

**COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE LA UNIDAD DENTOALVEOLAR
CON PERIODONTO DISMINUIDO Y RAÍCES CORTAS UTILIZANDO
DOS TIPOS DE ARCOS MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS**

AUTORES:

María Fernanda Naranjo Álvarez

Melisa Fernanda Pantoja Rojas

Jimena Marcela Soler Ruíz

Asesor científico

Dra. Diana Pacheco Blanco

Odontóloga Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

Universidad Fundación Universitaria CIEO

Asesor metodológico

Dra. Nancy Edith Rojas Holguin

Odontóloga Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

Ingeniero Mecánico

Oscar Rodrigo López Vaca

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

POSGRADO EN ORTODONDONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR

BOGOTÁ D.C. 14 DE NOVIEMBRE DE 2018

DEDICATORIA

Dedicamos este trabajo primero a Dios, a nuestros padres, profesores y a la Institución; que siempre nos apoyaron incondicionalmente para llegar a cumplir una de nuestras metas, ser especialistas en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.

AGRADECIMIENTOS

A Dios por la vida y la fe que nos dio para culminar con esta especialidad. A nuestros padres y hermanos por su apoyo incondicional para poder llegar a esta instancia de nuestros estudios. A nuestros compañeros con quienes intercambiamos conocimiento para lograr alcanzar esta meta.

Gracias a cada nuestra asesora científica Dra. Diana Pacheco y al ingeniero Oscar Rodrigo Lopez, por su paciencia, dedicación, motivación y criterio, ha sido un privilegio contar con su guía y ayuda para lograr finalizar este proyecto. A la Universidad Santo Tomás por la oportunidad y la colaboración en el desarrollo de esta investigación y a la Institución Universitaria Colegios de Colombia UNICOC, por permitirnos seguir creciendo profesionalmente.

TABLA DE CONTENIDO

Introducción

1. Aspectos teórico-científicos

1.1 Planteamiento del problema

1.2 Justificación

1.3 Propósito

1.4 Antecedentes

1.5 Marco teórico (legal, conceptual, teórico)

1.6 Objetivos generales y específicos.

2. Aspectos metodológicos

2.1 Tipo de estudio

2.2 Objeto de estudio

2.3 Material objeto de estudio

2.4 Unidad de observación

2.5 Muestra

2.6 Criterios de selección

2.6.1 Criterios de inclusión

2.6.2 Criterios de exclusión

2.7 Procedimiento

2.8 Aspectos éticos

2.9 Estadístico.

3. Resultados

4. Conclusiones

6. Recomendaciones

7. Referencia Bibliografía

Tablas, figura, anexos.

Tablas

Tabla 1. Modelos de grosor y material de ligamento periodontal utilizados en los modelos de elementos finitos publicados.....	11
Tabla 2. Modulo elástico y coeficiente de Poisson en diversos estudios.....	14
Tabla 3. Operacionalización de las variables.....	31
Tabla 4. Propiedades mecánicas UDA.....	53
Tabla 5. Propiedades mecánicas NiTi.....	55
Tabla 6. Propiedades mecánicas NiTiCu.....	57
Tabla 7. Tipos de contacto.....	59
Tabla 8. Condiciones de mallado.....	60

Figuras

Figura 1. Diente 11.....	34
Figura 2. Diente 11- hueso alveolar y diente.....	34
Figura 3. Hueso alveolar y diente	34
Figura 4. Hueso cortical, trabeculado y diente	35
Figura 5. Mascara 1 diente.....	35
Figura 6. Mascara 2 hueso cortical.....	35
Figura 7. Mascara 3 Hueso trabeculado.....	36
Figura 8. Mascara 4 Hueso cortical.....	36
Figura 9. Mascara 5 ligamento periodontal.....	36
Figura 10 Resorte design model – ANSYS	38
Figura 11 Asignación material NiTi – engineering data ANSYS.....	38
Figura 12 Asignación material (SMA-NiTi) static structural – Mechanical ANSYS.....	39

Figura 13. Asignación malla - resorte ANSYS.....	40
Figura 14. Desplazamiento remoto superior – resorte ANSYS.....	41
Figura 15. Desplazamiento remoto inferior – resorte ANSYS.....	41
Figura 16. Datos de solución – ANSYS.....	42
Figura 17 Resultados de simulación computacional – ANSYS.....	42
Figura 18. (A) arco de ortodoncia – (b) modelo CAD arco de ortodoncia.....	43
Figura 19. Modelo CAD – arco de ortodoncia desing modeler ANSYS.....	44
Figura 20. Modelo CAD – arco de ortodoncia desing modeler ANSYS.....	44
Figura 21. Desplazamiento fijo arco de ortodoncia – ANSYS.....	45
Figura 22. Desplazamiento compresión arco de ortodoncia – ANSYS.....	45
Figura 23. Desplazamiento tensión arco de ortodoncia – ANSYS.....	46
Figura 24 Resultados modelo computacional (a) – compresión (b) modelo real.....	46
Figura 25. Resultados modelo computacional (a) – tensión (b) modelo real....	46
Figura 26. Set-up incisivo central número 11 y tomografías incisivo central (11)	47
Figura 27. Tomografía 2D y reconstrucción 2D (UDA-normal).....	47
Figura 28. 2D (UDA) normal y reconstrucción 3D (UDA-normal).....	48
Figura 29. 3D (UDA-normal) y componentes internos (UDA-normal).....	48
Figura 30. Tomografía 2D (UDA) periodonto disminuido, reconstrucción 2D (UDA) periodonto disminuido.....	49
Figura 31. Tomografía 2D (UDA) raíz corta y reconstrucción 2D raíz corta.....	50
Figura 32 Tomografía 2D (UDA)(a) y (b) reconstrucción 3D (UDA)	50
Figura 33 (a) Tomografía 2D (UDA) normal. (b) reconstrucción 3D (UDA) normal.....	51
Figura 34 (a)Tomografía 2D (UDA) periodonto disminuido. (b) reconstrucción 3D (UDA) periodonto disminuido.....	51

Figura 35 Tomografía 2D (UDA) raíz corta(a). reconstrucción 3D (UDA) raíz corta (b).....	52
Figura 36 Metrología bracket(a) y modelo 3D bracket (b).....	52
Figura 37. Set up incisivo central # 11(a), arco de ortodoncia (b) y ensamble modelo 3D (c)	54
Figura 38. Modelo 3D (UDA-normal) (a) – (b) modelo 3D (UDA-normal) desing modeler – ANSYS.....	57
Figura 39 (a) UDA – normal (b) UDA – periodonto disminuido (c) UDA – raíz corta “static structural ANSYS.....	58
Figura 40. Set-up condiciones de frontera incisivo central.....	60
Figura 41. Condiciones de frontera desplazamiento fijo-ANSYS.....	60,
Figura 42. Condiciones de frontera desplazamiento fijo-ANSYS.....	62
Figura 43 Concentración de esfuerzos en el ligamento periodontal sano (NiTi) – ANSYS.....	63
Figura 44. . Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu	65
Figura 45. Distribución de esfuerzos LPD a. LPD vista frontal arco de NiTi. b. LPD vista posterior arco de NiTi. c. corte de sección LPD arco de NiTi. d. LPD vista frontal arco de NiTiCu. e. LPD vista posterior arco de NiTiCu f. corte de sección LPD arco de NiTiCu.....	66
Figura 46. Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.....	68
Figura 47. Distribución de esfuerzos diente a. Diente vista frontal y posterior arco de NiTi. b. Diente vista frontal y posterior arco de NiTiCu.....	69

Figura 48 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco	71
Figura 49 Distribución de esfuerzos “hueso trabecular” a. hueso trabecular arco de NiTi. b. hueso trabecular vista frontal y posterior arco de NiTiCu.....	72
Figura 50 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco.....	74
Figura 51 Distribución de esfuerzos “hueso cortical”	75
Figura 52 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco.....	77
Figura 53 Distribución de esfuerzos LPD	78
Figura 54 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.....	80
Figura 55 Distribución de esfuerzos diente a. Diente vista frontal y posterior arco de NiTi. b. Diente vista frontal y posterior arco de NiTiCu.....	81.
Figura 56 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.....	82
Figura 57 Distribución de esfuerzos “hueso trabecular” a. hueso trabecular arco de NiTi. b. hueso trabecular vista frontal y posterior arco de NiTiCu.....	83
Figura 58 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.....	85
Figura 59 Distribución de esfuerzos “hueso cortical” a. hueso cortical arco de NiTi. b. hueso cortical arco de NiTiCu.....	86
Figura 60. Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.....	88

Figura 61. Distribución de esfuerzos LPD a. LPD vista frontal arco de NiTi. b. LPD vista posterior arco de NiTi. c. corte de sección LPD arco de NiTi. d. LPD vista frontal arco de NiTiCu. e. LPD vista posterior arco de NiTiCu f. corte de sección LPD arco de NiTiCu.....	89
Figura 62 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.....	91
Figura 63. Distribución de esfuerzos diente a. Diente vista frontal y posterior arco de NiTi. b. Diente vista frontal y posterior arco de NiTiCu.....	92
Figura 64 Distribución de esfuerzos “hueso trabecular” a. hueso trabecular arco de NiTi. b. hueso trabecular vista frontal y posterior arco de NiTiCu.....	93
Figura 65 Distribución de esfuerzos “hueso trabecular” a. hueso trabecular arco de NiTi. b. hueso trabecular vista frontal y posterior arco de NiTiCu.....	95
Figura 67 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.....	96
Figura 68 Distribución de esfuerzos “hueso cortical” a. hueso cortical arco de NiTi. b. hueso cortical arco de NiTiCu.....	97

