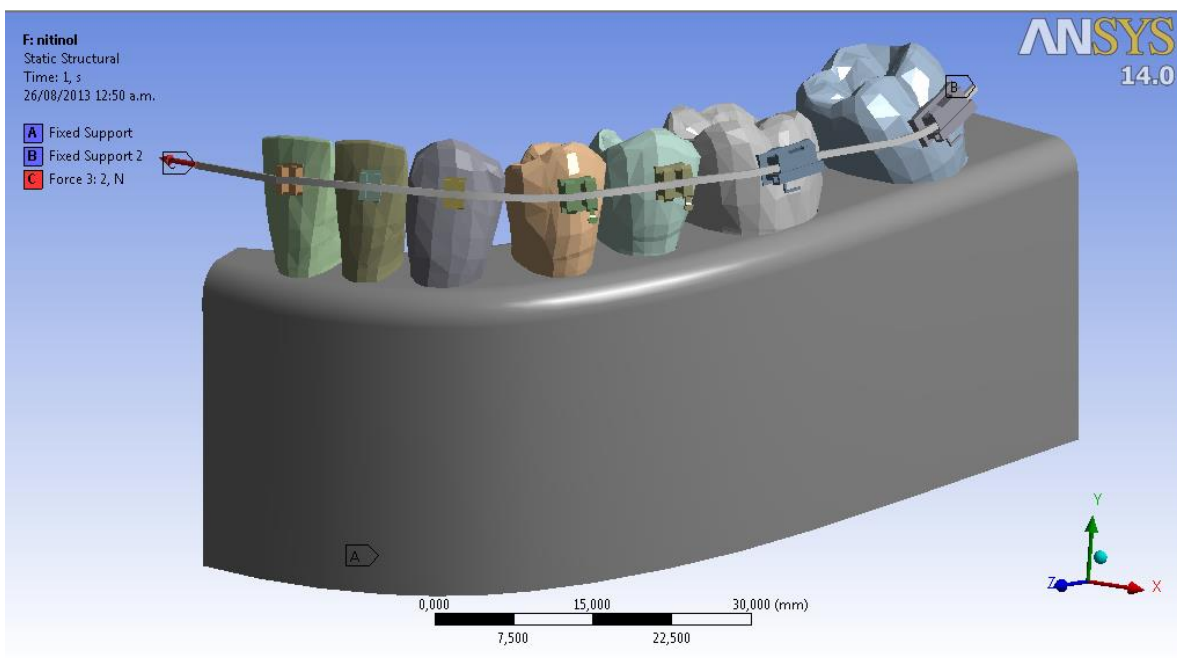
4. Aplicación de las cargas (fuerzas, momentos, temperatura): En la siguiente etapa en el proceso de análisis de elementos finitos se lleva a cabo una serie de procesos computacionales que involucran fuerzas aplicadas, y las propiedades de los elementos de donde producir un modelo de solución.

Condiciones de carga Caso 1-Alambre (Igual para alambre de nitinol y gummetal)

La diferencia radica en el momento de reacción con respecto al eje X, que es el que define el momento par que deberá ser usado para someter la pieza dental a movimiento. Para el caso de NITINOL el momento de reacción con respecto a X es de 4.33 N*mm, mientras que para el gummetal bajo las mismas condiciones se genera un momento de reacción con respecto al eje x en la última pieza dental con rotación de 18° con respecto a la horizontal, es de 4,03N*mm.

La ecuación que calcula las fuerzas a utilizar como momento para para la rotación de la pieza dental está dada por $F=Mr/3$, en donde la fuerza en una tercera parte del momento de reacción encontrado en la primer simulación del alambre, que para cada caso varia, dividido en 3mm que es el ancho del bracket y la distancia bajo la cual se ejerce momento por las dos fuerzas.

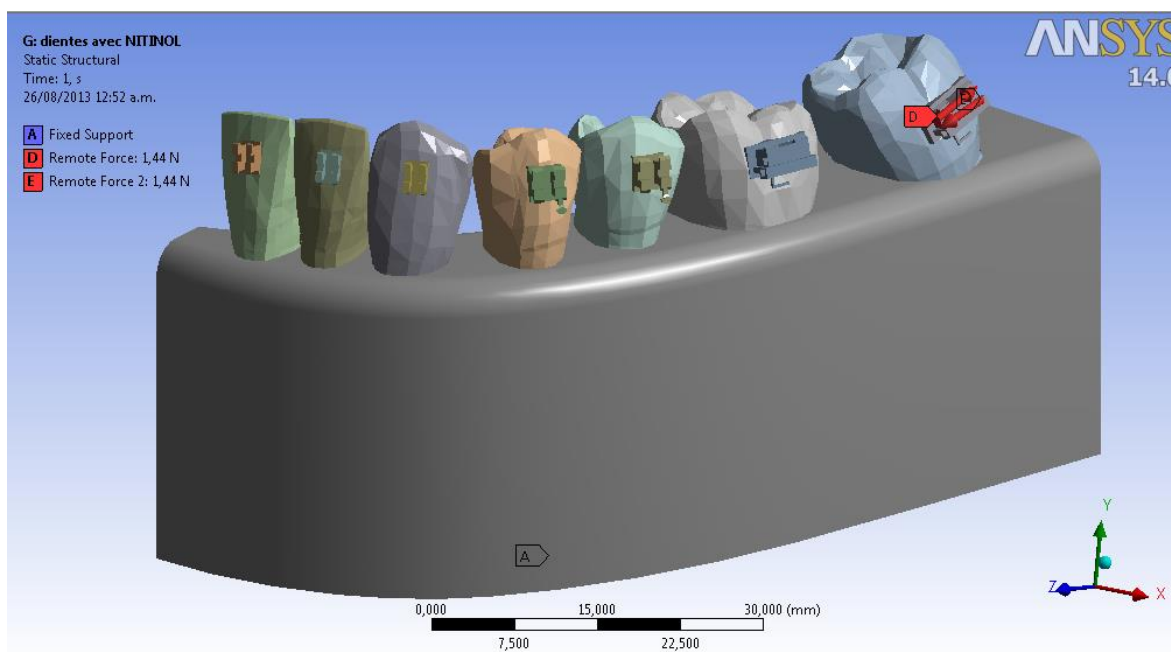
Figura 4. Aplicación de Carga.

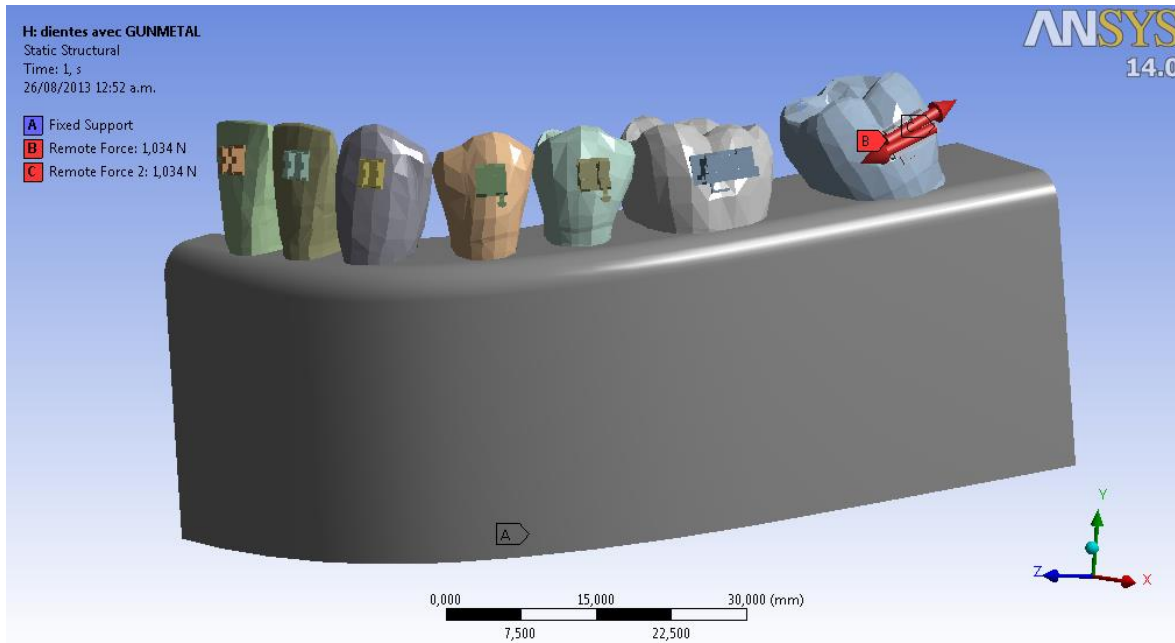


Condiciones de carga Caso 2- dientes, brackets, hueso mandibular (Condiciones de carga iguales pero valores de carga diferentes)

CASO 1: NITINOL

Figura 5. Aplicación de Carga. Caso 1





- Definición de las condiciones de frontera (restricción de movimiento de los cuerpos): En una simulación estructural el análisis de elementos finitos ayuda a producir visualizaciones de rigidez y fuerza y además ayuda a minimizar peso, materiales y costos. El análisis de elementos finitos permite una detallada visualización de en donde las estructuras se doblan o tuercen, e indica la distribución del esfuerzo y los desplazamientos.
- Proceso computacional de la solución (esfuerzos, deformaciones, precisiones): Tal análisis estructural permite la determinación de efectos como lo son las deformaciones, estiramiento o *estrés* que son causados por fuerzas estructurales aplicadas como lo son la fuerza, la presión y la gravedad.

7. **VISUALIZACIÓN DE LOS RESULTADO:** Estos resultados entonces pueden ser estudiados utilizando herramientas visuales dentro del ambiente de FEA para ver y para identificar completamente las implicaciones del análisis. Herramientas numéricas y gráficas permiten la localización precisa de información como esfuerzos y deformaciones a ser identificadas.