Gráficas

Gráfica 1. Superelasticidad SMA grafica esfuerzo – deformación.....	37
Gráfica 2. Grafica esfuerzo – deformación SMA.....	38
Gráfica 3. Gráfica esfuerzo vs deformación – ANSYS.....	43
Gráfica 4. Grafica esfuerzo vs deformación (NiTi).....	55
Gráfica 5. Gráfica esfuerzo vs deformación (NiTiCu).....	56
Gráfica 6. Comportamiento del esfuerzo en el LPD durante el tratamiento de ortodoncia.....	64

Gráfica 7 Comportamiento del esfuerzo en el “hueso trabecular” durante el tratamiento de ortodoncia	67
Gráfica 8 Comportamiento del esfuerzo en el “ hueso cortical ” durante el tratamiento de ortodoncia.....	73
Gráfica 9 Comportamiento del esfuerzo en el LPD durante el tratamiento de ortodoncia.	75
Gráfica 10 Comportamiento del esfuerzo en el “ diente ” durante el tratamiento de ortodoncia.....	79
Gráfica 11 Comportamiento del esfuerzo en el “ hueso trabecular ” durante el tratamiento de ortodoncia.	81
Gráfica 12 Comportamiento del esfuerzo en el “ hueso cortical ” durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).....	84
Gráfica 13 Comportamiento del esfuerzo en el LPD durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).87	
Gráfica 14 Comportamiento del esfuerzo en el “diente” durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).90	
Gráfica 15 Comportamiento del esfuerzo en el “ hueso trabecular ” durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).....	92
Gráfica 16 Comportamiento del esfuerzo en el “ hueso cortical ” durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).....	95

GLOSARIO.

1. *Alineación y nivelación*: fase de la ortodoncia en donde el ortodoncista comienza con arcos redondos que se puede doblar fácilmente y posteriormente lo reemplaza con un arco más grueso con forma rectangular. Se corrigen apiñamientos, rotaciones, inclinaciones y versiones. (1)
2. *Biomecánica*: ciencia que estudia como las cargas aplicadas afectan a las estructuras biológicas.(2)
3. *Deformación*: cuando un cuerpo cambia su forma por fuerzas efectuadas sobre él.(3)
4. *Elementos finitos*: método usado en ingeniería ampliamente aceptado como una herramienta no invasiva efectiva para estudiar la influencia de las fuerzas mecánicas en la relación entre forma y función en sistemas biológicos. A través de un modelo geométrico, discretizando el dibujo en pequeñas partes denominadas elementos finitos. (4)(5)
5. *Esfuerzo*: es la fuerza externa que actúa sobre un cuerpo por unidad de área de sección transversal, siendo aplicada una fuerza externa.(3)
6. *Fase austenítica – martensítica*: los arcos de ortodoncia con memoria de forma presentan una fase denominada martensítica-activa en donde pueden deformarse pero cuando se exponen a temperaturas intraorales se produce una transformación a la fase austenítica permitiendo que el arco vuelva a su forma preformada. (6)
7. *Histéresis*: mesetas de activación y desactivación tienen diferentes tensiones y magnitudes. (7)
8. *Hueso alveolar*: tejido conectivo mineralizado que consiste en tejido mineralizado (60%), matriz orgánica (25%) y agua (15%).(8)
9. *Hueso cortical*: tejido conectivo mineralizado que compacto también llamado lamina dura que se encuentra adyacente al espacio del ligamento periodontal. (8)
10. *Ligamento periodontal*: es una estructura de tejido conectivo fibroso denso que se compone de haces de fibras de colágeno, células, neuronales y componentes vasculares y fluidos tisulares. Su función principal es

transformar las fuerzas de presión en tensión que estimulan la producción de hueso con una reabsorción equilibrada manteniendo el periodonto en condiciones normales. (5)(8)

11. *Memoria de forma*: es el efecto relacionado con el hecho de que después de la deformación a baja temperatura, el material recupera su forma original después del calentamiento y el superelásticidad. (9)
12. *Modulo elástico*: también llamado módulo de Young, es la relación del estrés normal de un material con la fuerza.(10)
13. *Nitinol*: son arcos de memoria de forma, usados en ortodoncia en la fase de alineación y nivelación en ortodoncia que tienen una enorme recuperación a la deformación, superlasticidad y estabilidad termodinámica. Su fórmula es Ti-6Al-4V. (11)
14. *Niti Cooper*: arco usado en ortodoncia cuya fórmula es NiTiCuCr. La adición de cobre al NiTi resulta en la transformación de histéresis, temperatura más constante. Presentan mejor transición de temperatura, tienen 3 temperaturas de transición 27°C 35°C y 40°C Se encuentra comercialmente con 3 tipos de temperatura siendo la de 37° la más usada. Presentan menor modulo elástico e histéresis reducidas. (12)(13)
15. *Unidad dentoalveolar*: periodonto de inserción conformado por cemento radicular, ligamento periodontal y hueso alveolar.(14)
16. *Periodonto disminuido*: condición de tejido de soporte que ha recuperado la salud luego de un tratamiento activo y que como consecuencia de la enfermedad periodontal anterior, permanece con reducción de la adhesión de tejido conectivo y reducción en la altura de la cresta ósea; esto puede ser secuela de una enfermedad periodontal anterior.(15)
17. *Teoria presión – tensión*: teoria en donde sugiere que el movimiento dental ortodontico se debe por una compresion mecanica en un lado del ligamento periodontal por reabsorción ósea y tensión en el otro lado donde hay aposición ósea.(16)
18. *Raíz corta*: formación radicular completa con ápice cerrado, pero con acortamiento determinado genéticamente, en donde se evidencia ausencia de historia de trauma o signos de reabsorción radicular.(17)
19. *Superelastividad*: es la capacidad mediante la cual algunas aleaciones con memoria de forma pueden ser tensadas hasta casi 8-10% de forma

reversible. Fenómenos en donde los arcos tienen una baja fuerza continua con una meseta en la carga y descarga. Esta propiedad genera una fuerza constante en un rango, lo que da beneficios sobre otros.(18)(19)

20. *Tomografía computarizada de haz cónico*: método que proporciona imágenes en cortes que eliminan la superposición de estructuras y permite observar las diferencias entre los cortes con una radiación menor a la tomografía convencional.(20)

INTRODUCCIÓN

En el tratamiento de ortodoncia se busca mover los dientes a una posición específica mediante la aplicación de fuerzas sobre el diente y toda la unidad dentoalveolar (UDA). A través de los años se ha incrementado la consulta de pacientes con condiciones de base como longitud radicular corta y periodonto disminuido(21). Las raíces cortas son una alteración en el crecimiento y el desarrollo radicular antes de lograr el tamaño normal y puede ser de origen genético o idiopático(22).

Se ha reportado la prevalencia de raíces cortas de 1,3% en los paciente tratados con ortodoncia, es más común en mujeres y afecta principalmente premolares e incisivos del maxilar superior(23). Las raíces cortas son susceptibles a sufrir reabsorción radicular; realizar movimientos en estas condiciones puede traer como consecuencia una disminución del soporte estructural de la raíz del diente, lo que influirá en su posterior perdida(24).

El periodonto disminuido es la condición de tejido de soporte que ha recuperado la salud luego de un tratamiento activo y que, como consecuencia de la enfermedad periodontal anterior, de la edad, hábitos para-funcionales o un tratamiento ortodóntico previo permanece con reducción de la adhesión de tejido conectivo y reducción en la altura de la cresta ósea. Los pacientes con periodonto disminuido al ser tratados con ortodoncia sufren una mayor presión de los de tejidos periodontales y son más susceptibles a la perdida adicional de hueso, alrededor del 10% de los pacientes sometidos a terapia ortodóntica puede tener prevalencia de pérdida de inserción(15).

Se ha reportado que los movimientos dentales controlados pueden causar menor daño al tejido duro, porque la presión se distribuye uniformemente en una superficie ósea más extensa y el movimiento del diente será más controlado(25).

El paciente con estas dos condiciones puede llegar a presentar complicaciones serias que incluso se pueden traducir en perdida dental.

Varios estudios han reportado que, para realizar un movimiento dental en periodonto disminuido, se requiere una disminución de la fuerza, dando como resultado un incremento en la proporción momento-fuerza (M/F). Los

movimientos ortodónticos en dientes con raíces cortas son más propensos a generar un alto riesgo de reabsorción radicular, influenciada por la disminución de la proporción entre la longitud de la raíz y la longitud de la corona(24)(26).

Para generar los movimientos iniciales del tratamiento se utilizan alambres redondos con propiedades específicas, algunas de las aleaciones más usadas en ortodoncia en la fase inicial de alineación y nivelación son Níquel-Titanio (NiTi) y Níquel Titanio Cobre (NiTiCu), las cuales poseen una capacidad de memoria de forma (SMA) con una curva de esfuerzo-deformación definida y un amplio rango de activación e histéresis(26).

Se han realizados algunos estudios que muestran el comportamiento de toda la unidad dentoalveolar al ser sometida a movimiento con ortodoncia, un ejemplo es el de Ryniewicz y cols. en el 2016 simularon la intrusión de un incisivo central superior encontraron que los esfuerzos en el diente fueron de 0.2 MPa, en el ligamento periodontal 0.005 MPa, zona alveolar 0.66 MPa, hueso cortical y trabecular 0.66 MPa. La distribución del estrés fue regular en el ligamento periodontal. Se observaron movimientos leves con valores máximos en el área del ápice; los resultados de este estudio demuestran que los tejidos que rodean el diente fueron influenciados mecánicamente por la fuerza generada en el bracket(27)(28).