RESULTADOS GUMMETAL

Figura 7. Esfuerzo Alambre Gummetal

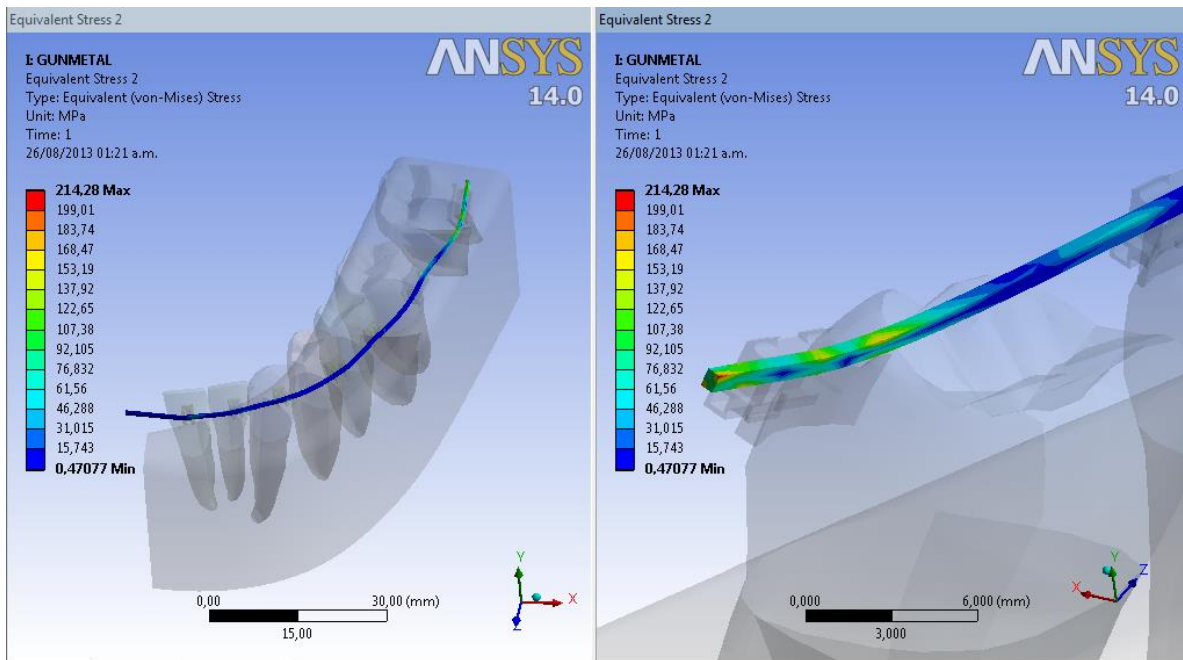


Figura 8. Deformación Unitaria Alambre Gummetal

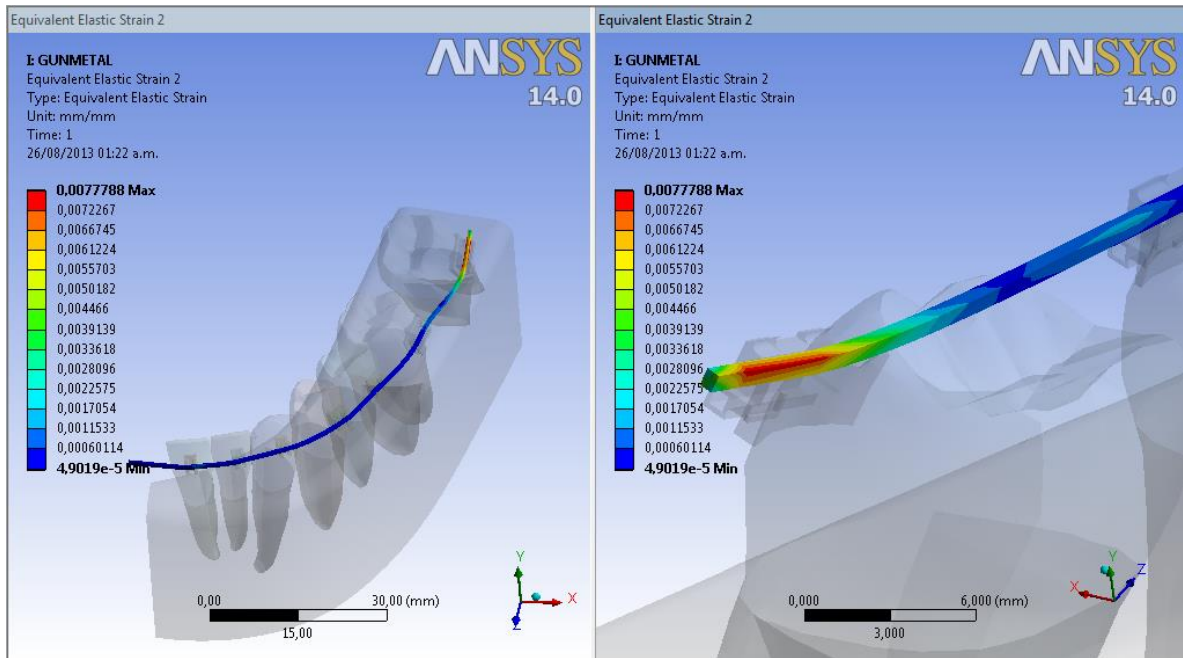


Figura 9. Deformación Unitaria Alambre Gummetal Direccional X

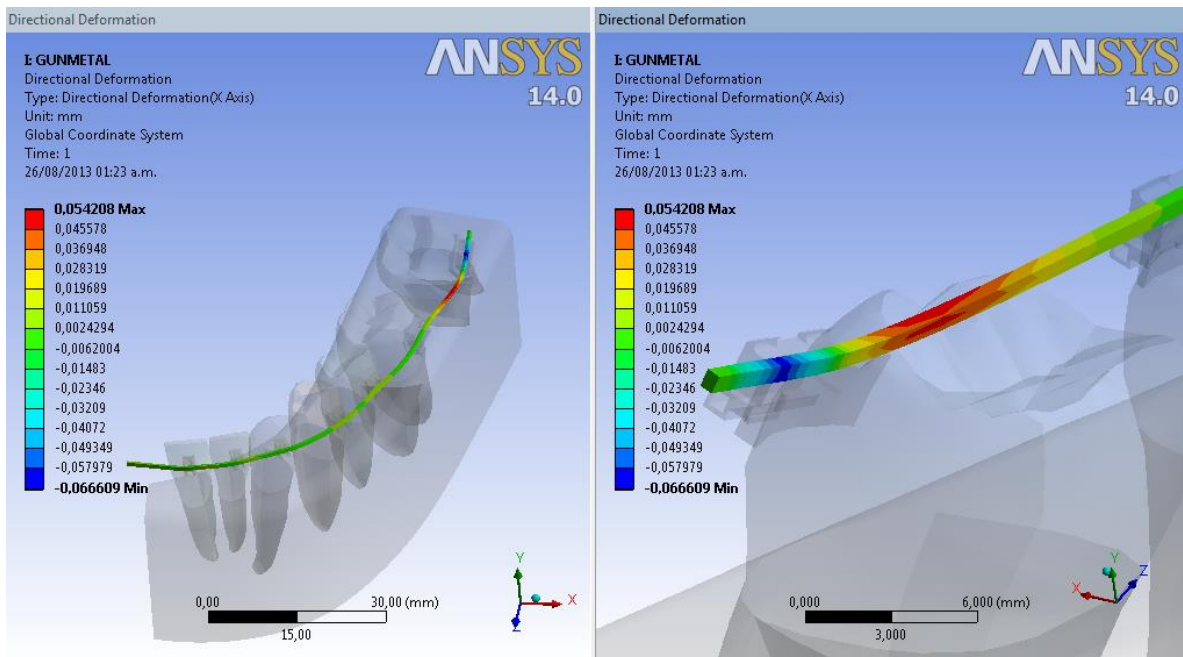


Figura 10. Deformación Unitaria Alambre Gummetal Direccional Y

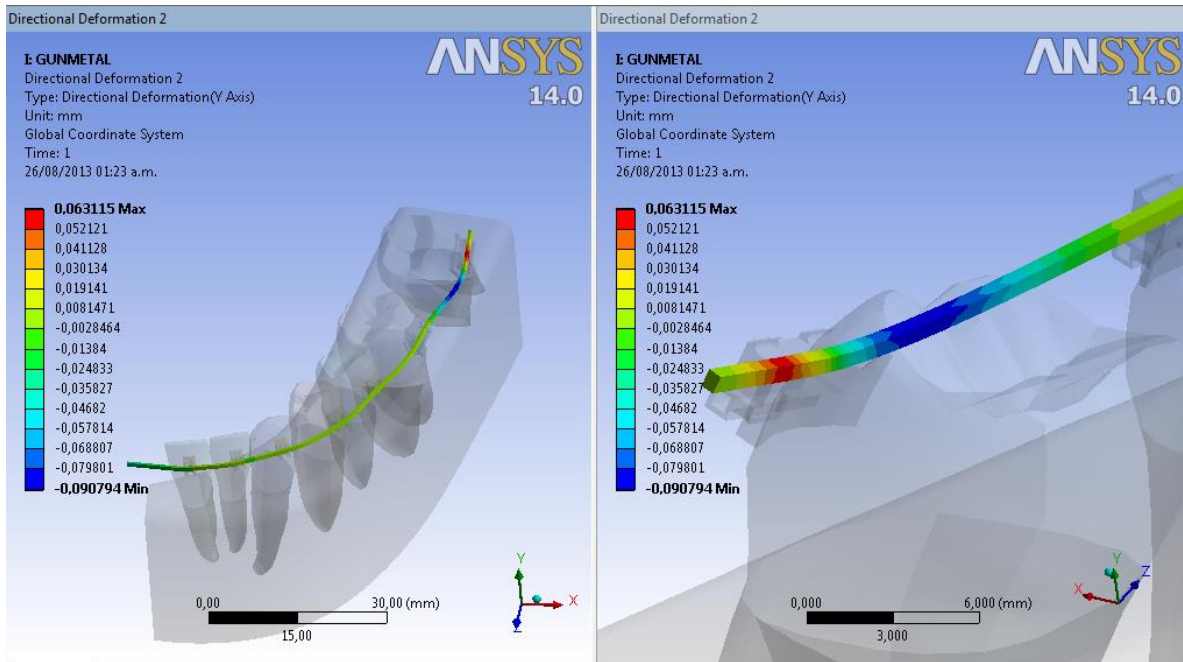


Figura 11. Deformación Unitaria Alambre Gummetal Direccional Z

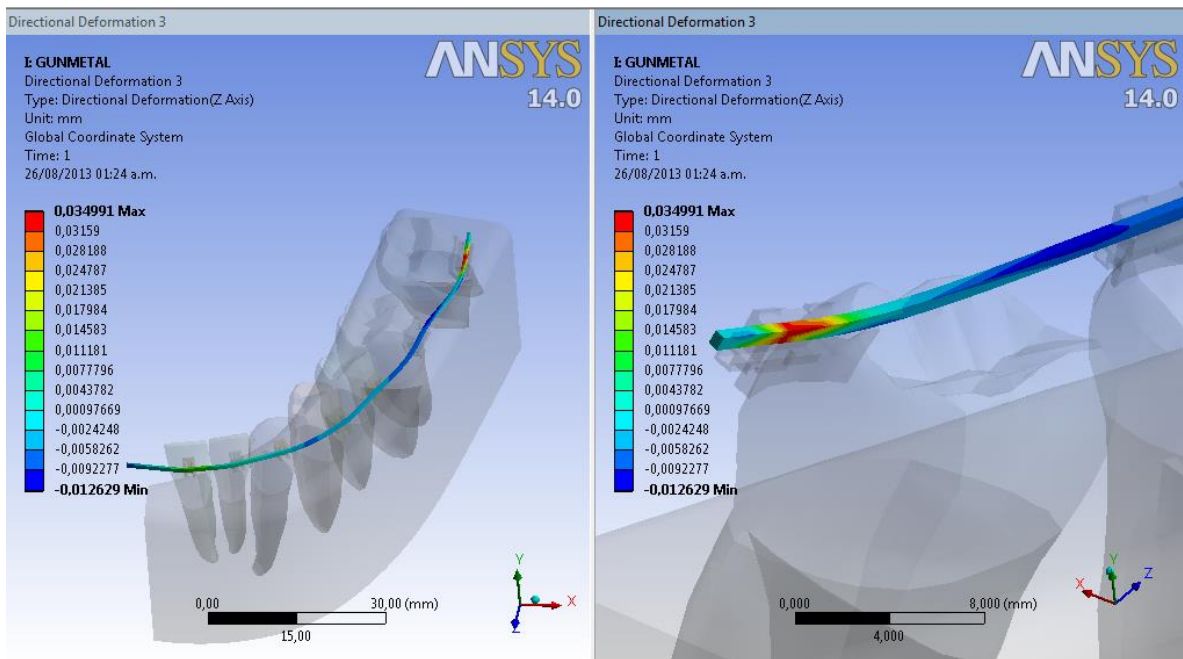


Figura 12. Esfuerzo Molar con Alambre Gummetal

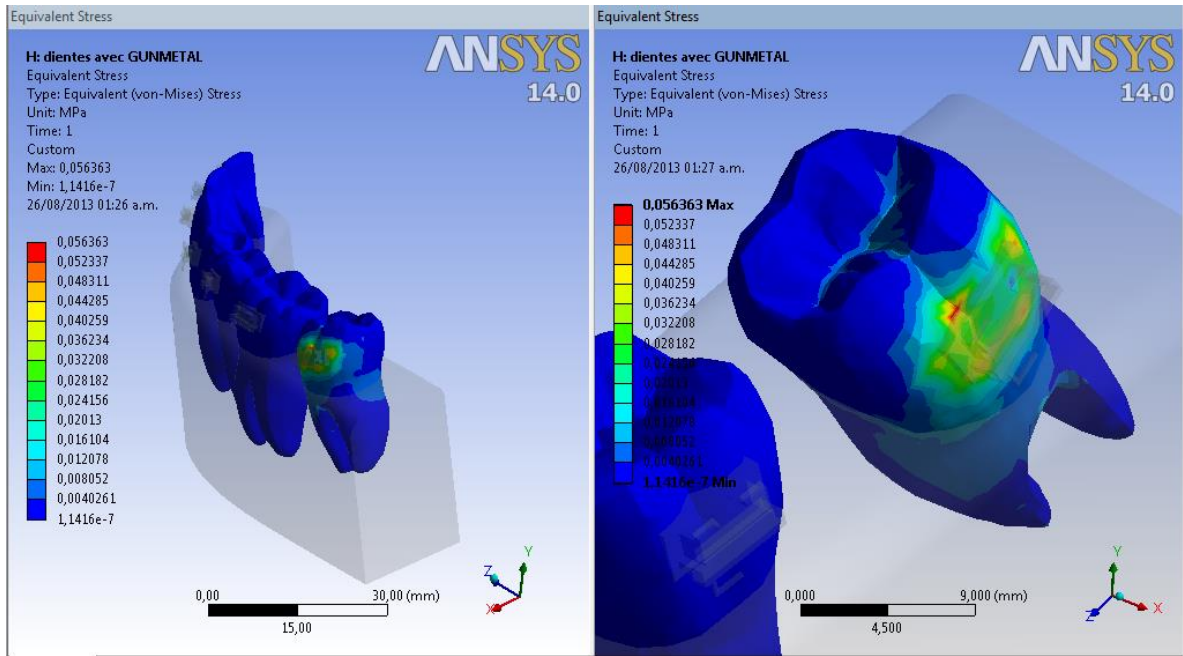


Figura 13. Deformación Unitaria Molar con Alambre Gummetal

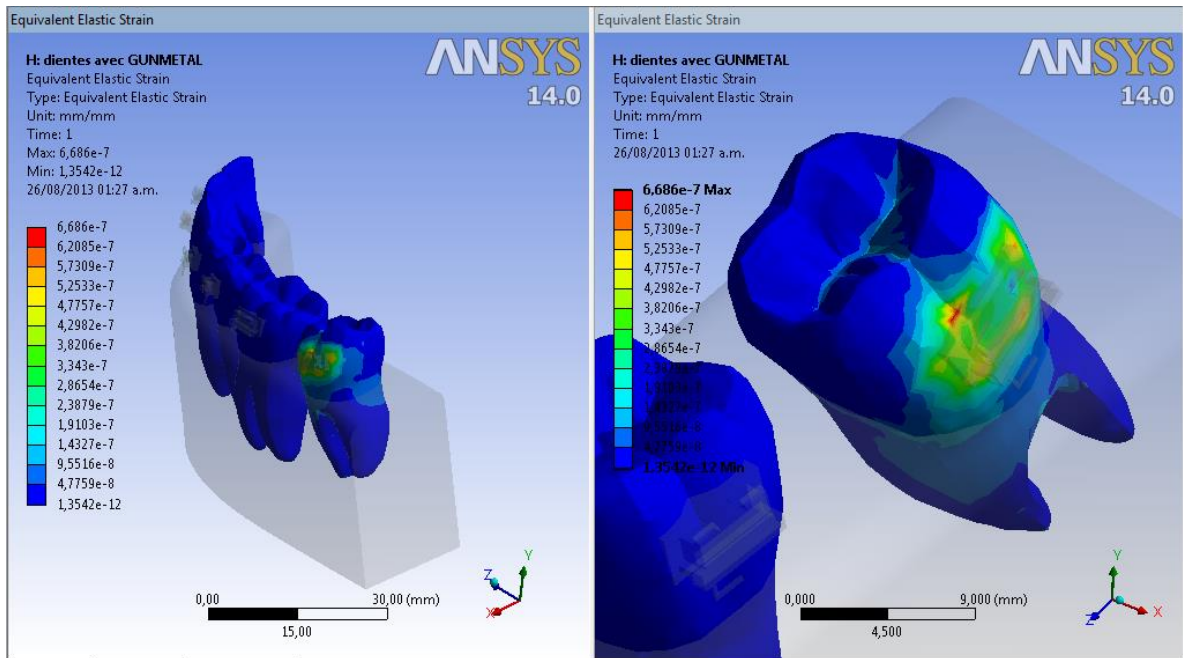


Figura 14. Esfuerzo Hueso Mandibular con Alambre Gummetal

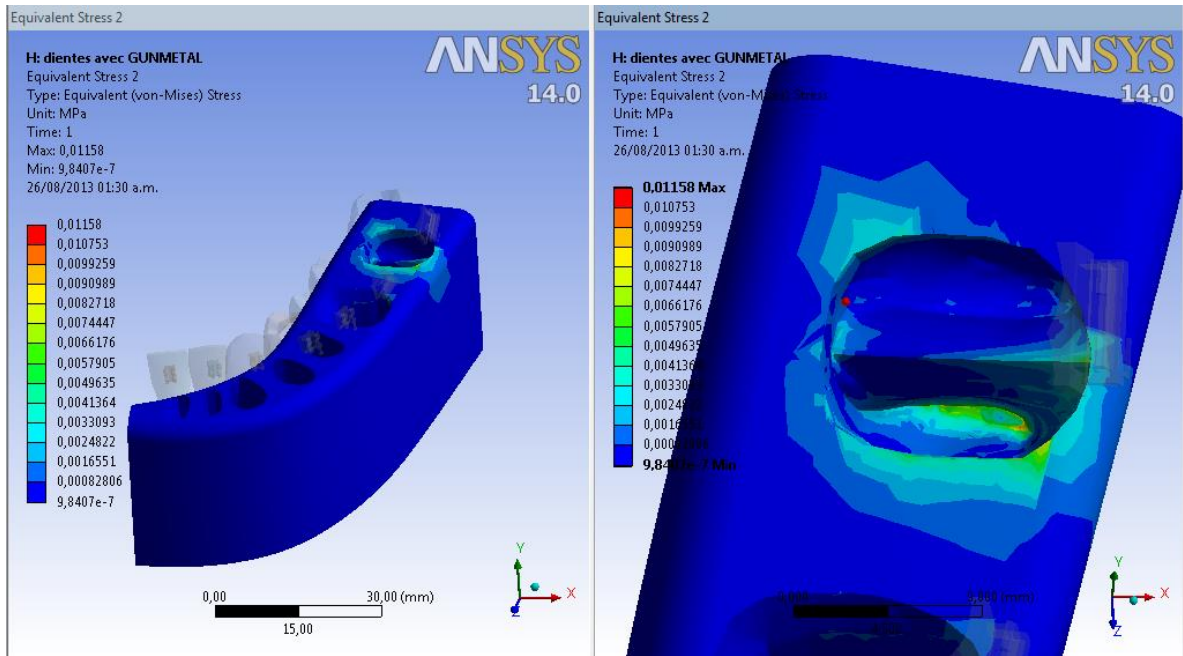


Figura 15. Deformación Unitaria Hueso Mandibular con Alambre Gummetal

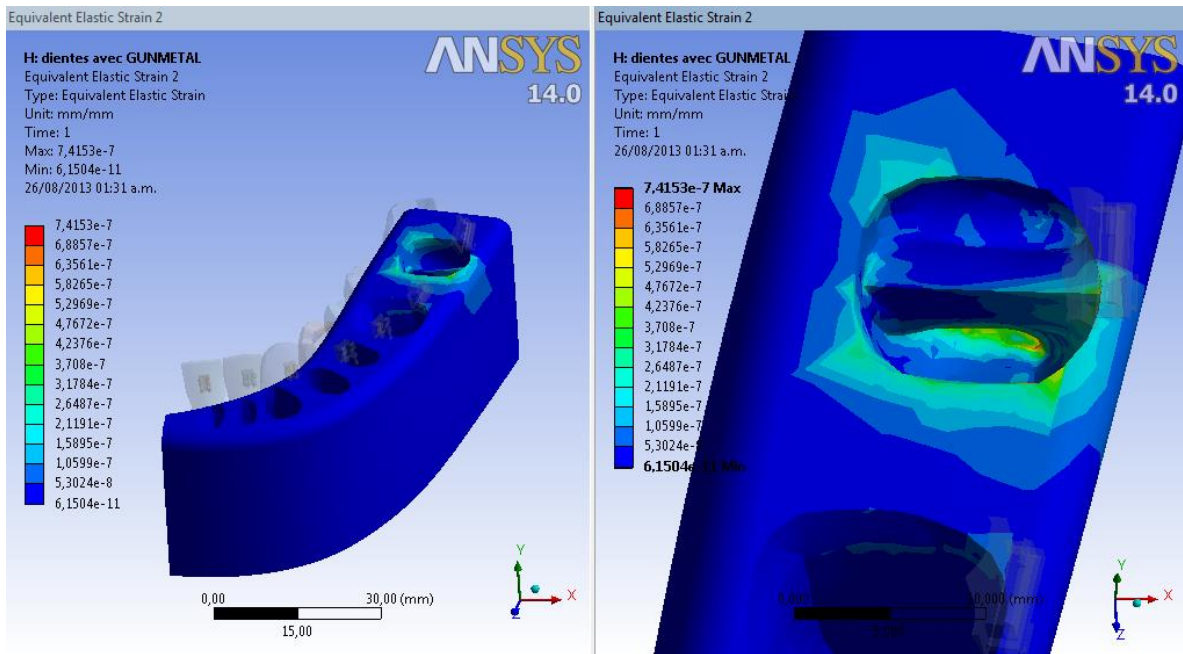


Figura 16. Deformación Unitaria Hueso Mandibular con Alambre Gummetal Direccional X

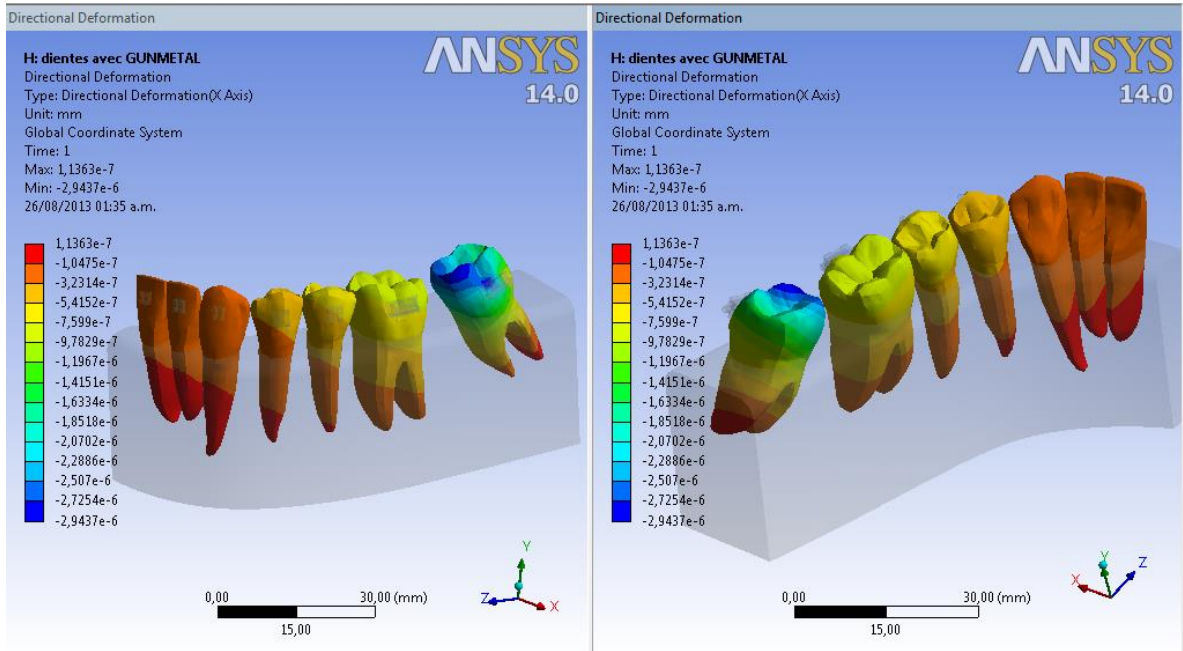


Figura 17. Deformación Unitaria Hueso Mandibular con Alambre Gummetal Direccional Y

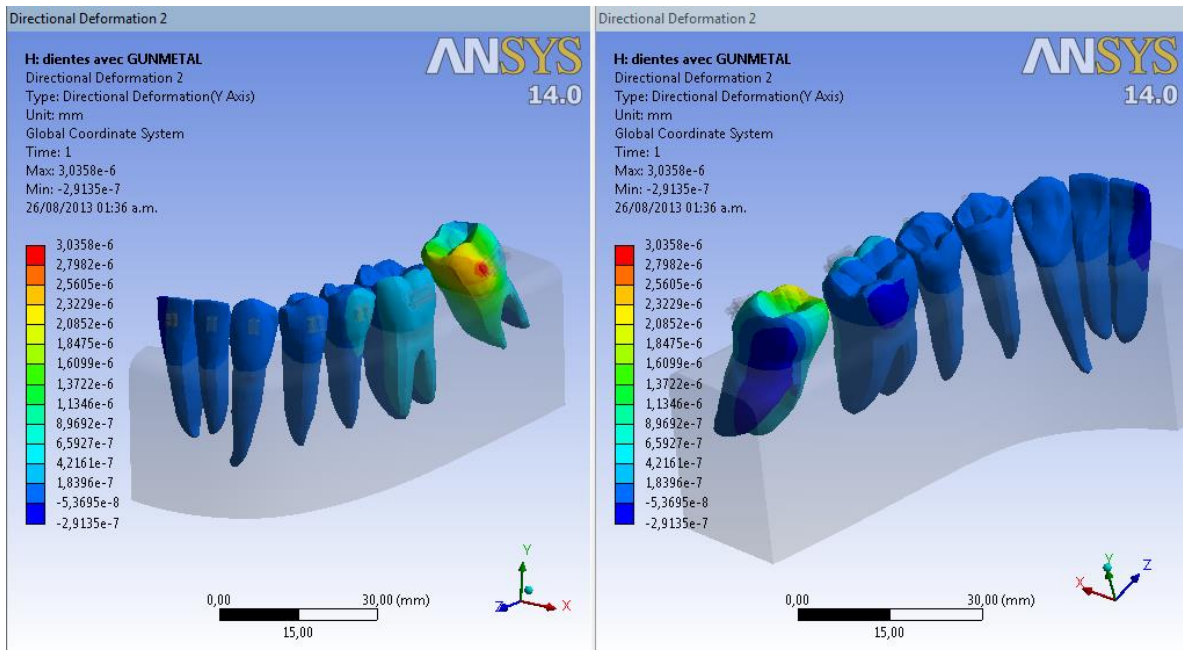


Figura 18. Deformación Unitaria Hueso Mandibular con Alambre Gummetal Direccional Z