También hay estudios reportados donde se analizó el comportamiento del ligamento periodontal como el publicado por Armando Yukio Saga y col.(2016) evaluaron los patrones de distribución inicial y la magnitud del estrés compresivo en LP en una simulación de la intrusión ortodóntica de incisivos maxilares, considerando los puntos de aplicación de la fuerza. El mayor esfuerzo de compresión se concentró en la región del ápice del ligamento periodontal (-40.14 MPa), independientemente del punto de aplicación de la fuerza ortodóntica(27)

El objetivo del presente trabajo es determinar el comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar sana, con periodonto disminuido y raíces cortas, utilizando dos tipos de arcos (NiTi) y (NiTiCu) mediante simulación por elementos finitos en fase de alineación y nivelación, este objetivo obedece a la necesidad de indagar cuál de los dos tipos de arco favorece más el resultado clínico del

tratamiento de ortodoncia en pacientes con las condiciones de base periodonto
disminuido y raíz corta.

1. ASPECTOS TEORICOS CIENTÍFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La ortodoncia es la rama de la odontología que se encarga de corregir las malposiciones dentales, esqueléticas y faciales para devolver función y salud a nivel oral y facial, es una disciplina que trabaja de manera conjunta con las otras especialidades en el campo de la odontología, para dar un manejo integral a todos los pacientes(1,7). Al ser integral, se relaciona con todas las estructuras de la cavidad oral incluyendo los dientes, sus raíces y el periodonto entre otros, cada acción que se realice repercutirá de una manera favorable o adversa en estas estructuras. Se evidencia en la literatura algunos efectos adversos, por la aplicación de una fuerza que no corresponde a la indicada sobre estos tejidos sobrepasando su capacidad de adaptación, algunas de las variables a tener en cuenta para no superar esta capacidad son la longitud radicular y el periodonto disminuido, condiciones de base que presentan algunos pacientes que acuden a la consulta de ortodoncia (8,9). Siendo las raíces cortas una alteración en el crecimiento y el desarrollo radicular antes de lograr el tamaño normal el término, descrito por primera vez por Lind en 1972 y puede ser de origen genético o idiopático (10,11)

Se ha reportado la prevalencia de raíces corta de 1,3% en los paciente tratados con ortodoncia, es más común en mujeres y afecta principalmente premolares e incisivos del maxilar superior.(12,13)

Las raíces cortas son susceptibles a sufrir reabsorción radicular lo que se considera como un efecto indeseable que se debe controlar para garantizar el éxito del tratamiento; seguir realizando movimientos dentales en estas condiciones podría traer como consecuencia una disminución del soporte estructural de la raíz del diente, lo que influirá en su posterior pérdida. (26)

Otras condiciones que pueden estar presentes al iniciar el tratamiento de ortodoncia se relacionan con el periodonto disminuido, se denomina periodonto disminuido a la condición de tejido de soporte que ha recuperado la salud luego

de un tratamiento activo y que como consecuencia de la enfermedad periodontal anterior, permanece con reducción de la adhesión de tejido conectivo y reducción en la altura de la cresta ósea; esto puede ser secuela de una enfermedad periodontal anterior. La pérdida ósea se asocia a la edad, hábitos parafuncionales o a un tratamiento ortodóntico previo. (34)

Durante el tratamiento ortodóntico es muy común que se desarrolle o intensifique diferentes tipos de patologías a nivel periodontal, debido a los cambios producidos por la aparatología fija en el ambiente bucal, el patrón de pérdida en los dos casos va ser horizontal. Los pacientes con periodonto disminuido al ser tratados con ortodoncia sufren una mayor presión de los tejidos periodontales y son más susceptibles a la pérdida adicional de hueso en un pequeño subconjunto de alrededor del 10% de los pacientes sometidos a terapia ortodóntica puede tener prevalencia de pérdida de inserción.(26)

Las afectaciones a nivel periodontal pueden ser causadas o incrementadas por las fuerzas ortodónticas, por lo que la biomecánica en el tratamiento de ortodoncia influye directamente en la severidad de la reabsorción y alteraciones en el periodonto; debido a que algunos movimientos perjudican más la raíz del diente en especial a las raíces cortas, es así como el ápice radicular y el periodonto asociado pueden experimentar una alta compresión o migración apical del centro de resistencia, relacionadas con al estrés causado por fuerzas aplicadas desde la corona (14,15). Se ha reportado que los movimientos dentales controlados pueden causar menor daño al tejido duro, porque la presión se distribuye uniformemente en una superficie ósea más extensa y el movimiento del diente será más controlado.(29)

Es fundamental comprender que un paciente con ciertas características o condiciones de base en etapas iniciales de la ortodoncia, como periodonto disminuido y/o raíces cortas, puede llegar a presentar complicaciones serias que incluso se pueden traducir en pérdida dental, con el fin de evitar esta pérdida, ha sido de interés entre los ortodontistas evaluar el esfuerzo y deformación que se ejercen con diferentes tipos de arcos. (34)

La mayoría de técnicas en ortodoncia manejan arcos dentales que soportan el slot de los brackets, dichos arcos por su parte están diseñados con diversas

aleaciones, donde es indispensable una selección adecuada de la aleación pues esto permitirá al ortodoncista controlar los niveles de fuerza y la magnitud de los momentos necesarios para mover los dientes en forma eficiente evitando factores adversos. (36)

Referente a las aleaciones una de las más usadas durante las últimas dos décadas en la fase de alineación y nivelaciones es la de Níquel-Titanio (Clásico y Cooper), debido a sus propiedades mecánicas, biocompatibilidad, resistencia a la corrosión y menor módulo de elasticidad. El NITI es conocido ampliamente en el campo de la ortodoncia por su propiedad de súper elasticidad que no iguala ningún otro material, ofrece una fuerza moderada y constante ideal para las etapas iniciales de la ortodoncia donde se busca mantener las fuerzas en un nivel tan bajo como sea posible para evitar una sobrecarga que afecte al complejo diente periodonto.(37)

Estos arcos presentan fácilmente grandes deflexiones seguidas de una recuperación total de su forma, sin exceder el límite elástico de la aleación. Los alambres pueden permanecer muy constantes casi dentro del rango ideal para el movimiento ortodóntico durante largos períodos de tiempo, permitiendo un movimiento muy suave de los dientes (38). Debido al papel crítico de su composición metalúrgica, sin embargo, no todos los alambres NiTi del mismo tamaño exhiben idénticas propiedades o ejercen los mismos niveles de fuerza, incluso pequeñas diferencias o variaciones en su relación de composición pueden implicar cambios en las propiedades del arco, no obstante no se ha evidenciado cuales presentan menor afectación al periodonto disminuido y las raíces cortas(38).

Diversos métodos de investigación han estudiado las variables que presentan los diferentes tipos de arcos, uno de ellos es el de elementos finitos o FEA por sus siglas en inglés (Finite element analysis) que se puede denominar como un procedimiento numérico para aproximar problemas modelados por ecuaciones diferenciales parciales utilizando una representación discreta del problema a ser elementos, usa procedimientos para calcular las tensiones en cada uno de los elementos y las tensiones resultantes de factores externos como la fuerza y desplazamiento. Es extremadamente útil para la estimación de la respuesta

mecánica de los tejidos y de los biomateriales que difícilmente se pueden medir in vivo. (39)

El método de elementos finitos se ha utilizado en odontología desde la década de 1970, y se constituye en una herramienta útil para el análisis de los tejidos periodontales y las raíces cortas bajo fuerzas, este método se ha utilizado ampliamente para estudiar diferentes problemas en ortodoncia. (40)

Siendo el periodonto disminuido y las raíces cortas una condición clínica muy frecuente en la consulta de ortodoncia es importante conocer la diferencia entre las aleaciones que se utiliza en estos pacientes y determinar cuál aleación genera más fuerzas suaves y prolongadas convenientes en este tipo de patologías.

Estrategia de búsqueda del soporte científico:

Palabras clave: deformación, periodonto disminuido, raíz corta, nitinol, análisis de element finitos

Key words: deformation, decreased periodontium, short root, nitiniol, finite elements analysis.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es el comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar con periodonto disminuido y raíces cortas utilizando dos tipos de arcos a través del método de elementos finitos en fase de alineación y nivelación?

1.2 JUSTIFICACIÓN

El cierre de espacios y corrección de las malposiciones dentales se obtiene a través de la aplicación de fuerzas donde la aparatología ortodóntica fija, tipo brackets juega un papel fundamental orientando dichas fuerzas, trasmitiéndolas al diente mediante los arcos de alambre en cada etapa del tratamiento de ortodoncia; el diente a su vez transporta dichas fuerzas al ligamento periodontal y al hueso, es importante revisar en un modelo de elementos finitos (FEA) el esfuerzo y deformación de los arcos cuando existe periodonto disminuido y raíces cortas. (21,22)

Siendo las aleaciones de NITI clásico y NITI Cooper materiales usados con frecuencia en la fase de alineación y nivelación de la ortodoncia, es importante que el especialista conozca cuál de ellas es la que proporciona al paciente mayores beneficios en cuanto al esfuerzo y deformación en dicha fase previniendo efectos adversos.

Este estudio es relevante debido a que con los hallazgos se podrá sugerir una alternativa en la elección de la aleación en la fase inicial del tratamiento en periodonto disminuido y raíces cortas, dicha alternativa es importante en el éxito del tratamiento lo que beneficiaría a los pacientes.

1.3 PROPÓSITO

Ampliar la evidencia científica sobre el tema de estudio y generar bases para la creación de un protocolo para dar manejo a pacientes con raíces cortas y periodonto disminuido en fase de alineación y nivelación.