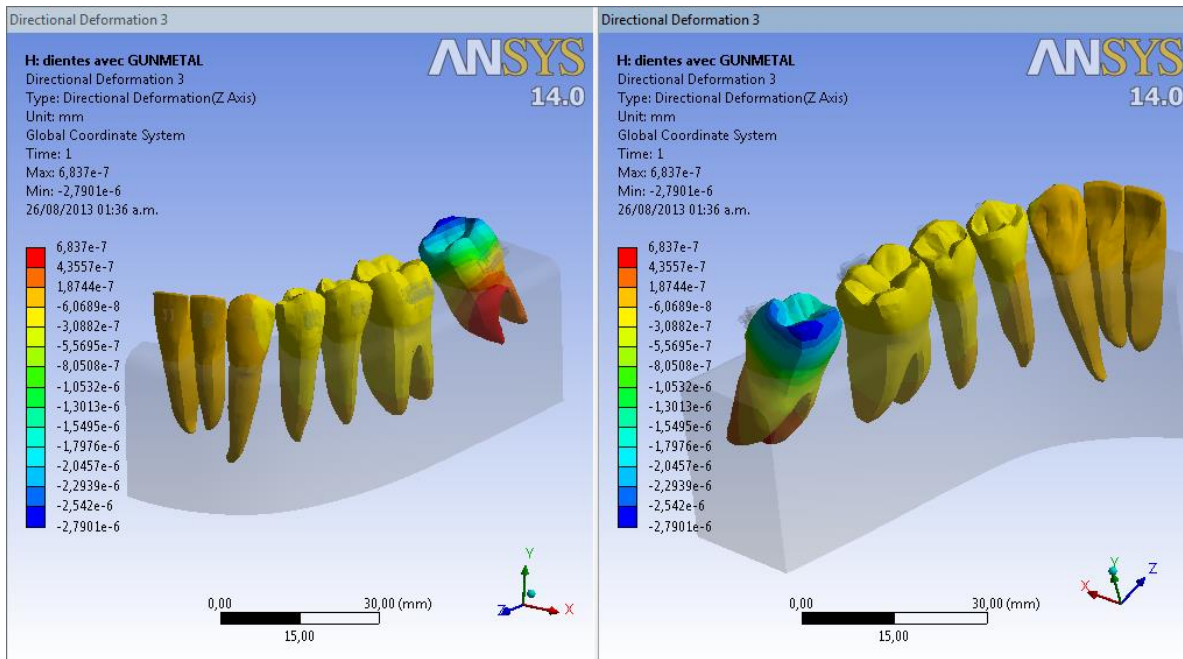


Figura 19. Esfuerzo Tubo Molar con Gummetal

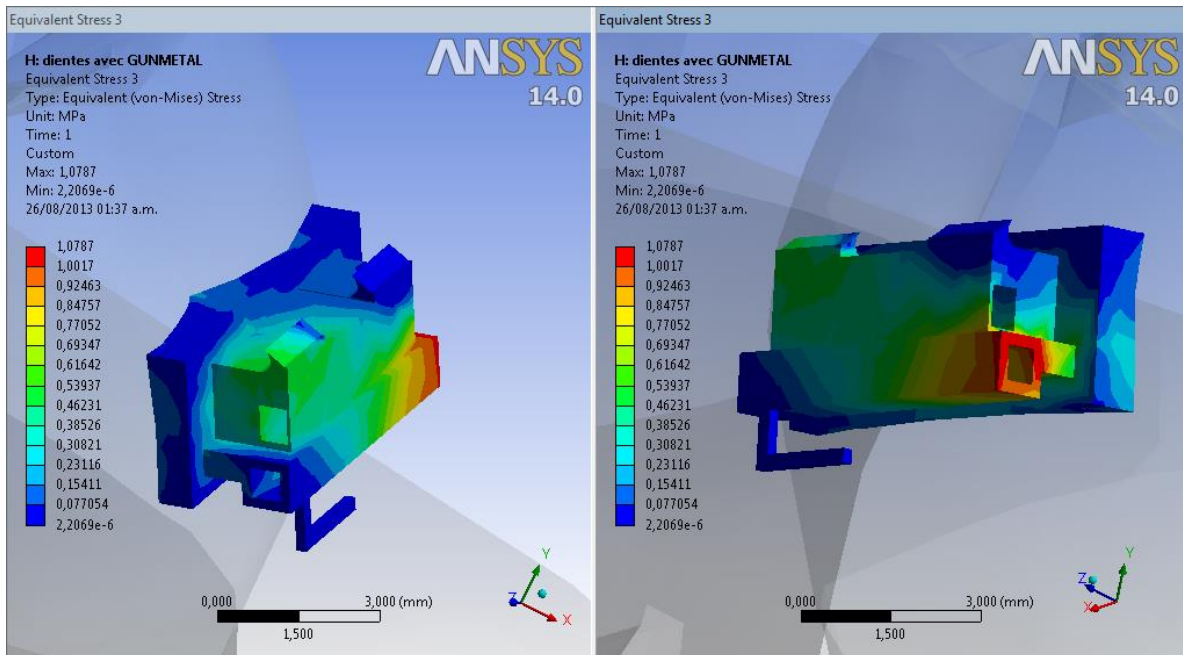
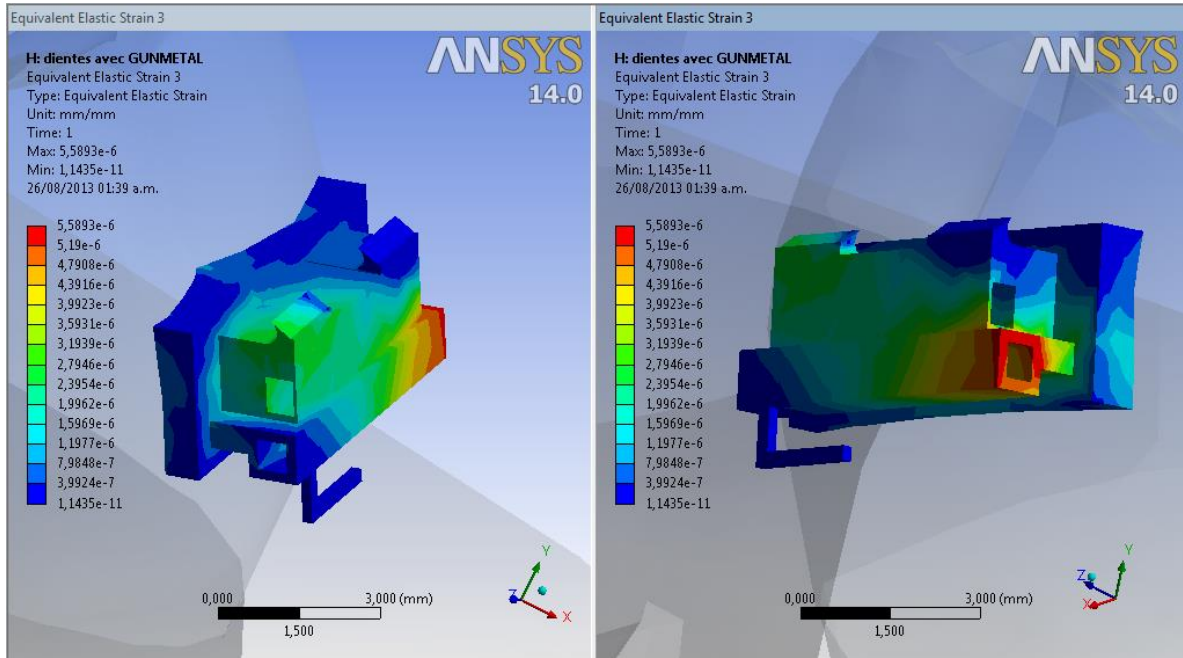


Figura 20. Deformación Unitaria Tubo Molar con Gummetal



RESULTADOS DIENTES NITINOL

Figura 21. Esfuerzo Alambre Nitinol

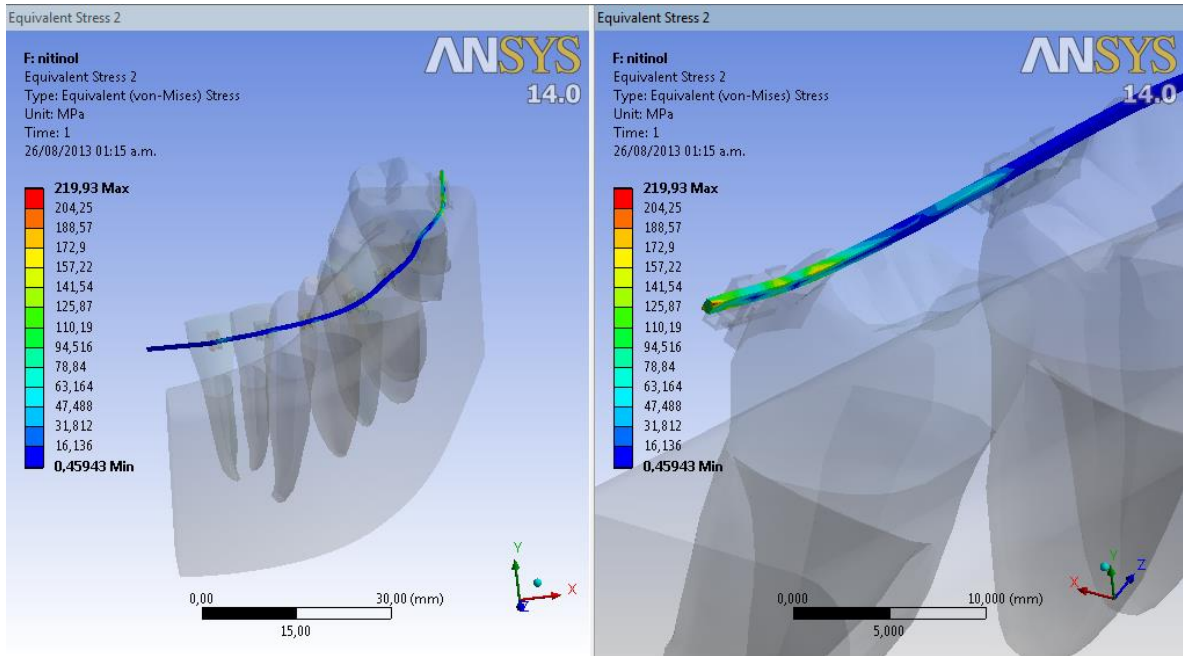


Figura 22. Deformación Unitaria Alambre Nitinol

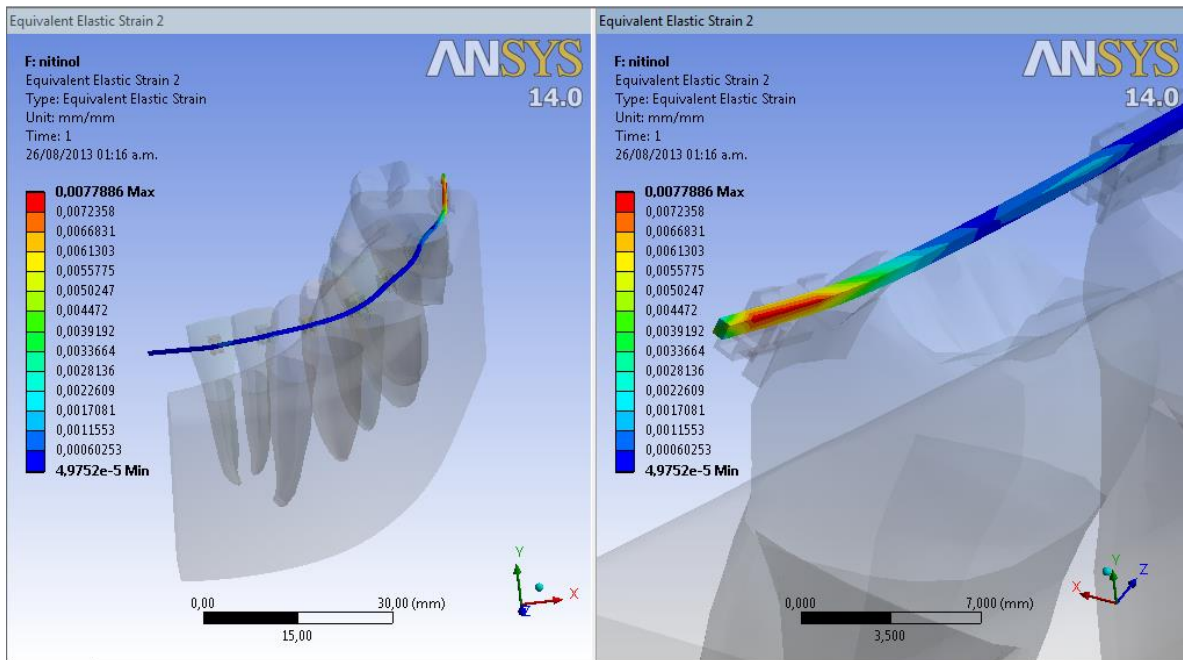


Figura 23. Deformación Unitaria Alambre Nitinol Direccional X

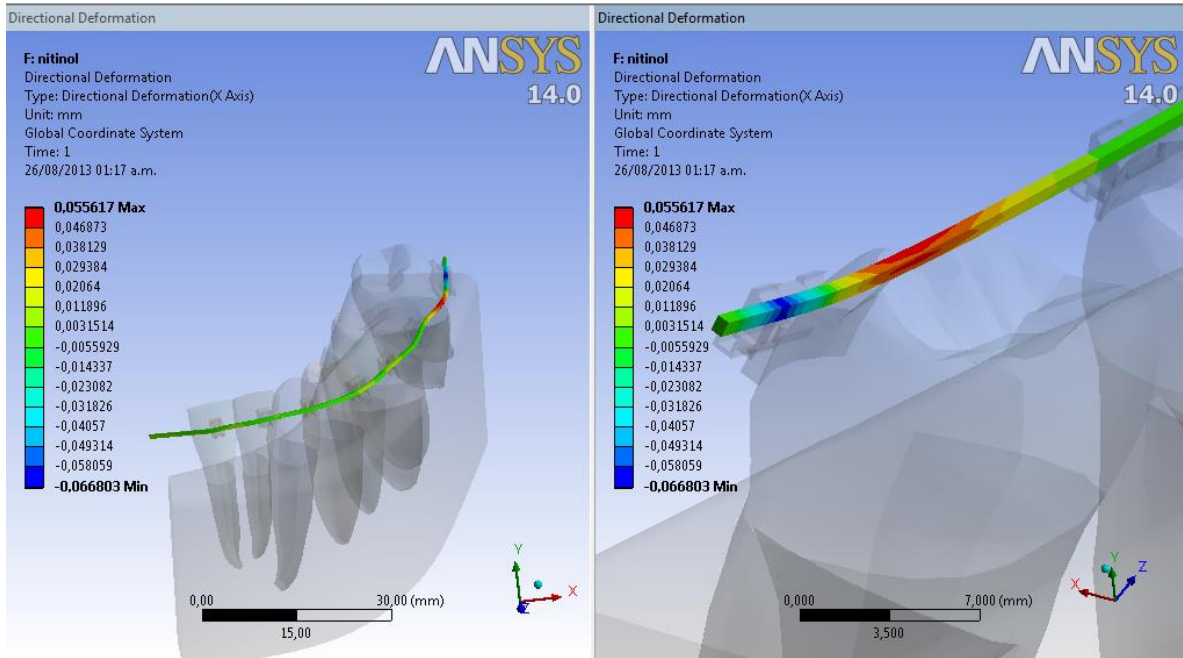


Figura 24. Deformación Unitaria Alambre Nitinol Direccional Y

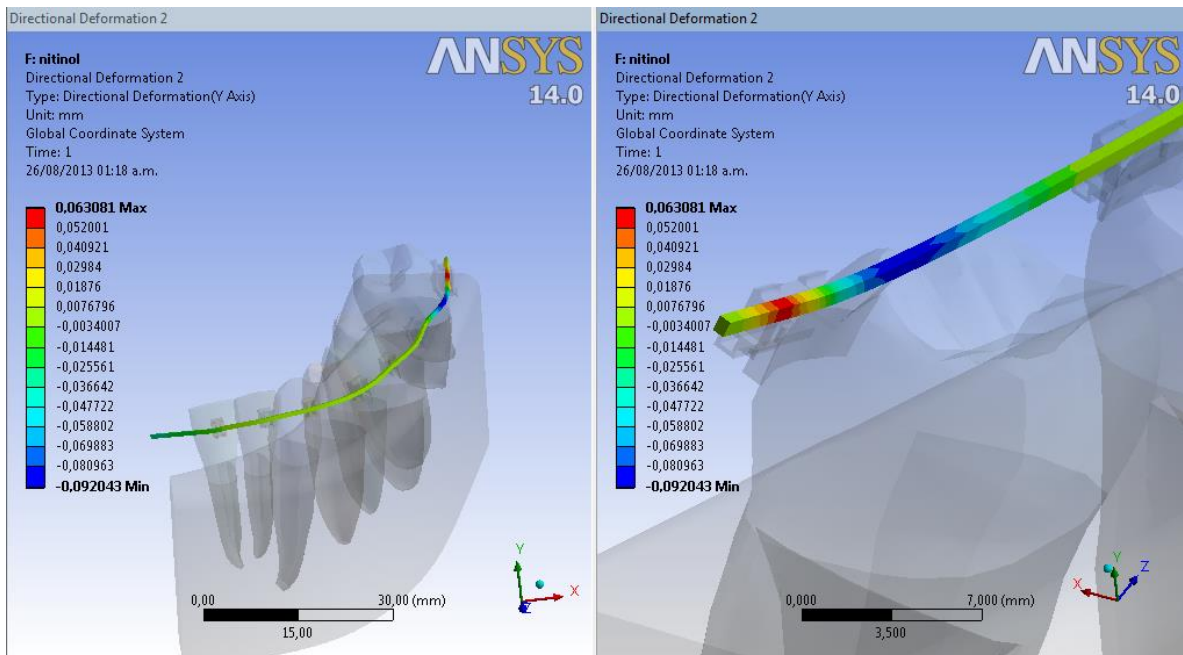


Figura25. Deformación Unitaria Alambre Nitinol Direccional Z

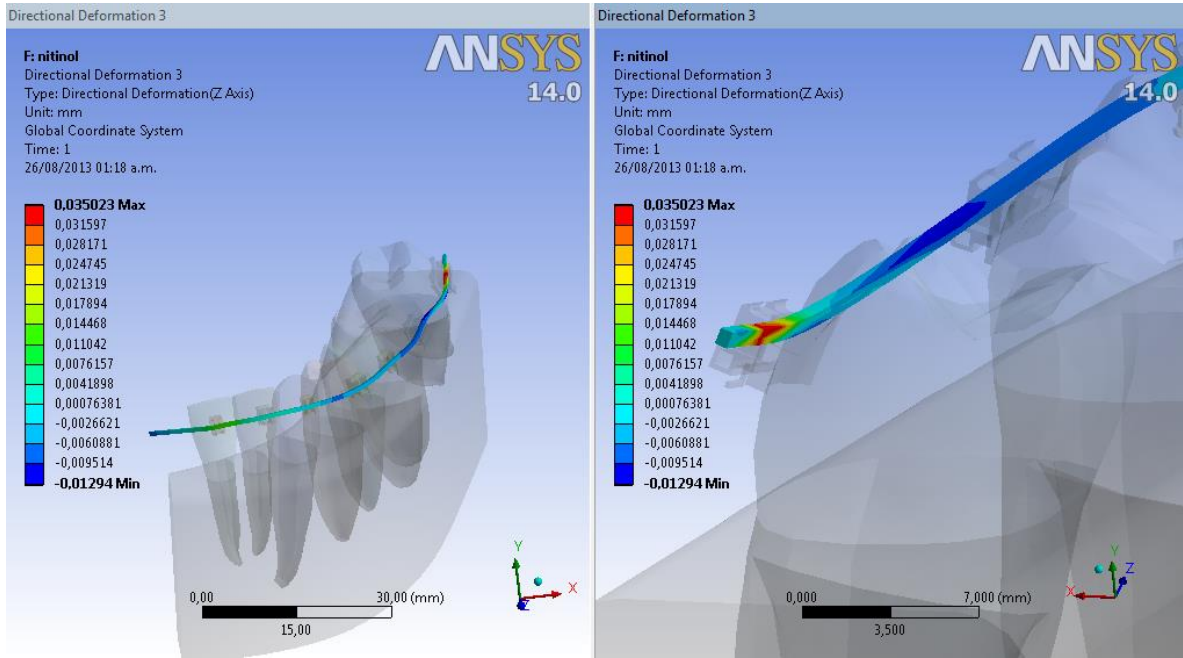


Figura 26. Esfuerzo en Dientes con Nitinol

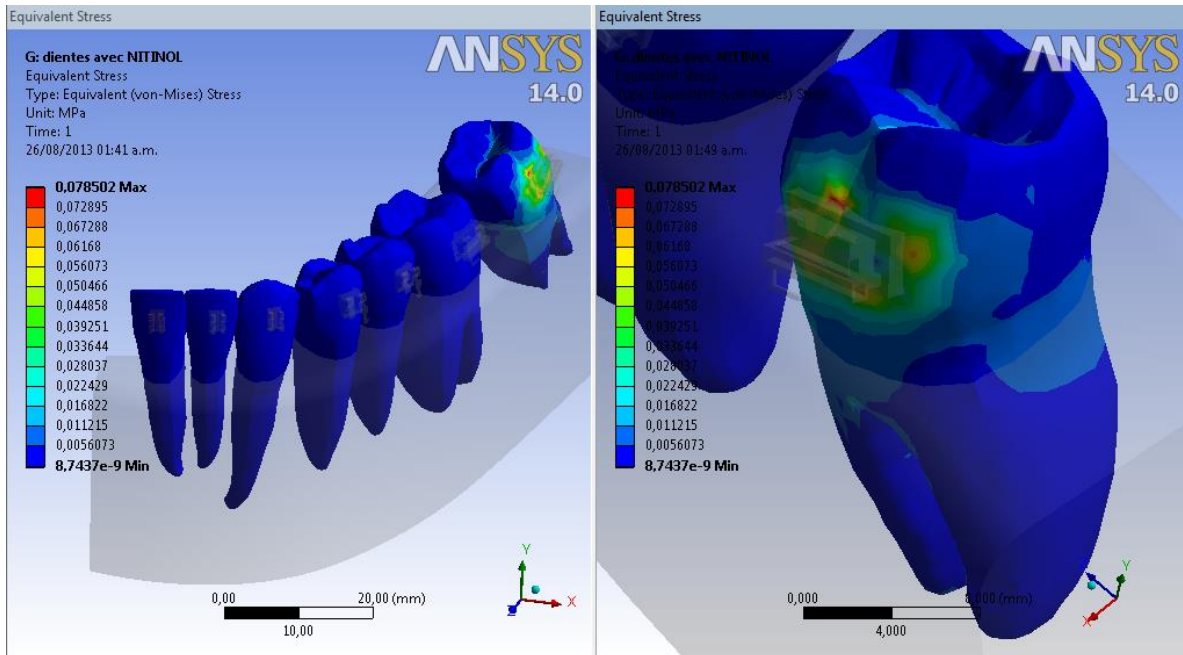


Figura 27. Deformación Unitaria en Dientes con Nitinol

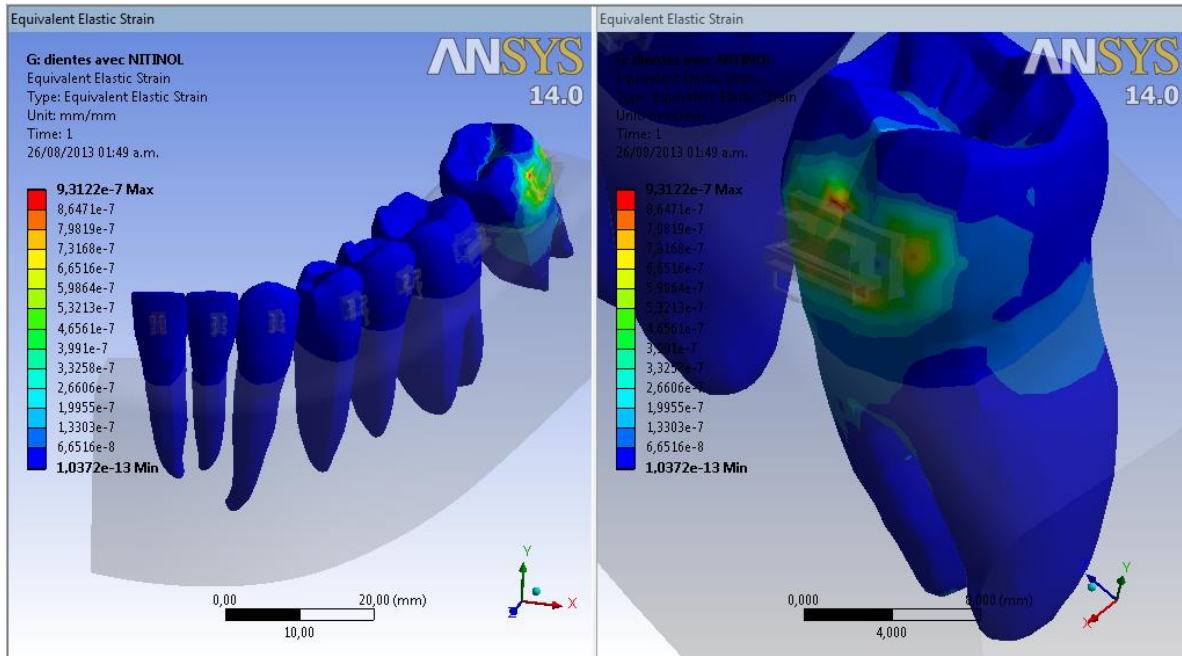


Figura 28. Esfuerzo Hueso Alveolar con Nitinol

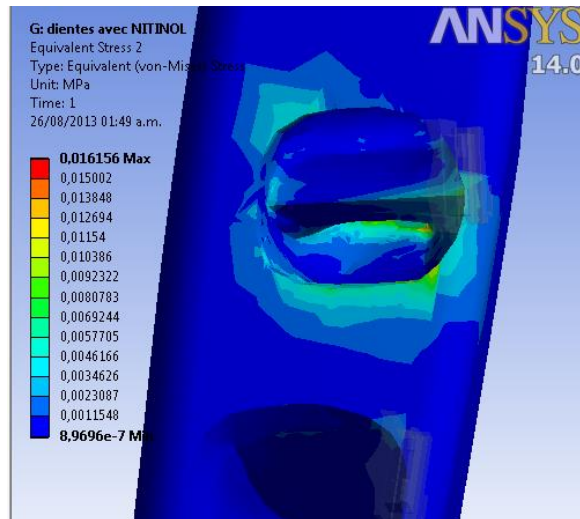


Figura 29. Deformación Unitaria Hueso Alveolar con Nitinol

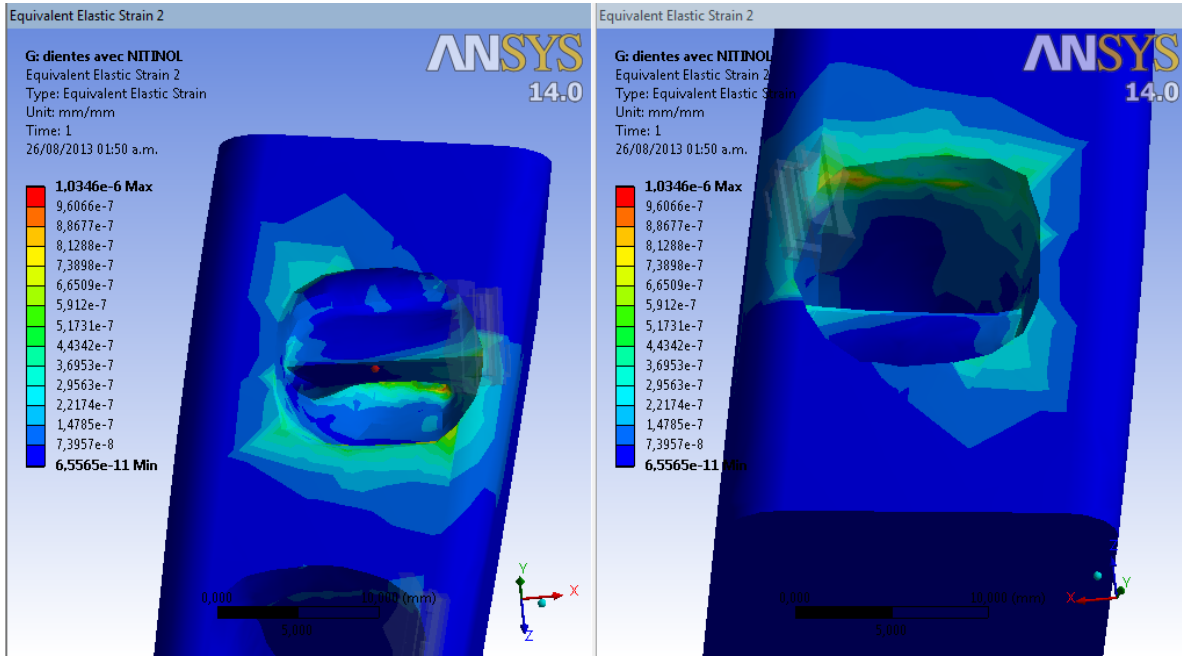


Figura 30. Deformación Unitaria Hueso Alveolar con Nitinol Direccional X

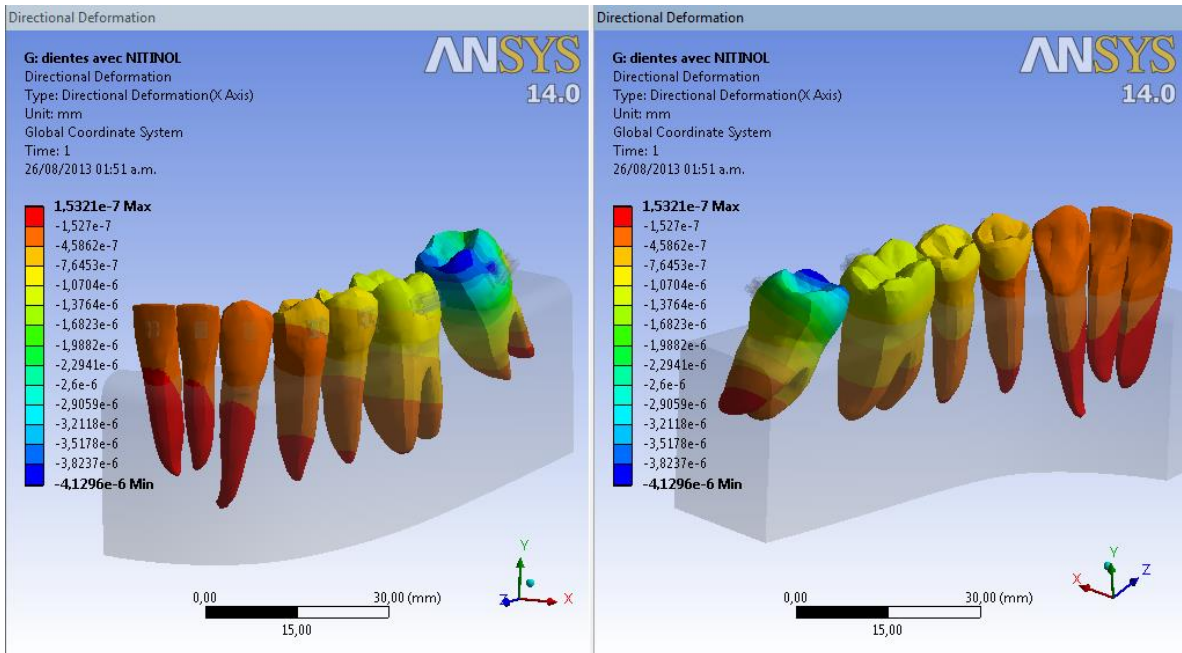


Figura 31. Deformación Unitaria Hueso Alveolar con Nitinol Direccional X