1.4 ANTECEDENTES

La unidad dentoalveolar es el periodonto de inserción conformada por cemento radicular, ligamento periodontal y hueso alveolar durante mucho tiempo ha sido estudiado cada uno de sus componentes debido a su gran importancia en las diferentes áreas de la odontología, en donde se encuentra algunos los siguientes antecedentes de sus diferentes componentes:

1.4.1 LIGAMENTO PERIODONTAL

Es definido por Mera y cols en el 2014, como un tejido conectivo suave muy especializado localizado entre la raíz del diente y el hueso alveolar. Refieren que la tarea principal es el soporte dental. Tiene una función importante en el movimiento dental, juega un papel importante en el estrés/deformación y en el remodelado óseo siendo un componente crítico en el periodonto en cuanto a la deformación. En este estudio su objetivo era proponer un modelo de contacto entre la raíz del diente y su hueso alveolar circundante para usar junto con programas de elementos finitos para reflejar el comportamiento y los efectos del ligamento en el movimiento de los dientes y el proceso alveolar. Tomaron un incisivo central superior, lo escanearon de una tomografía para realizar la simulación y aplicar cargas. Encontraron que los valores máximos de resistencia de la interfase eran 74 MPa a la compresión, 0.64 MPa a la tensión y 0.23 MPa bajo carga intrusiva. (43)

En el anterior estudio reportaron al igual que otros como el de Bouton (2009), Gröning F (2011) y Mengoni (2016) que el ligamento periodontal es un material viscoelástico no lineal y su grosor varía dependiendo de la localización en su raíz y puede estar entre 0.15 - 0.38 mm cuyos valores pueden obtenerse a través de una tomografía.(44) Su espacio va disminuyendo con la edad. Los valores para el módulo de Young muestran un amplio rango de 0,01 a 100 MP, e incluso algunos autores han utilizado valores superiores a 100 MP. En los estudios de elementos finitos lo modelan con valores del material elástico bi-lineal de 0.1 MP y se utilizan a menudo para modelar la fase inicial de la curva tensión-deformación, mientras que los valores entre 0.1 y 10 MP son usados

para modelar el segundo fase más dura. Los valores para el coeficiente de Poisson de 0.45 – 0.49 v. (45) Estos valores han sido reportados en la literatura en estudios como los de Anneke Nikolausa (2011), Wojciech (2016) y Javad Hazrati; (2009) y se han reportado diversos valores muy cercanos variando de acuerdo a el tipo de modelado en elementos finitos (Tabla 1).(28), (46),

Tabla 1.: Modelos de grosor y material de ligamento periodontal utilizados en los modelos de elementos finitos publicados. (46)

REFERENCIA	ESPEJOR LIGAMENTO PERIODONTAL	MATERIAL MODELO LIGAMENTO PERIODONTAL
Modelos de elementos finitos con carga ortodóntica		
Cattaneo y cols, 2005	No uniforme	No lineal Elástico lineal ($E= 0.044$ MPa o $0,17$ MPa, $\nu=0.45$)
Dorow y Sander 2005	0.2 mm	Elástico lineal ($E=0.01$ MPa o 1 , $\nu=0.45$)
Hohmann y cols 2011	0.05 mm 0.1 mm 0.2 mm 0.3 mm No uniforme	Elástico lineal ($E=0.1$ MPa, $\nu=0.45$)
Huang y cols 2016	0.2 mm	Hiperelástico
Jeon y cols 1999	0.2 mm	Lineal elástico ($E=0.667$ MPa, $\nu=0.49$)
McCormack y cols 2014	0.2 mm	Modelo de matriz de fibra ($E_{matriz}= 1$ MPa, $\nu_{matriz}=0.45$, $E_{fibra}= 1000$ MPa, $\nu_{fibra}=0.35$)
Natali y cols 2007	No uniforme	Modelo constitutivo anisotrópico hiperelástico
Poppe y cols 2002	No uniforme	Bilineal
Provatidis 2000	0.229 mm	Elástico lineal ($E=0.68$ MPa, $\nu=0.49$) y diferentes modelos fibrosos

Toms y Eberhardt 2003	No uniforme 0.25 mm	0.208 MPa, 0.143 MPa, 0.179 MPa o 0.25 MPa, $\nu=0.45$) Elástico no lineal
Vollmer y cols 1999	0.2 mm	Elástico bilineal
Wang y cols 2012	0.25 mm	Viscoelástico desviador Viscoelástico volumétrico Tensión – compresión volumétrica viscoelástico
Modelo de elementos finitos y carga masticatoria		
Keiling y cols 2016	0.2 mm	Modelos elásticos bilineal severo
Menicucci y cols 2002	0.25 mm	Elementos de resorte viscoelásticos no lineales 3D
Natali y cols 2004	0.2 mm	Ley constitutiva no lineal
Ona y Wakabayashi 2006	0.2 mm 0.4 mm	Un modelo consistente de fases no lineal elástico y lineal elástico.
Pietrzak y cols 2002	0.2 mm	Gran tensión y lineal elástico isotrópico
Qian y cols 2009	No uniforme	No lineal, viscoelástico
Rees 2001	0.3 mm	Lineal elástico ($E= 50$ MPa, $\nu=0.49$)
Ren y cols 2010	0.2 mm	Lineal elástico ($E=68.9$ MPa, $\nu=0.45$)
Schrock y cols 2013	No uniforme	Lineal elástico ($E= 1$ MPa, 3 MPa, 5 MPa, 7 MPa, 9 MPa o 11 MPa, $\nu=0.45$)
Tuna y cols 2014	0.18 mm	Modelo de contacto no lineal

1.4.2 HUESO ALVEOLAR

Li Yang y cols (2018) reportan que el hueso alveolar un tejido conectivo mineralizado (60% en peso), matriz orgánica (25% en peso) y agua (15% en

peso). Mientras que la mayoría del hueso alveolar es trabecular, una placa de hueso compacto llamada lámina dura yace junto al espacio del ligamento periodontal, en donde las fibras de ligamento se anclan al hueso alveolar perforando a través de la lámina dura, mientras que los otros extremos se conectan al cemento. Presenta una gran cantidad de células las cuales son importantes en el remodelado óseo y movimiento ortodóntico.(8) .

Marangalou y cols (2009) al inicio del artículo reportan que el movimiento dental ortodóntico es el resultado de la remodelación ósea alveolar debido a la respuesta a un estímulo mecánico en la interfaz con el ligamento periodontal. Demostrando que el ligamento periodontal desempeña un papel crítico en el movimiento dental ortodóntico, corroborando con autores como Mera (2014). En este estudio buscaron desarrollar un modelo numérico capaz de simular la remodelación ósea de ortodoncia, mediante un modelo tridimensional de elementos finitos de un incisivo mandibular construido en base a una tomografía computarizada de un niño de 15 años antes del tratamiento de ortodoncia. Simularon movimientos en cuerpo, donde encontraron que después de 30 días el diente se movía 0.9 mm. (47)

Chaison y cols (2009) en el estudio de casos y controles que realizaron, tuvieron como propósito examinar la influencia del volumen óseo y dental en la inestabilidad del tratamiento ortodóntico al haber un menor volumen óseo, mediante tomografías. Reportan que una altura alveolar disminuida puede estar relacionada con la inestabilidad del tratamiento. Al estar disminuido el soporte del hueso alveolar, el mismo sistema de fuerza ortodóntica induce una mayor presión en los tejidos periodontales en comparación con aquellos con soporte óseo alveolar normal, dando como resultado, un desplazamiento final del diente alterado y más rápido. Además, los pacientes con la pérdida de hueso alveolar son más susceptibles a una mayor pérdida ósea y la posterior pérdida de dientes durante el tratamiento de ortodoncia, de igual manera en presencia de pérdida de hueso alveolar, hay una mayor probabilidad de reabsorción de la raíz apical como consecuencia de la aplicación excesiva de fuerzas de ortodoncia y la estabilidad del tratamiento ortodóntico está relacionada de también con el volumen óseo. (47). (48)

Ohiomoba y cols (2017) hallaron que hueso palatino alveolar tiene una densidad menor que el vestibular, siendo más significativo en anteriores que en posteriores, estos resultados los corrobora Deguchi (2006). Encontraron que en la región palatina y vestibular, la densidad y grosor del hueso alveolar aumentan progresivamente cuanto más lejos está de la cresta alveolar donde encontraron valores más altos vistos a una distancia de 8 mm. Siendo consistente con la idea que el hueso cortical debería llegar a ser más grueso y más denso a medida que nos avanza desde el hueso de la cresta alveolar hacia el hueso basal, en este mismo artículo reportan con la edad también varía la densidad ósea, las mujeres tienen una pérdida sea más rápida en la vejez y en la adolescencia tienen una cortical palatina más densa que los hombres. (47)

Entre las propiedades que presenta esta el módulo elástico y el coeficiente de Poisson que puede variar un poco de acuerdo cada estudio.