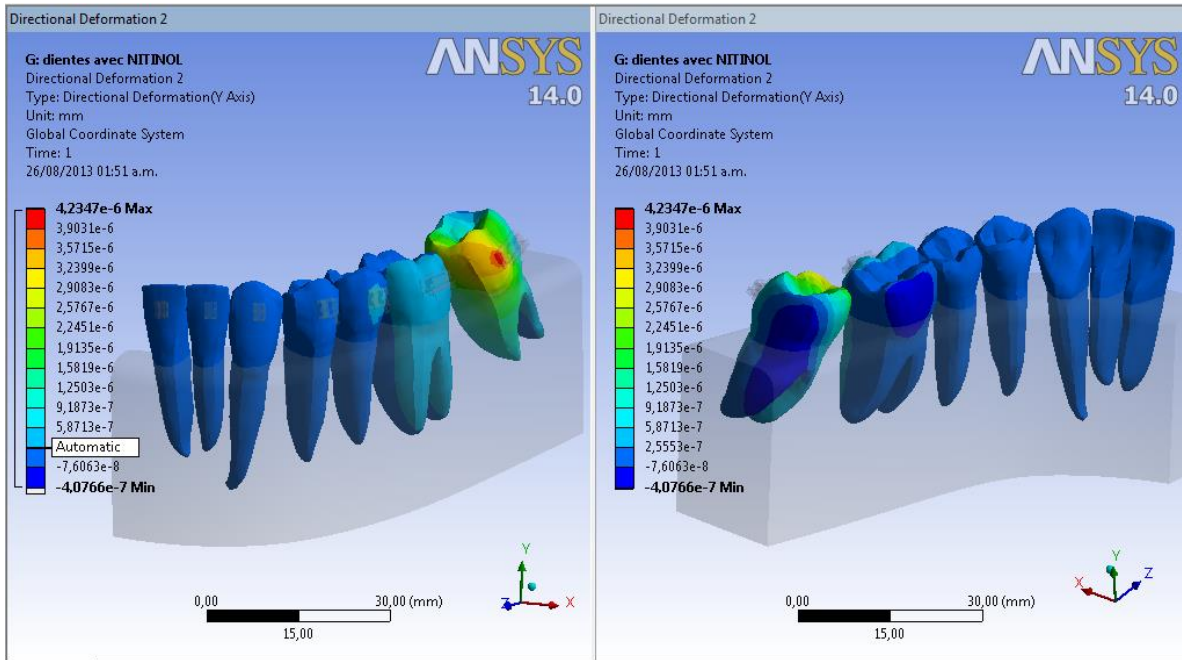


Figura 32. Deformación Unitaria Hueso Alveolar con Nitinol Direccional Z

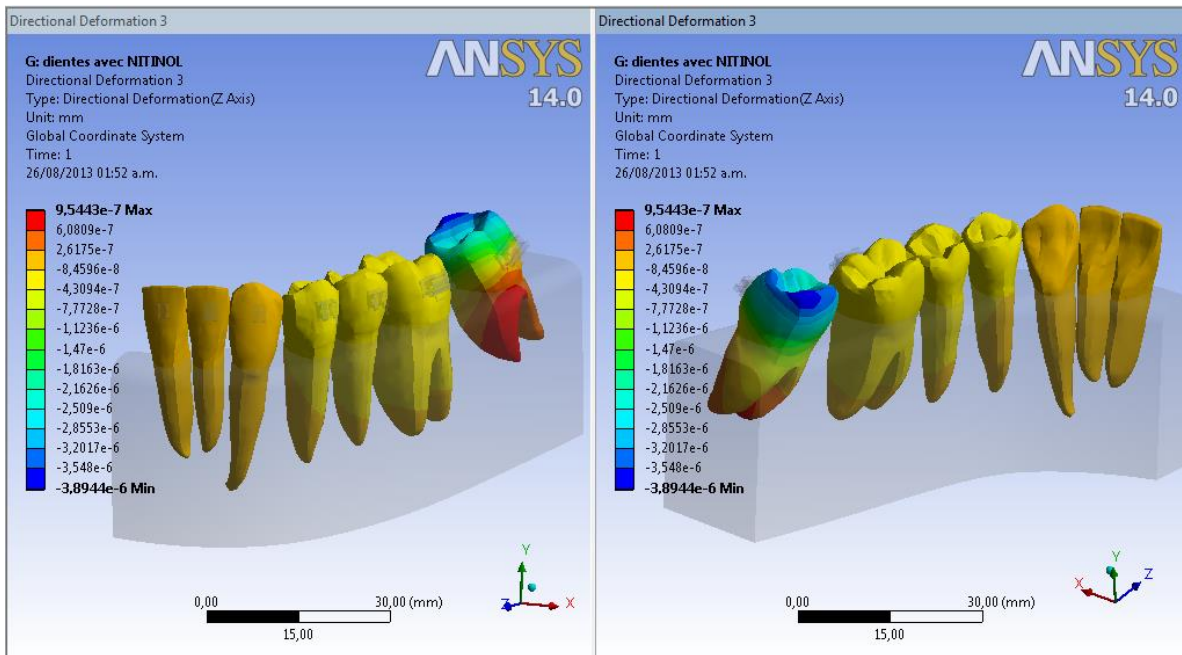


Figura 33. Esfuerzo Tubo Molar con Nitinol

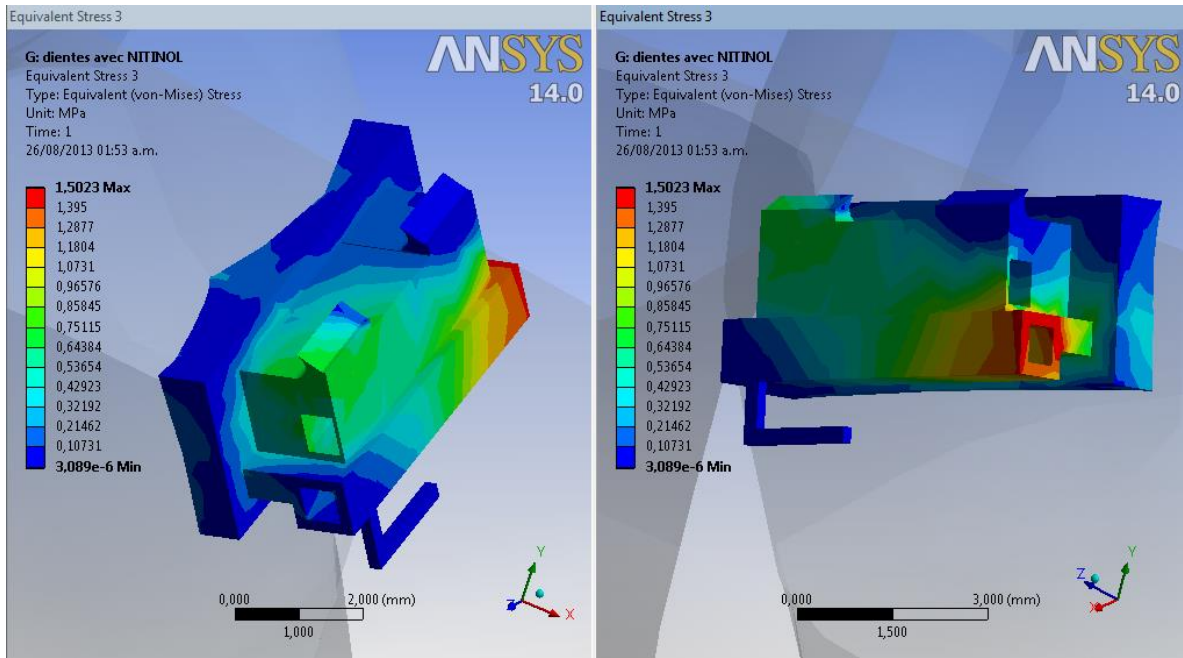
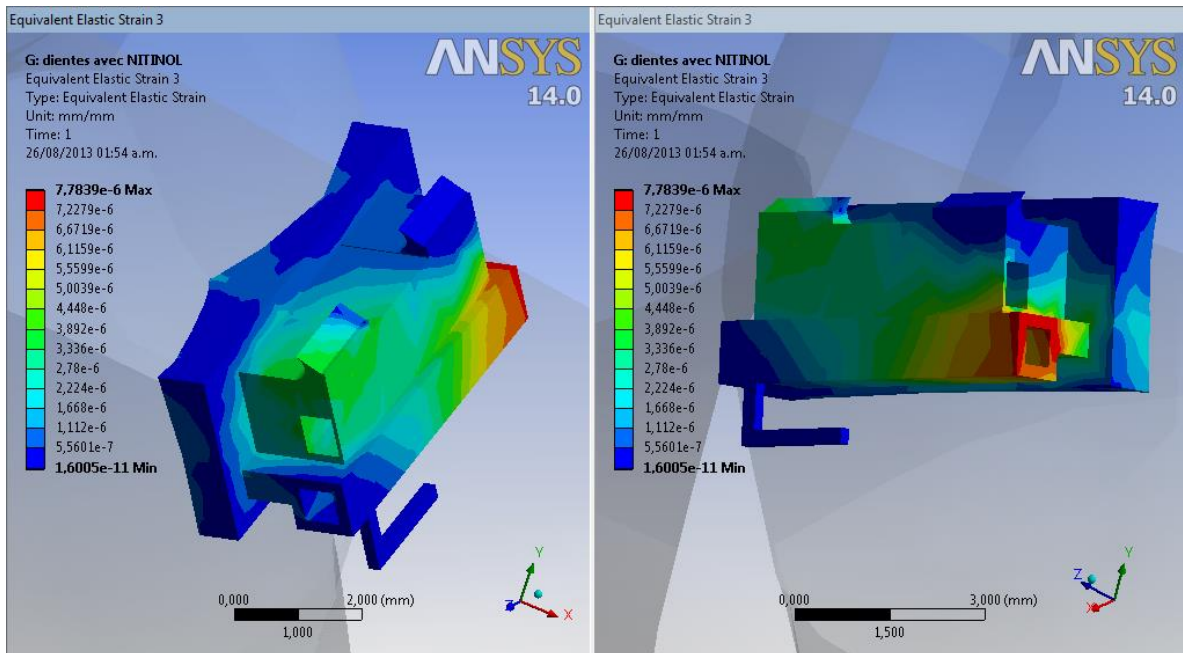


Figura 34. Deformación Unitaria Tubo Molar con Nitinol



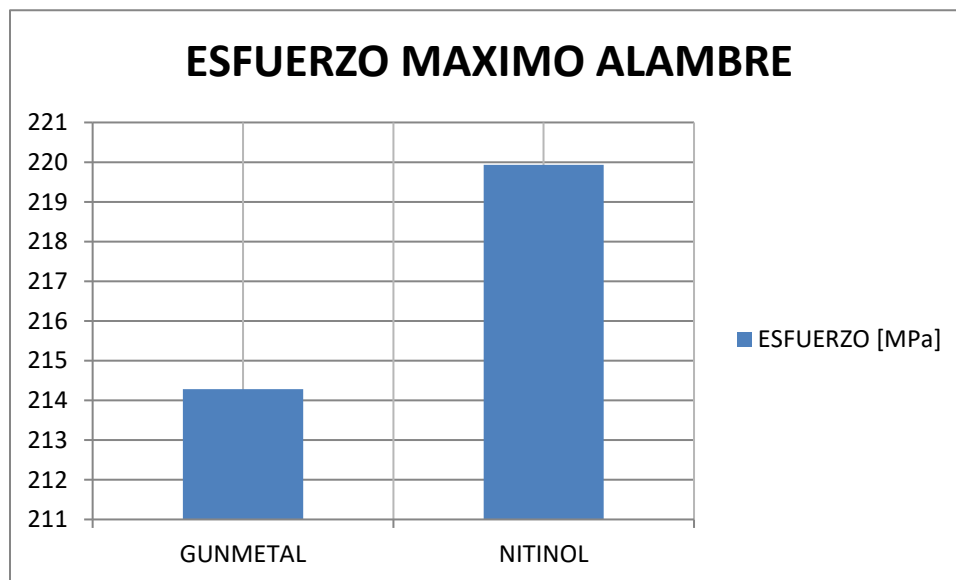
3. RESULTADOS

Bajo las mismas condiciones de frontera y fuerza se evaluó el esfuerzo (capacidad del material de almacenar energía) y la deformación (cambio en el tamaño o forma de un cuerpo debido a esfuerzos internos) máxima.

Al realizar la ejecución del Ansys 14.0, se observa los resultados mediante una gama de colores donde genera el mayor (rojo) y menor (azul) esfuerzo, El esfuerzo se evalúa en megapascales, y la deformación en milímetros.

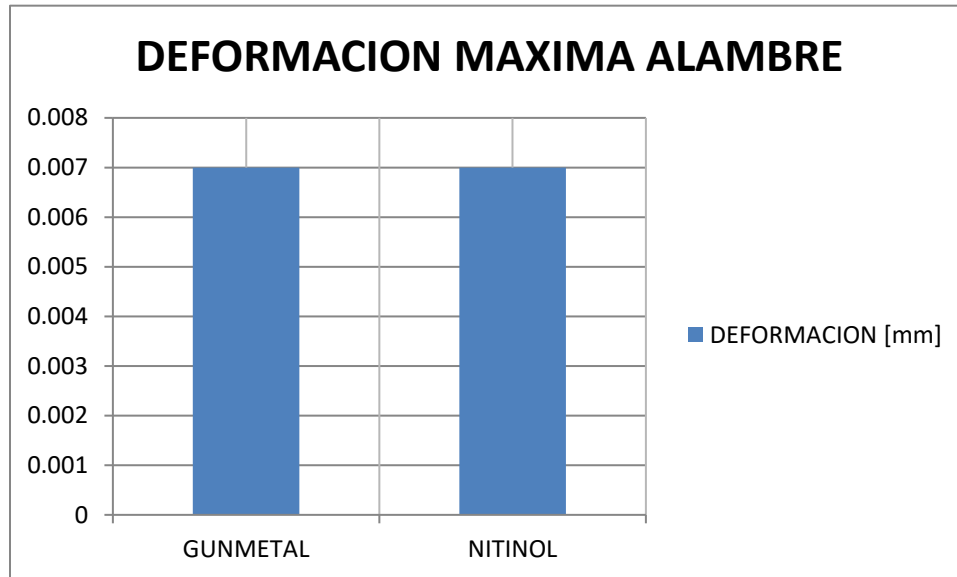
Al analizar el arco se produjo esfuerzo de 214.28 MPa en el Gummetal y 219.93 MPa en el nitinol. Se encontró que el Gummetal tiene mayor capacidad de absorber energía al ser comparado con el Nitinol.