Tabla 2: Modulo elástico y coeficiente de Poisson en diversos estudios. (28)

Estudio	Módulo elástico	Coefficiente de Poisson
Zargham y cols 2016	2000 MPa	0.3 MPa
Hazrati y cols 2009	Hueso: 2000 MPa Hueso cortical: 0.3 MPa Hueso esponjoso: 345 MPa	Hueso cortical: 0.26 MPa Hueso esponjoso: 0.38 Mpa
Gröning, M.J. Fagan y O'Higgins 2011	Hueso cortical: 17 GPa Hueso esponjoso 56 MPa	0.30
Bouton	12.2 x10 ⁹ Pa	0,3
Abhishek y cols 2016	13,700 MPa	0.26

Marangalou y cols 2009	Hueso cortical: 13800 MPa Hueso esponjoso 345 MPa	Hueso cortical: 0,26 Hueso esponjoso:0.38
Ryniewicz y cols	Hueso esponjoso: 0.490 GPa Hueso cortical: 13800 GPa	0.31 0.26
Tominaga y cols 2009	2000 MPa	0.30

Al ser simulado mediante elementos finitos Bouton reporta que los resultados pueden verse afectados por la simulación o no del remodelado óseo. Cuando se reduce el soporte del hueso alveolar, el mismo sistema de fuerza ortodóntica induce una mayor presión en los tejidos periodontales en comparación con aquellos con soporte óseo alveolar normal. En consecuencia, el desplazamiento final del diente resultante ser alterado. Además, los pacientes con la pérdida de hueso alveolar son más susceptibles a una mayor pérdida ósea y la posterior pérdida de dientes durante el tratamiento de ortodoncia. Además, en presencia de pérdida de hueso alveolar, hay una mayor probabilidad de reabsorción de la raíz apical como consecuencia de la aplicación excesiva de fuerzas de ortodoncia. (45)

1.4.3 CEMENTO

Jang A y col. (2014) lo definen como un tejido avascular, mineralizado que recubre la última capa de la raíz, cuya función principal es limitar el movimiento del diente, así como para proporcionar soporte y absorción de carga durante la masticación. Se divide en primario que cubre los dos tercios coronales de la raíz y el secundario que se desarrolla con la oclusión y función, cubriendo un tercio de la raíz absorbiendo la carga masticatoria. El cemento no está fusionado de forma directa con la dentina. Se une a la dentina a través de una interfaz de

espesor de 100-200 mm. Tiene una proximidad al hueso de solo 150-300 mm. Sus propiedades varían de acuerdo al tipo de diente. (49)

Ryniewicz y cols (2016) en su estudio de elementos finitos, emplean como modulo elástico del cemento un valor de 2.398 GPa y un coeficiente de poisson de 0.45.(28)

En estudios realizados por Jang (2009) se informa que puede verse afectado por el medio ambiente y oral, cambios de pH, función y desarrollo del hueso alveolar, además sus componentes varían con la edad debido a que hay mayor mineralización con la edad. (49)

El análisis de elementos finitos ha surgido como una tecnología clínica con el fin de ayudar a dar un diagnóstico o planificar un tratamiento, y así obtener resultados próximos a los que se pueden conseguir con modelos de animales o in vitro. En ortodoncia se ha utilizado este método como una herramienta útil para el análisis de los tejidos periodontales y las raíces cortas sometidas a fuerzas ortodónticas. (5)

En el 2015, Eugene W. y col. Realizaron un estudio retrospectivo utilizando medidas bidimensionales para simular el movimiento de incisivos y molares, la retracción del arco mandibular a largo plazo y la rotación del plano oclusal para la corrección de una maloclusión esquelética; usando anclaje de tornillo óseo en la cresta infracigomática. Reconstruyeron el modelo bidimensional a través de imágenes de tomografía computarizada para un FEA retrospectivo. Concluyeron que la retracción en masa del arco mandibular es eficiente para el tratamiento conservador de una maloclusión esquelética de clase III; a través del el anclaje se causó la intrusión de los molares para cerrar la dimensión vertical de la oclusión y el ángulo del plano mandibular. (50)

Souza F. y col realizaron un estudio donde compararon la distribución del estrés en dientes reimplantados y ferulizados con alambres de ortodoncia utilizando un análisis tridimensional de elementos finitos. El objetivo de este estudio fue evaluar el comportamiento biomecánico de las estructuras óseas de soporte de dientes reimplantados y el ligamento periodontal de los dientes adyacentes utilizando alambres de ortodoncia con diferentes propiedades mecánicas: acero, titanio y molibdeno; con un módulo de Young de 200 GPa, 84 GPa y 52 GPa,

respectivamente. Concluyeron que el comportamiento biomecánico de las estructuras analizadas con respecto a los tres arcos fue similar. (51)

2010 Castillo y cols. analizaron el esfuerzo y la deformación en arcos de NiTi súper elástico a partir de un ensayo de prueba (52), en el 2012 Fajardo Y y cols., realizaron un estudio sobre distribución de las deformaciones y esfuerzos en el arco, bracket y unidad dentoalveolar en cierre de espacios con el sistema Damon en pacientes con periodonto disminuido en dientes anteriores inferiores a partir de un análisis por elementos finitos tridimensional(5), los estudios que más se aproximan son los siguientes: en 2012 Queiroz G y cols., realizaron un estudio donde compararon las fuerzas de fricción generadas por NiTi y la deformación de arco en diferentes soportes ortodónticos in vitro (27) en 2014 Pacheco D y cols., publicaron un estudio 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. (25), Fernández F y cols., en 2014 también realizaron un estudio comparativo de los alambres ortodónticos NiTi a través de un ensayo de tracción.(53)

Catenneo P.(2009) analizó a través de elementos finitos, el estrés ocasionado en el ligamento periodontal y el hueso alveolar por el movimiento dental ortodóntico. Refiere que el proceso de remodelado del hueso alveolar y de las estructuras de soporte se desencadenan por la distribución de la tensión y deformación en el ligamento periodontal, considerando las propiedades mecánicas del ligamento, la morfología de las estructuras alveolar y la magnitud de la fuerza aplicada. Para la investigación realizaron modelos de elementos finitos, en donde el ligamento periodontal lo consideraron no lineal y no simétrico y el hueso alveolar se modeló de acuerdo con su morfología real. Estudiaron la relación momento/fuerza, la magnitud de la fuerza y las fuerzas de masticación sobre la tensión/deformación en las estructuras de soporte; pero a causa del comportamiento no lineal del ligamento periodontal no detectaron el área de tensión ni de compresión sobre el tejido; así mismo, la distribución de tensión/deformación en el periodonto se ocultó por la acción de las fuerzas oclusales. Por lo cual concluyeron que después de la aplicación de fuerzas ortodónticas, el modelo óseo alveolar no puede basarse en un concepto

simplificado de resorción causado por la compresión y la formación causada por la tensión. (54)

En el 2014, Kurgan S. y col. Determinaron la distribución del estrés en tejidos periodontales disminuidos en dientes ferulizados a través de un análisis por elementos finitos. Generaron un modelo mandibular a través de un escaneo de tomografía con software tridimensional. El modelo presentó 4 incisivos inferiores comprometidos periodontalmente y dos caninos con soporte óseo óptimo y con proporción corono radicular 1:2; utilizaron tres materiales diferentes para su ferulización: resina compuesta, reforzada con metal y reforzada con fibra. Aplicaron cargas transversales y niveles de estrés alrededor de las estructuras periodontales y los materiales para la ferulización se estudiaron con un análisis 3D de elementos finitos. En este estudio se realizó con cuatro modelos: 1. Seis dientes no ferulizados. 2. Seis dientes ferulizados con resina compuesta. 3. Seis dientes ferulizados con resina reforzada con metal y 4. Seis dientes ferulizados con resina reforzada con fibra; en cada modelo se analizó los niveles de resorción ósea de 100%; 70% y 40%, en condiciones de carga diferentes, definidas como 100 N de carga transversal vertical y 100 N de carga coronal, . Al generar los modelos utilizaron tres configuraciones de resorción ósea para cada material de ferulización, en total se generaron 12 modelos los cuales se agruparon en función de las propiedades mecánicas de cada material. En los resultados encontraron que cuando los niveles de hueso alrededor de los dientes disminuyen, el estrés aumenta. En cuanto a los materiales para la ferulización descubrieron que el reforzado con metal presentaba mejor distribución de las tensiones, ya que el metal es más rígido que la resina compuesta y la fibra, tiene un mejor rendimiento de transferencia de carga. Con niveles de hueso del 100% y del 70%, todos los materiales de la férula fueron efectivos para distribuir las cargas sobre los dientes ferulizados. Sin embargo, a un nivel óseo del 40%, el estrés en los dientes ferulizados aumenta, particularmente en el canino.(55)

1.5 MARCO TEÓRICO

1.5.1 BIOLOGIA Y BIOMECÁNICA DEL MOVIMIENTO EN ORTODONCIA

En ortodoncia es muy importante conocer los mecanismos celulares y moleculares que regulan el movimiento dental durante la aplicación de la fuerza. Este movimiento de los dientes se da a través del hueso alveolar usando métodos biomecánicos seguros y dentro de un ambiente celular; ya que el hueso está en constante remodelación, provocada cuando un diente empuja en una dirección determinada al hueso. Esta técnica implica el uso de mecánica estática que usa fuerzas para mover los dientes. Los elementos tisulares que sufren cambios durante el movimiento dentario son principalmente el ligamento periodontal, con sus células, fibras, capilares, 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 (19,20).

Existe una reacción tisular ante la aplicación de fuerzas ortodónticas 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 (39)

1.5.2 BIOMECÁNICA

El término biomecánica en muchas ocasiones se limita a la física de la mecánica, en donde se estudia la acción de las fuerzas sobre los cuerpos. En ortodoncia, la biomecánica es en realidad la ciencia que se encarga del movimiento dentario cuando se ejerce una fuerza sobre los dientes e interpreta como las cargas aplicadas pueden afectar a las estructuras biológicas, como por ejemplo el periodonto de soporte (14,5).

El ritmo de aplicación de la fuerza: según Graber (1992), se pueden dividir en: Fuerzas continuas, las cuales están dadas por aparatos fijos, su acción permanece por un porcentaje apreciable a la original entre una visita del paciente y la siguiente. Fuerzas intermitentes, dadas por aparatos removibles, en donde su intensidad varía entre el valor deseado y la ausencia total de presión(57).

Schwarz y cols. en 1996 (32), consideran que las fuerzas más adecuadas para realizar un movimiento dental son las ligeras y continuas, ya que al actuar en forma continua evitan la formación de tejido osteoide que es más resistente que el hueso normal. Así mismo, estas fuerzas producen menor resistencia al movimiento disminuyendo así el tiempo de tratamiento. (57)

Los medios por los cuales se genera fuerzas en tratamientos ortodónticos son los arcos de alambre, los resortes y elásticos. Los arcos y resortes se fabrican a partir de diferentes aleaciones. Las características mecánicas de un material están determinadas por varios factores intrínsecos y extrínsecos. Las propiedades intrínsecas son cualidades inherentes del alambre y están determinadas por la composición del material a nivel molecular o cristalino. Las propiedades extrínsecas son las características macroscópicas del material, como el diámetro o la longitud del alambre; las cuales pueden ser determinadas por el ortodoncista(56).

Las características principales en las cuales se describen las propiedades de los materiales se observan con una curva de esfuerzo-deformación o de carga-deflexión.

Curva esfuerzo-deformación: relaciona la carga o fuerza producida sobre un material con la deformación de éste. Se puede describir dos áreas debajo de la curva la región elástica y plástica. En la región elástica la deformación del material es transitoria, regresa a su forma original al eliminar el estrés o carga. La distorsión del material sobrepasando la región elástica da como resultado una deformación permanente del material, por lo cual cambia de forma. Para obtener el movimiento de los dientes, los alambres y resortes ortodónticos se usan en región elástica.

Módulo de elasticidad: es la pendiente de la región elástica de la curva estrés deformación. Representa la rigidez o flexibilidad del alambre. El estrés-deformación es una propiedad intrínseca de la aleación. Este valor carga-deflexión depende de las propiedades intrínsecas del alambre, así como de las extrínsecas como diámetro, longitud, condición de carga, etc.

Un alambre flexible tiene una curva más plana es decir presentan un módulo bajo en la región elástica, mientras un alambre rígido presenta una curva empinada es decir un módulo alto, con más fuerza por unidad de deflexión. Cuanto más bajo sea el módulo, menor fuerza por unidad de deflexión, lo que significa un alambre más flexible.

Cada una de las características de la curva esfuerzo-deformación está determinada por las propiedades del material. Las características de carga-deflexión de un alambre son afectadas por el diámetro y longitud de éste y por la condición de la carga. Para el desplazamiento de dientes, las características elásticas de un alambre son las más adecuadas. Por lo general, la reducción del diámetro de un alambre da resultados reducidos de carga-deflexión. El aumento de longitud de un alambre tiende a disminuir el valor de carga-deflexión.

1.5.3 PERIODONTO DISMINUÍDO

El término periodonto etimológicamente significa “peri” alrededor de y “odonto” se refiere al diente. Anatómicamente son los tejidos periodontales que rodean y soportan a los dientes, los cuales van a proporcionar el sostén necesario para que pueda llevar a cabo diferentes funciones. El periodonto es el conjunto de tejidos que tienen la principal función de unir el diente al hueso alveolar, siendo una de las partes más importantes de la cavidad oral. Incluye todas las estructuras que rodean al diente: ligamento periodontal, cemento y hueso alveolar. Por medio del periodonto es que resulta posible a través de técnicas ortodónticas realizar el movimiento dental, estando más asociados a este fenómeno el ligamento periodontal y el hueso alveolar (58)

Los dientes se encuentran rodeados por tejidos periodontales; el ligamento periodontal está formado por tejido conectivo fibroso, presentando células y

matriz extracelular amorfa y fibrosa. La matriz amorfa está compuesta por proteínas no colágenas como fibronectina y glicosaminoglicano, que tienen como función la retención de agua y disipar fuerzas de compresión. La matriz fibrosa se encuentra en mayor cantidad y está compuesta por fibras colágenas en su mayoría tipo I y sirve como aparato de sostén al diente. De igual forma, presenta células como fibroblastos, mastocitos, células epiteliales, endoteliales y fibras que le permiten cumplir funciones como irrigación, sensibilidad, adhesión e inserción y la participación en procesos de regeneración y aposición celular (24, 25).

El hueso alveolar es un tejido óseo especializado presente en los huesos maxilares y mandibulares que forma la estructura primaria de soporte de los dientes. Una característica comparable del hueso alveolar es que este se somete a un remodelado continuo y rápido asociado con la erupción dental y posteriormente a las demandas funcionales de la masticación. La capacidad del hueso alveolar para someterse a remodelación rápida es importante para la adaptación de la posición de los dientes, pero puede ser un factor determinante en cuanto a la progresión de la enfermedad periodontal (60).

El periodonto se encuentra alterado con la presencia de la enfermedad periodontal, considerada una enfermedad inflamatoria causada por la interacción entre la placa bacteriana y la respuesta del huésped. Como resultado de este proceso inflamatorio se produce la desorganización de las fibras periodontales, la inducción de la resorción ósea y la destrucción de la unión de las células epiteliales, afectando los tejidos de soporte periodontal, obteniendo como consecuencia destrucción irreversible de tejido óseo, movilidad y migración de los dientes (24,26)

Una de las consecuencias de la enfermedad periodontal es la presencia del periodonto disminuido, el cual se denomina al periodonto que ha recuperado la salud luego de un tratamiento activo y que como consecuencia de la enfermedad periodontal permanece con reducción en la adhesión de tejido conectivo y en la pérdida de altura de la cresta ósea. Cuando se habla de disminución en el hueso de soporte se pierde la calidad y la longitud vertical y horizontal ósea. Esta pérdida ósea traslada el centro de rotación del diente hacia apical, lo cual

disminuye el brazo de resistencia, aumenta la tendencia al traumatismo oclusal y consecuentemente, aumenta la movilidad dentaria. 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, se produce un mayor nivel de estrés en niveles graduales de pérdida de hueso bajo el mismo sistema de fuerza (59).

1.5.4 LONGITUD RADICULAR DISMINUÍDA: RAÍCES CORTAS

La raíz de los dientes se forma como causa de la torsión en la unión del epitelio externo e interno, donde se ubica la vaina epitelial radicular de Hertwing. Las células de la papila dental aunque pierden su capacidad proliferativa e inductora, mantienen intacta su capacidad secretora lo cual les permite formar dentina debajo del esmalte a través de la diferenciación a odontoblastos. Cuando las células de la vaina epitelial detienen la inducción se termina la formación radicular, determinada genéticamente (27,28).

La presencia de raíces cortas se presenta por la detención en el crecimiento y el desarrollo radicular antes de lograr el tamaño normal. En estos dientes que presentan raíces cortas la corona es de tamaño normal, aunque la raíz tiene una dimensión menor a la establecida en las medidas y proporciones promedio. Su etiología puede ser por causa desconocida (idiopática), traumatismo o como consecuencia ortodóntica. Es un trastorno que hace referencia al cierre temprano producido por tracciones o fuerzas intensas o indebidas por ejemplo los tratamientos ortodóntico, las cuales pueden ser causante de la reabsorción radicular en dientes permanente presentándose como un proceso patológico (62).

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 genéticamente. 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 (64)

Existen múltiples nombres diagnósticos para los dientes con raíces cortas; entre estas encontramos el enanismo radicular o anomalía de raíz corta la cual se refiere a una 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. (23)

La etiología de la presencia de raíces cortas no se conoce con exactitud. Lind (1972) y Edwards y Roberts (1990), sugirieron la ocurrencia familiar que evidencias orígenes genéticos e influencias ambientales.(23)

Los factores como trauma dental, tensión masticatoria y quimioterapia o radioterapia se han reportado como inhibidores de la formación de la raíz. (23)

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 (64).

1.5.5 ALEACIONES DE NIQUEL TITANIO

Antes de los años cincuenta, en ortodoncia se utilizaban aleaciones de metales preciosos como el oro, debido a que soportaban las condiciones intraorales pero presentaban el inconveniente de ser demasiado costoso; posteriormente apareció una aleación que contenía 18% cromo y un 8% de níquel con base de carbón llamado acero inoxidable. En 1960 la Naval Ordnance Laboratory en Maryland, utilizó la aleación de Níquel Titanio (NiTi), la cual fue introducida en el campo de la ortodoncia por Andreasen y Hillman en 1971; quienes observaron diferencias en las propiedades físicas del Nitinol y los alambres de ortodoncia de acero inoxidable, permitiendo el uso de fuerzas más ligeras. Los arcos de Nitinol

mostraron una mejor resistencia a la corrosión por lo que se consideraron más apropiados para el uso intraoral que el acero inoxidable (65).

Andreasen y Morrow (1978) observaron las propiedades únicas del Nitinol, incluyendo su extraordinaria elasticidad y su memoria de forma, lo cual consiste en la capacidad del material para recordar su forma original tras su deformación plástica cuando se le expone a la temperatura de activación (66).

Burstone y Goldberg (1980) observaron características benéficas tales como bajo módulo de elasticidad combinado con una alta resistencia a la tracción que permitió que los alambres sostuvieran grandes flexiones elásticas (66).

Posteriormente, en 1978 la compañía Furukawa Electric Ltd. comenzó la fabricación de un nuevo tipo de aleación de níquel titanio que fue fabricado en Japón y en 1982 el Departamento de Ortodoncia de la Universidad Médico Dental de Tokio y la compañía Japonesa de materiales ortodónticos Tomy comenzaron una investigación sobre este nuevo alambre superelástico. Esta nueva aleación que recibió el nombre de Sentalloy se diferencia del alambre original Nitinol, por su fabricación. El Nitinol no posee la propiedad de superelasticidad debido a que su propiedad de memoria de forma ha sido disminuida debido al proceso de trabajo endurecido durante el proceso de fabricación (67).