Figura 35. Tabla comparativa Esfuerzo Maximo del Alambre



En cuanto a la deformación los dos metales reportaron el mismo comportamiento de 0.007mm.

Figura 36. Tabla comparativa Deformación Máxima del Alambre.



En el molar al evaluar el mayor esfuerzo se observa en el Gummetal 0.056 MPa y con Nitinol 0.078 MPa, deformación con Nitinol de 0.000000931mm, y con Gummetal de 0.000000668mm. Se encontró que el molar expresa mayor esfuerzo y deformación al usarse el arco en Nitinol comparado con el Gummetal.

Figura 37. Tabla comparativa Esfuerzo Máximo del Molar.

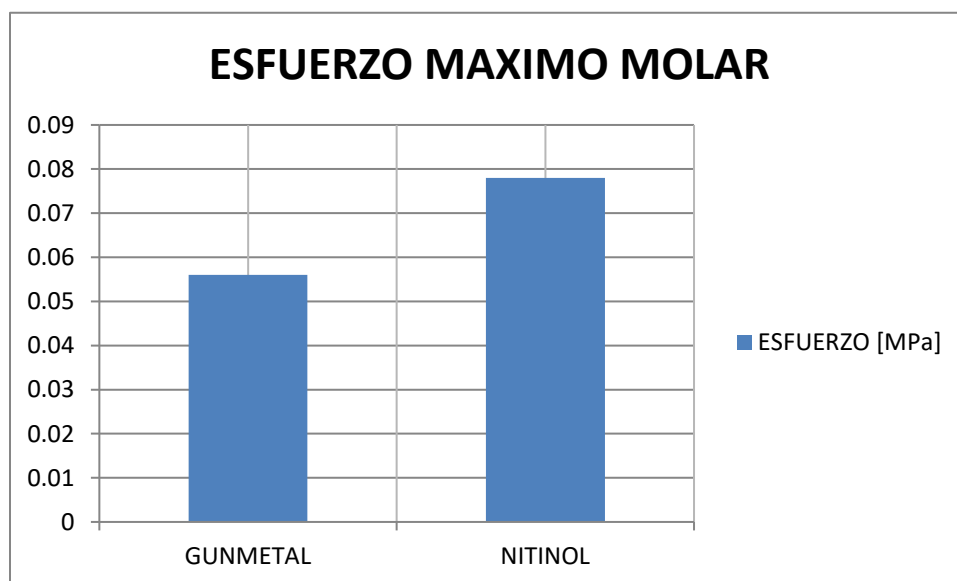
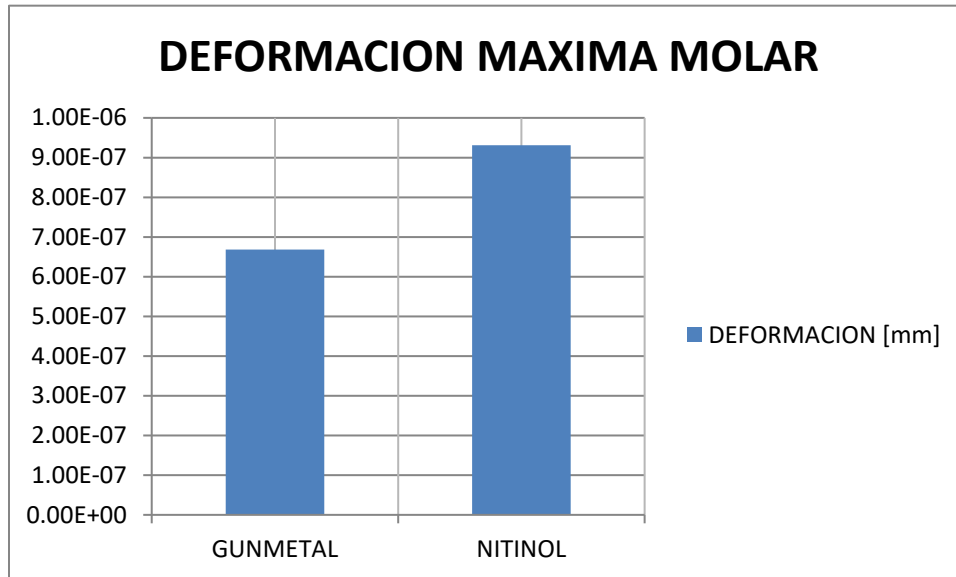


Figura 38. Tabla comparativa Deformación Máxima del Molar.



El hueso alveolar reportó esfuerzo máximo de 0,01158 Mpa con Gummetal y 0,01615 Mpa con Nitinol. Deformación de 0,00000741mm con Gummetal y 0,0000103mm con el Nitinol. Se encontró que el hueso alveolar expresa mayor esfuerzo y deformación al usarse el arco en nitinol comparado con el gummetal.

Figura 39. Tabla comparativa Esfuerzo Máximo del Hueso Alveolar.

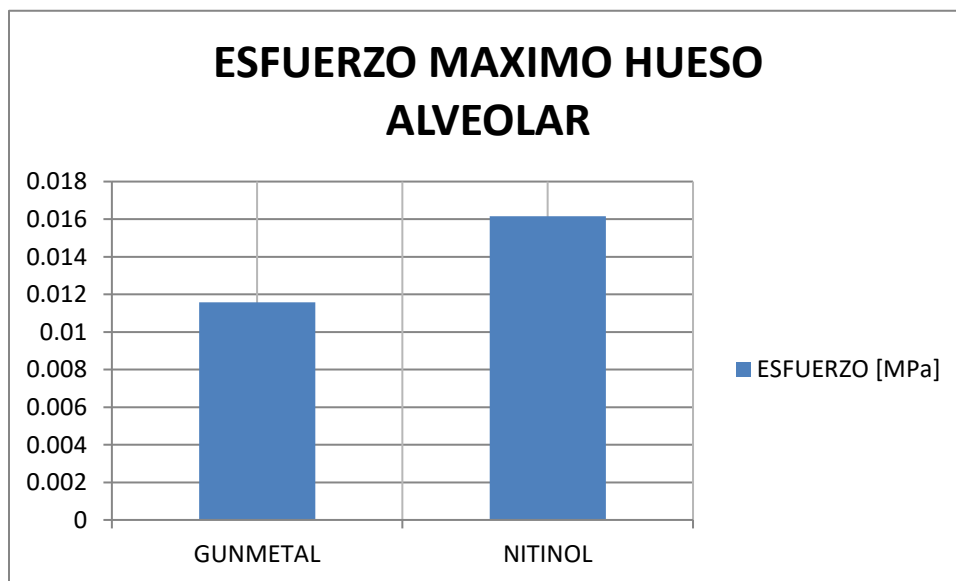
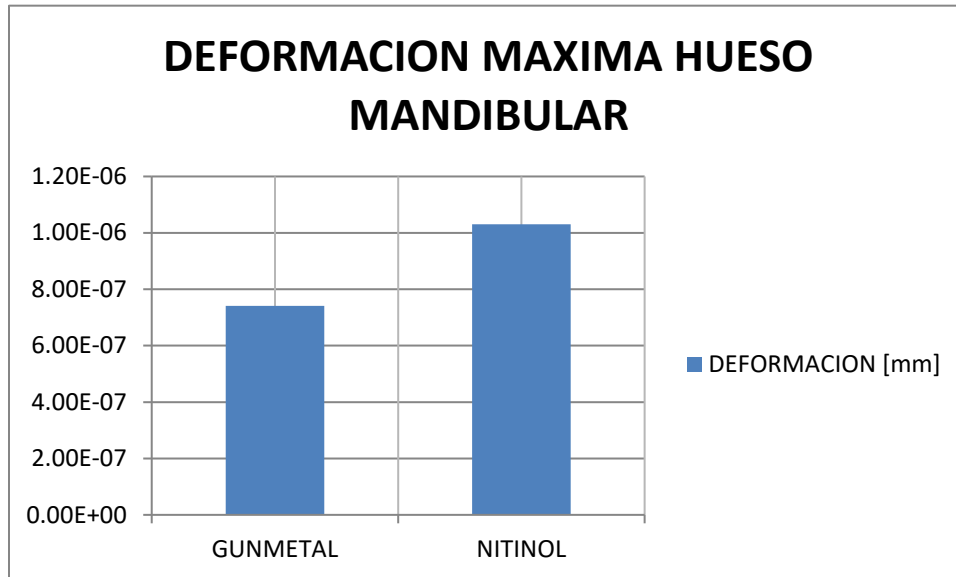


Figura 40. Tabla comparativa Deformación Máxima del Hueso Alveolar.



En el tubo molar se produjo un esfuerzo máximo de 1,078 Mpa con Gummetal y 1,502 Mpa con Nitinol. Deformación de 0,00000558mm con Gummetal y 0,00000778mm con Nitinol Se encontró que el tubo molar expresa mayor esfuerzo al usarse el arco en nitinol comparado con el gummetal. Reporta mayor deformación al analizarlo con el Nitinol.

Figura 41. Tabla comparativa Deformación Máxima del Tubo Molar.

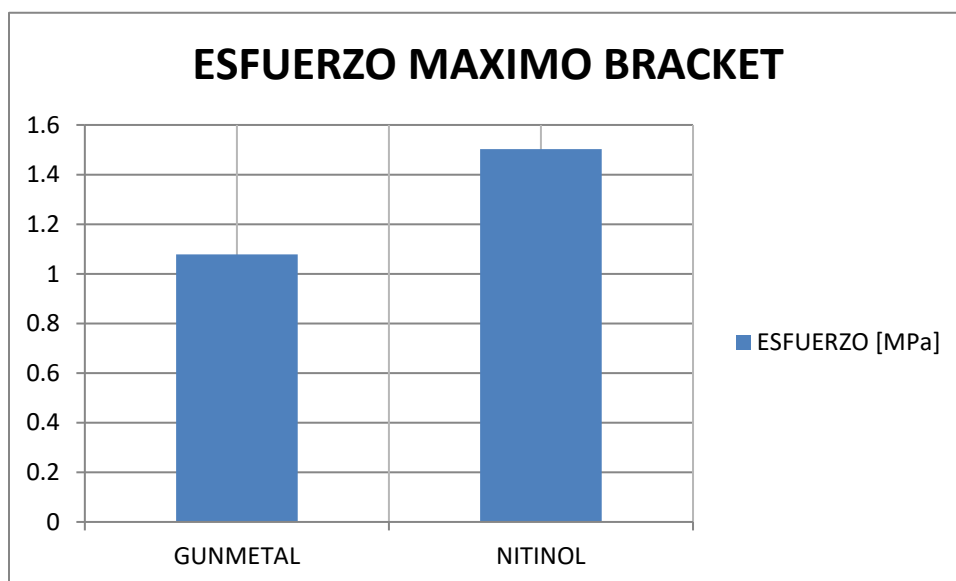
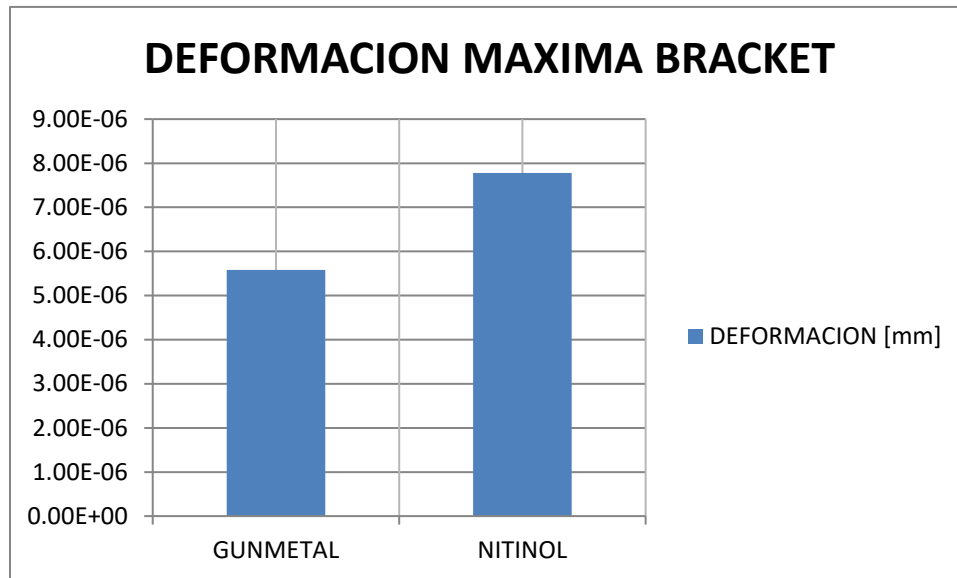


Figura 42. Tabla comparativa Deformación Máxima del Tubo Molar.



4. DISCUSIÓN

Jones en 2001, para evaluar el comportamiento del ligamento periodontal después de la aplicación de una acción externa y para demostrar cuáles serían las áreas de mayor tensión generada en el hueso alveolar y ligamento periodontal, utilizó el Método de los Elementos Finitos en comparación con los resultados obtenidos *in vivo* en modelos experimentales en la rata. Demostró que el análisis de elementos finitos es una herramienta adecuada para estudiar el distribución de fuerzas ortodóncicas⁵³.