La superelasticidad es el fenómeno que describe valores de tensión que permanecen constantes hasta cierto punto de deformación del alambre, lo cual permite desarrollar una fuerza constante y generar un movimiento dental fisiológico y mayor comodidad al paciente (67).

El Sentalloy presenta propiedades ideales para alcanzar la fuerza ideal para mover un diente: memoria de forma y el fenómeno de superelasticidad, propiedades que no habían podido ser alcanzada en un solo alambre ortodóntico (68)

En la década de los 90, aparecen los arcos de alambre de NiTi con adición de cobre, una aleación que se compone básicamente de níquel, titanio, cobre y cromo. La adición de cobre, el cual es un eficiente conductor de calor, esta aleación presenta temperaturas de transición mejor definidas, lo que garantiza la

generación de cargas homogéneas de arco a arco y de extremo a extremo, lo cual aumenta la eficacia en el movimiento dental. Estos arcos fueron introducidos en el mercado por la Corporación ORMCO con tres temperaturas de transición: 27 °C, 35 °C y 40 °C, lo que permite la cuantificación y aplicación de los niveles de cargas adecuadas en la fase inicial del tratamiento de ortodoncia. Esta aleación comparada con los arcos de Niti convencional y Superelástico, los arcos de alambre NiTiCu presentan menor módulo de elasticidad y presentan una alta capacidad para adaptarse a los soportes de dientes mal alineados, con menos molestias para el paciente y menor potencial para generar reabsorción radicular. Así mismo, estos alambres presentan una histéresis reducida, lo cual hace que la producción de la fuerza sea más constante, factor biológicamente favorable para el movimiento dental (67).

La superelasticidad y memoria de forma no siempre están presentes en todos los arcos, por lo cual es de gran importancia que el ortodontista optimice la zona elástica en la fase inicial de los tratamiento de ortodoncia para favorecer la alineación y nivelación dental utilizando las propiedades físicas en clínica durante un tiempo mayor en boca controlando el tratamiento en forma óptima (16,31).

El comportamiento de estos arcos se basa en el Diagrama Esfuerzo Deformación en donde se analizan tres zonas: elástica, en la cual el alambre puede volver a su forma original cuando se retira la carga, y es la zona donde trabaja el ortodontista; la etapa plástica que es debido a la carga cíclica de esfuerzos en el material y que va cayendo gradualmente hasta producirse la deformación; y al finalizar esta etapa se encuentra la zona de ruptura (4, 27).

1.5.6 NITI COOPER

Las aleaciones de Cobre Niquel Titanio (NiTiCu) fueron desarrolladas para su uso clínico por Sachdeva en 1990 e introducidas en 1994 por casa comercial Ormco, representando los alambres con superelasticidad y memoria de forma en ortodoncia. La adición de cobre en estas aleaciones permite establecer con

exactitud su temperatura de trabajo, es decir presentan dos fases una austenítica y otra martensítica, lo que permite que presenten memoria recuperando su forma al pasar de una fase martensítica a austenítica. Esta aleación es muy difícil de deformar cuando se encuentra en fase martensítica a través de la aplicación de tensiones, y cuando se elimina la carga la deformación persiste lo que puede representar una deformación plástica. Sin embargo, cuando es sometida a calor se produce una transformación a fase austenítica, adquiriendo la propiedad de poder regresar a su forma original cuando se elimina la carga aplicada. (33,34)

Se han fabricado arcos de estas aleaciones en diferentes temperaturas 27°C, 35°C y 40°C, y al ser activadas por el calor corporal son funcionales a las temperaturas encontradas en boca. Los arcos de 27°C tipo I superelásticos: la fuerza es parecida a los alambre de NITI clásico, son recomendados en paciente con alto umbral del dolor y con periodonto sano; tipo II termoactivados a los 35°C genera fuerzas ligeras, son utilizados en pacientes con periodonto normal o levemente comprometido y con un umbral del dolor normal; tipo III termoactivos a los 40°C, generan movimiento dental activo en forma intermitente volviéndose rígidos cuando la temperatura oral sobrepasa los 40°C y son recomendados en pacientes con compromiso periodontal moderado o severo (69)(70)

En cuanto a sus propiedades, las aleaciones de NiTiCu generan fuerzas intermitentes, presentan cambios menores en la curva tensión deformación comparada con las aleaciones Níquel titanio, menor histéresis y una temperatura de transformación más estable. Se ha reportado en algunos estudios que debido a sus propiedades mecánicas las fuerzas continuas que provocan estos arcos evita la hialinización del ligamento periodontal, necrosis y disminución de la reabsorción radicular. (69)

1.5.8 ELEMENTOS FINITOS (FEA)

Los análisis 3D de elementos finitos o FEA por sus siglas en inglés (Finite element analysis) 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. Es un método numérico que simula un fenómeno físico real, a través de un modelo geométrico, discretizando el dibujo en pequeñas partes llamadas elementos finitos. Este método permite modelar estructuras de geometría compleja como los dientes, ligamento periodontal y hueso, las cuales son divididas en formas geométricas llamadas elementos finitos, como triángulos, cubos cuadrados y tetraedros, cuyos vértices se unen para formar nodos. En cada uno de los nodos se encuentra la solución a las variables de estudio a través de las ecuaciones que incluyen el fenómeno físico real. (6,37,38).

Los elementos finitos en ortodoncia han sido aplicados para describir los cambios de forma en estructuras biológicas, particularmente en el área de crecimiento y desarrollo; para el análisis de tensiones producidas en el ligamento periodontal cuando se somete a fuerzas ortodónticas. Así como también, se ha utilizado para estudiar la biomecánica del movimiento ortodóntico de los dientes, mientras que evalúa con precisión el efecto de los nuevos sistemas de aparatos y materiales sin la necesidad de modelos animales representativos (71)(72)

Entre las ventajas de los elementos finitos se encuentran: no se requiere de instrumental extenso, los problemas grandes y complejos se pueden dividir en problemas más pequeños, es un procedimiento completamente no invasivo, se pueden generar modelos tridimensionales, se pueden simular propiedades físicas reales, un ambiente externo y el operador puede repetir el estudio tantas veces como sea posible, una vez que el modelo de estudio ha sido diseñado se puede alterar de forma fácil y rápida (71).

En cuanto a sus desventajas: es necesario realizar un gran número de ensayos en cada simulación, lo cual, en ocasiones repercute en tiempos significativos de computo así como altos costos; los resultados obtenidos son promedios y, por lo tanto deben ser tratados con cuidado porque el resultado real puede estar significativamente alejado de dicho promedio (72)

1.6.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar el comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar con periodonto disminuido y raíz corta utilizando dos tipos de arcos a través del método de elementos finitos en fase de alineación y nivelación.

1.6.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Desarrollar un modelo geométrico CAD a partir de la unidad de una tomografía axial computarizada que representa la unidad dentoalveolar, sana, con periodonto disminuido y raíces cortas.
- Establecer un estado de esfuerzos y deformaciones de la estructura dentoalveolar en arcos Niti Clásico, Niti Cooper.
- Validar los resultados obtenidos a través de literatura especializada.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO:

Modelo de simulación con elementos finitos

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

- Distribución de esfuerzo y deformación en periodonto disminuido y raíces cortas, con arcos de Niti clásico y Niti Cooper

2.3 MATERIAL OBJETO DE ESTUDIO.

- Arcos de Niti clásico y Cooper analizado y recreado mediante elementos finitos tipo estático bilineal

2.4 UNIDAD DE OBSERVACIÓN

Tomografía axial computarizada de diente 11 de un paciente de UNICOC de la clínica de ortodoncia y ortopedia maxilar.

La tomografía computarizada de haz volumétrico debe ser de un incisivo superior en donde el paciente haya dado la autorización de emplearla para estudios y se requieren las siguientes condiciones: permitir el estudio de diferentes cortes, buena resolución, el formato debe ser DICOM para que se pueda transferir, intercambiar, manejar y almacenar las imágenes. El software debe poder instalarse en cualquier computadora, debe permitir la medición 1:1 de las estructuras. El tomógrafo debe cumplir con la resolución y nivel de dosis de radiación adecuado para el paciente conforme al principio ALARA (tan bajo como sea razonablemente posible). Debe tener un correcto ajuste y ser manipulado por un experto

2.5 MUESTRA DE ESTUDIO

- No aplica porque es un estudio de elementos finitos

2.6 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.6.1 Criterios de Inclusión:

- Tomografía de un paciente en formato DICOM de la clínica de ortodoncia y ortopedia maxilar de la Institución Universitaria Colegios de Colombia UNICOC, sin tratamiento de ortodoncia.

2.6.2 Criterios de exclusión:

- Tomografía de pacientes que se encuentren o hayan tenido tratamiento de ortodoncia.