Gerson L. Ulema R. en 2010 reportan que el uso del arco Gummetal multi loop en pacientes con maloclusión clase III con cara larga y con mordida abierta anterior, trae consigo excelentes resultados durante el tratamiento ortodóntico, dando a entender que la aleación Gummetal es una opción aceptada en ortodoncia y que demuestra excelentes resultados acompañado de la destreza del profesional.⁵⁴

Cuoghi, O. en 2011 menciona en su estudio que el arco nitinol utilizado en el tratamiento de ortodoncia resiste fuerzas de tensión, únicamente cuando es sometido a tratamiento térmico, lo que indica que el tratamiento térmico de los arcos de nitinol utilizados en ortodoncia establecen una condición favorable e indispensable para evitar deformaciones cuando son sometidos a tensiones.⁵⁵

Young-II. Soo-Jung Shin, en su estudio en el 2004 realizado con análisis de elementos finitos reportan que al momento de distalizar en cuerpo los dientes permanentes superiores, el arco Meaw 0.016x0.022 con tip back de 5° y aplicando una fuerza de 300gr/f, producía movimientos más uniformes, equilibrados, menos desplazamiento vertical y menor rotación de cada diente en comparación con el arco ideal de acero inoxidable 0.016x0.022 con tip

back de 5°; por lo tanto el arco Meaw es el más apropiado en el momento de realizar movimientos en masa hacia distal en la dentición permanente.⁵⁶

Este estudio demostró en la comparación de la distribución de esfuerzos y deformaciones del alambre gummetal y nitinol al aplicarle una fuerza de 0.9807 Newton sobre la unidad dentoalveolar y bracket, que el arco gummetal por sus propiedades particulares presenta menor esfuerzo y deformación que el arco nitinol sobre el hueso, el bracket y el diente; esto corrobora la investigación realizada por Gerson L. en 2010 donde se comprobó que el uso del gummetal obtiene excelentes resultados en los tratamientos ortodóncicos gracias a su alta capacidad de resistencia y superelasticidad.

5. CONCLUSIONES

- Se concluye que el método de elementos finitos, permite modelar las diferentes estructuras de la geometría de los dientes, el arco, el ligamento periodontal, el hueso y determinar bajo una fuerza ejercida los diferentes cambios de esfuerzo y deformación.
- Bajo las mismas condiciones de frontera, y la misma fuerza ejercida sobre el arco, se concluye que el esfuerzo del Gummmetal fue menor comparado con el del nitinol, pero cabe resaltar que la deformación fue exactamente la misma.
- Bajo las mismas condiciones de frontera, y la misma fuerza ejercida sobre el molar, se concluye que el esfuerzo y la deformación del gummmetal fue menor comparado con el del nitinol
- Bajo las mismas condiciones de frontera, y la misma fuerza ejercida sobre el hueso alveolar, se concluye que el esfuerzo y deformación del gummmetal fue menor comparado con el del nitinol.
- Bajo las mismas condiciones de frontera, y la misma fuerza ejercida sobre el bracket, se concluye que el esfuerzo y la deformación del gummmetal fue menor comparado con el del nitinol.
- La fuerza ejercida en cada una de las diferentes estructuras es la ideal y mínima para realizar un movimiento anteroposterior; por consiguiente en este trabajo se representó el máximo esfuerzo y deformación bajo una fuerza óptima.

6. RECOMENDACIONES

1. Información accequible a todos los profesionales en ortodoncia.
2. Evaluar el comportamiento de Gummetal bajo mecánicas de retracción.
3. En próximos estudios se pueden incluir características térmicas del material.
4. Incluir características viscoelásticas del ligamento periodontal.
5. Realizar protocolos para uso específico del Gummetal.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Consolaro A, Bianco R, Advancements in the knowledge of induced tooth movement: Idiopathic osteosclerosis, cortical bone and orthodontic movement, Dental Press J Orthod. 2012; (17) 12-18.
2. Gamba D, Sayako M, Ozawa T, Da Silva O, Alveolar bone morphology under the perspective of the computed tomography: Defining the biological limits of tooth Movement, Dental Press J Orthod, 2010 (5):192-205.
3. Scaf R, Dorigatti É, De Souza J, Vilas A, Combination of Orthodontic Movement and Periodontal Therapy for Full Root Coverage in a Miller Class III Recession: A Case Report with 12 Years of Follow-up, Braz Dent J; 2012; (23) 758-763.
4. Chung K, A radiographic analysis of tooth morphology following the use of a novel cyclical force device in orthodontics, Kau Head & Face Medicine 2011; (12) 7-14.
5. Domenico M, D'apuzzo F, Feola A, Cito L, Monsurr A. Cytokines and VEGF Induction in Orthodontic Movement in Animal Models, Journal of Biomedicine and Biotechnology. 2012; (3): 4- 8.
6. Vargas P, Piñeiro MS, Palomino H, Torres M. Factores modificantes del movimiento dentario ortodónico, Avances En Odontoestomatología, 2010; (26); 45 – 53.
7. Castellazzi R, De Mendonça M, Aparecido O. Histomorphometric Evaluation Of Periodontal Compression And Tension Sides During Orthodontic Tooth Movement In Rats, Dental Press J Orthod. 2012; (17); 108-135.

8. Kameyama T, Matsumoto Y, Warita H, Soma K. Inactivated periods of constant orthodontic forces related to desirable tooth movement in rats, *Journal of Orthodontics*, 2003, (30) 31–37.
9. Jiang R, Min-kui Fu Mc. Root resorption before and after orthodontic treatment: a clinical study of contributory factors, *European Journal of Orthodontics*; 2010; (32); 693–697.
10. Consolaro A, Furquim L. Intrusive mechanics generates inclination forces and orthopedic stimulus followed by simultaneous dental repositioning and bone remodelling or Intrusion forces are not applied in intrusive mechanics, but intrusive effects are still obtained, *Dental Press J Orthod*, 2011, (16); 20-29.
11. Cossetin E, Hissae S, Freire M, Study of tension in the periodontal ligament using the finite elements method, *Dental Press J Orthod*, 2012;(17):47 -55.
12. Mirković S, Šarčev I, Bajkin B, Tadić A, Đurđević M, Orthodontic-Surgical Therapy Of Retained Upper Canine, *Med Pregl* 2012; (6): 233-237.
13. Pacheco M, Corrêa W, Douglas D, The role of friction in orthodontics, *Dental Press J Orthod*. 2012; (17):170-177.
14. Moresca R, Moro A, Dominguez GC, Vigorito JW. Effects of nickel-titanium and stainless steel leveling wires on the position of mandibular incisors. *Dental Press J Orthod*. 201; (16):74-81.
15. Ricketts R, Ruel W, Carl F, James I, *Técnica Bioprogressiva de Ricketts*, Editorial Panamericana, Buenos aires. Ed.1. 1983; 6.p 95 -109.

16. Schroeder M, Schroeder D, Santos D, Leser M, Molar extractions in orthodontics. Dental Press J Orthod. 2011; (16):130-157.
17. Pacheco M, Jansen W, Oliveira D, The role of friction in orthodontics. Dental Press J Orthod. 2012; (17):170-177.
18. Pacheco M, Oliveira R, Douglas D, Neto S, Correa W. Evaluation of friction in self-ligating brackets subjected to sliding mechanics: an in vitro study. Dental Press J. Orthod. 2011,(16): 107-115.
19. Kauling G, Rocha R, Laboratorial study of loops closure time and degree of cuspid's tipping, during the retraction phase, using segmented arch mechanics. Dental Press J. Orthod; 2010; (15) 53-64.
20. Matsumoto M, Romano F, Ferreira J., Tanaka S., Morizono E., Lower Incisor Extraction: An Orthodontic Treatment Option. Dental Press J Orthod.2010; (15):143-161.
21. Schemann M, Fabio E. Comparative analysis of load/deflection ratios of conventional and heat-activated rectangular NiTi wires. Dental Press J. Orthod. [online]. 2012; (17) 1-6.
22. Cunha A., Marquezan M, Freitas A, Nojima L, Frictional resistance of orthodontic wires tied with 3 types of elastomeric ligatures. Braz. oral res. 2011; (25) 526-530.
23. 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 Dentofacial Orthop 2010;(138):89-95
24. Cuoghi O, Aparecido A, Effect of heat treatment on stainless steel orthodontic wires. Braz. oral res. 2011; (25): 128-134

25. Queiroz G, Comparative study of frictional forces generated by NiTi archwire deformation in different orthodontic brackets: In vitro evaluation. *Dental Press J. Orthod.* 2012, (17): 45-50.
26. Pacheco M, Jansen W., Oliveira D. The role of friction in orthodontics. *Dental Press J Orthod.* 2012; (17):170-177.
27. Uggeri E, Hiroshi M, Tanaka O, Camargo E, Mechanical evaluation of space closure loops in Orthodontics. *Braz Oral Res.* 2010; (25):63-71.
28. Morris J, Hanlumyung Y, Sherburne M, Withey E, Chrzan D, Kuramoto S, Hayashi Y, Hara M. Anomalous transformation-induced deformation in (1 1 0) textured Gum Metal; *Acta Materialia.* 2010; 58: 3271–3280.
29. Talling R, Dashwood R, Dye D. Compositional variability in gum metal; *Scripta Materialia.* 2009; 60: 1000–1003.
30. Withey E, Jina M, Minor A, Kuramoto S, Chrzan D, Morris J. The deformation of “Gum Metal” in nanoindentation; *Materials Science and Engineering.* 2008; 493: 26–32.
31. Kuramoto S, Furuta T, Hwang J, Nishino K, Saito T. Elastic properties of Gum Metal; *Materials Science and Engineering.* 2006; 442: 454–457.
32. Bobylev S, Ishizaki T, Kuramoto S, Ovid’ko I. Formation of nanocrystals due to giant-fault deformation in Gum Metals; *Scripta Materialia.* 2011; 65: 668–671.
33. Gutkin M, Ishizaki T, Kuramoto S, Ovid’ko I, Skiba V. Giant faults in deformed Gum Metal. *International Journal of Plasticity.* 2008; 24:1333–1359.
34. Furuta T, Kuramoto S, Morris J, Nagasako N, Withey E, Chrzan D, The mechanism of strength and deformation in Gum Metal; *Scripta Materialia.* 2013, 1: 1-6.

35. Plancher E, Tasan C, Sandloebes S, Raabe D. On dislocation involvement in Ti–Nb gum metal plasticity; *Scripta Materialia*. 2013; 9:420-426.
36. Besse M, Castany P, Gloriant T. Mechanisms of deformation in gum metal TNTZ-O and TNTZ titanium alloys: A comparative study on the oxygen influence; *Acta Materialia*. 2011; 59: 5982–5988.
37. Gutkin M, Ishizaki T, Kuramoto S, Ovid'ko I. Nanodisturbances in deformed Gum Metal; *Acta Materialia*. 2006; 54: 2489–2499.
38. Talling R, Dashwood R, Jackson M, Dye D. On the mechanism of superelasticity in Gum metal; *Acta Materialia*. 2009; 57:1188–1198.
39. Yano T, Murakami Y, Shindo D, Kuramoto S. Study of the nanostructure of Gum Metal using energy-filtered transmission electron microscopy; *Acta Materialia*. 2009; 57: 628–633.
40. Withey E, Minor A, Chrzan D, Morris J, Kuramoto S. The deformation of Gum Metal through in situ compression of nanopillars; *Acta Materialia*. 2010; 58: 2652–2665.
41. Varghese S, Ariga P, Padmanaban T, Subramanian R, A finite element thermal analysis of various dowel and core Materials, *Indian Journal of Dental Research*, 2012 (23: 176- 182
42. DeMiguel D, Cegoñino J, Azanza B, Ruiz I, Morales J, Aplicación del análisis 3D de elementos finitos en el estudio biomecánico de la dentición de mamíferos. Análisis preliminar en *Procervulus ginsburgi* (Cervidae, Artiodactyla), *Estudios Geol*; 2006, (62); 115-122.

43. Rougemont L, Oliveira A, Norman D, Asymmetric headgear for differential molar movement: a study using finite element analysis, JO September 2009, (36), 146 – 151
44. Sadegh M, Akhoundi A, Abolfazl H, Hassan N. Comparison Of Occlusal Balance Contacts In Patients Treated With Standard Edgewise And Preadjusted Straight-Wire Appliances, World Journal Of Orthodontics, 2009,(10): 216 – 221
45. Desai R, Harshada H, Finite Element Analysis: Basics And Its Applications In Dentistry, Indian Journal of Dental Sciences; 2012 (4): 60 – 67
46. Shyagali T, Chandralekha B, Shashikala S, Deepak P. Evaluation of the stresses generated by altering the bracket mesh base design in the bracket-cement-tooth continuum using the finite element method of stress analysis, Scientifincnovation; 2012 (13): 66 – 75
47. Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B. Strains in periodontal ligament and alveolar bone associated with orthodontic tooth movement analyzed by finite element, Orthod Craniofac; 2009;(12):120–128
48. Jins J, Rangarajan V, Ravindra C, Savadi K, Kumar S. A Finite Element Analysis of Stress Distribution in the Bone, Around the Implant Supporting a Mandibular Overdenture with Ball/O Ring and Magnetic Attachment, J Indian Prosthodont Soc 2012, (12):37–44
49. Assis de Paula G, Soares da Mota A, Nogueira A, Silami de Magalhães C. The Effect of Prosthesis Length and Implant Diameter on the Stress Distribution in Tooth-Implant–Supported Protheses: A Finite Element Analysis, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2012, (27): 12 – 23

50. Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B. The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement, J Dent Res 2005; (84):428-433
51. Pilliar R, Sagals G, Meguid S, Oyonarte R, Threaded Versus Porous-Surfaced Implants as Anchorage Units for Orthodontic Treatment: Three-dimensional Finite Element Analysis of Peri-implant Bone Tissue Stresses, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2006; (21),879 – 891
52. Baeka S, Chab H, Chac J. Three-dimensional finite element analysis of the deformation of the human mandible: a preliminary study from the perspective of orthodontic miniimplant stability, The Korean Journal Of Orthodontics kjod.2012, (42) 154-159
53. Jones M, Hickman J, Middleton J. A Validated Finite Element Method Study of Orthodontic Tooth Movement in the Human Subject, Journal Of Orthodontics. 2001; 28: 29 – 38.
54. 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 Dentofacial Orthop. 2010; 138:89-95.
55. Cuoghi O, Aparecido A. Effect of heat treatment on stainless steel orthodontic wires. Braz. oral res. 2011; 25: 128-134.
56. Young-II Chang, Soo-Jung Shin, Seung-Hak Baek. Three-dimensional finite element analysis in distal en masse movement of the maxillary dentition with the multiloop edgewise archwire. European journal of orthodontics. 26 2004:339-45.