2.7 PROCEDIMIENTO:

TABLA 3: OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

VARIABLE	DEFINICIÓN	NATURALEZA	TIPO DE VARIABLE	OPERACIONALIZACIÓN	ESCALA DE MEDICIÓN	INSTRUMENTAL DE RECOLECCIÓN
Deformación	Distorsión interna producida por la carga definida en términos de fuerza por unidad de área o superficie	Cuantitativa	Dependiente	F en Newtons sobre área utilizada en m^2 o pascales. Se aplicará una carga y luego se emplea el Ansys 14.0, donde se observan los resultados mediante una gama de colores, donde genera el mayor (rojo) y menor (azul)	Continua. Razón.	Simulación a través de elementos finitos
Arco	Aditamento ortodóntico. Metal en forma de hilo que ha sufrido estiramientos por fuerzas de tracción	Cuantitativa	Independiente	Características y propiedades de la aleación. Pulgadas	Continua. Nominal.	Aleación simulada a través de elementos finitos.
Esfuerzo	Distribución interna de la carga definida en términos de fuerza por	Cuantitativa	Dependiente	F en Newtons sobre área utilizada en m^2 o pascales al realizar. Se aplica una carga y posteriormente se	Continua. Razón.	Simulación a través de elementos finitos

	unidad de área			emplea el Ansys 14.0, donde se observan los resultados mediante una gama de colores, donde genera el mayor (rojo) y menor (azul)		
Periodonto disminuido	Periodonto que ha recuperado la salud luego de un tratamiento activo	Cuantitativa	Independiente	Pérdida ósea en milímetros.	Continuo. Nominal.	Tomografía
Raíz corta	Formación radicular completa con ápice cerrado, pero con acortamiento determinado genéticamente.	cuantitativa	Independiente	Relación corono – radicular. Milímetros.	Cuantitativa. Nominal.	Tomografía
Tomografía	Ayuda – medio de diagnóstico donde se emplea un tomógrafo para obtener imágenes transversales.	Cuantitativa	Confusa	Medición en diferentes cortes	Cuantitativa razón	H.C pacientes de la clínica de ortodoncia de UNICOC
ANSYS	Software para diseño, análisis y simulación de partes por FEA	Cuantitativa	Confusa	Ejecución del programa para la simulación de FEA..	Continua nominal	Software - computador
UNIDAD DENTOALVEOLAR	Periodonto de inserción conformada por cemento	Cuantitativa	independiente	Milímetros	Cuantitativa nominal	Tomografía

	radicular, ligamento peridontal y hueso alveolar.					
--	---	--	--	--	--	--

Previo aval del paciente y autorización se realiza selección de una tomografía de los archivos de historias clínicas de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar de UNICOC. Posteriormente se realiza el estudio de elementos finitos donde la unidad de observación fue la unidad dentoalveolar (UDA) del diente 11 se utilizó el programa *invesalious* que permite realizar simulaciones utilizando una especie de maquetas virtuales, brindando una imagen representativa de un sistema real. Se realizaron los siguientes pasos para la creación del modelo:

- Instalación del programa: Ansys 19.0 de elementos finitos. Se utilizó un procesador de 2.4 GHz con memoria RAM 1.5 Gb, Tarjeta de video RAM 64 Mb, Disco Duro de 80 Gb.
- Selección de la tomografía, la cual debe estar guarda en un formato DCM.

INSTRUMENTO

- Historias clínicas de pacientes de UNICOC, de pacientes atendidos en las clínicas de Ortodoncia y Ortopedia maxilar.

CONDUCCIÓN DEL ESTUDIO:

- **Lugar de investigación**

Institución Universitaria Colegios de Colombia y Universidad Santo Tomás

- **Archivo de datos y sistematización**

Para la organización de la información se va a identificar y separar los resultados obtenidos a través de tablas separando las condiciones de estudio y las variables, con el fin de obtener un documento ordenado y de consulta rápida. El proceso de custodia de la información se realizará teniendo en cuenta las normativas de la universidad, en donde los resultados obtenidos en la investigación se transmitirán a un documento que quedará disponible para consulta en el campus universitario, donde no se permite las fotocopias o fotos del documento.

2.7.1 Creación de máscaras:

- a. Creación de una única máscara verde sin efecto smoothing de un único elemento 4 máscaras incorporadas

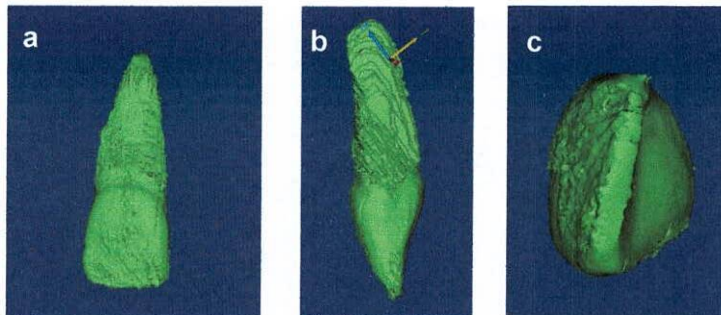


Fig. 1: Diente 11: a. Vista frontal diente b. Vista mesial c. Vista incisal diente N°11

b. COMPLEJO DENTOALVEOLAR

Creación de una única máscara verde sin efecto smoothing de dos elementos diente y hueso alveolar, 7 máscaras incorporadas.

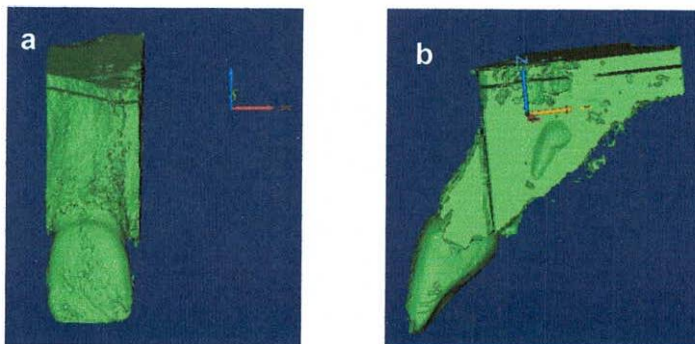


Fig. 2. Diente 11: a. Vista frontal hueso alveolar y diente. b. Vista mesial hueso alveolar y diente

- c. Creación de una única máscara verde con efecto smoothing de dos elementos diente y hueso alveolar, 15 máscaras incorporadas

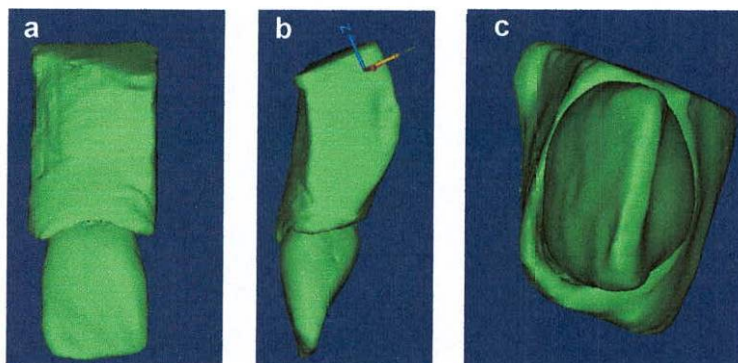


Fig.3. hueso alveolar y diente 11 a. Vista frontal b. Vista mesial c. Vista incisal

d. Creación de 5 máscaras de diferentes colores con efecto smoothing.

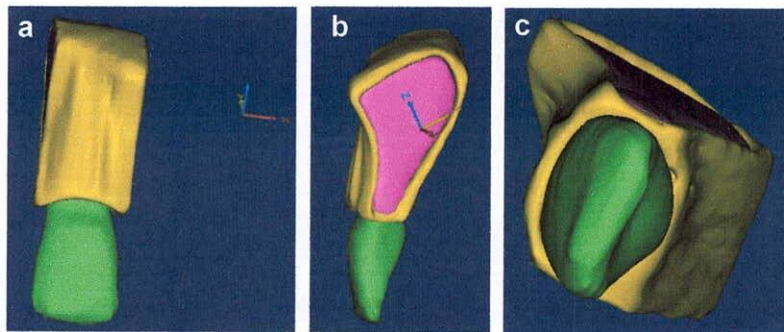


Figura 4: Hueso cortical, trabeculado y diente 11: a. Vista frontal b. Vista mesial
c. Vista incisal

e. Mascara N° 1 verde –DIENTE 11.

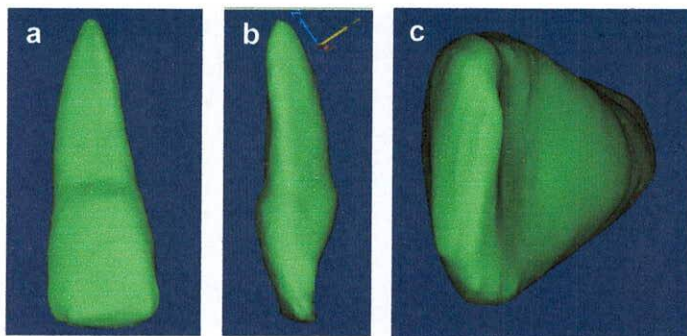


Figura 5. Mascara #1 diente a. Vista frontal; b. Vista mesial diente. C. Vista incisal
diente

f. Mascara N° 2 Amarilla- HUESO CORTICAL

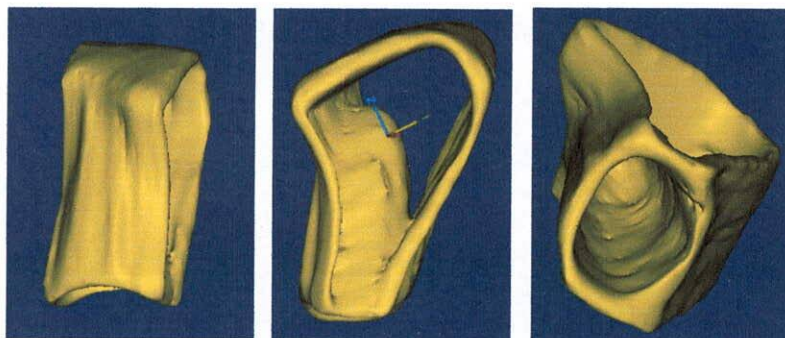


Figura 6. Mascara hueso cortical a. Vista frontal hueso cortical. b. Vista lateral hueso
cortical. c Vista trasversal.

g. Mascara N° 3 Azul- Hueso esponjoso

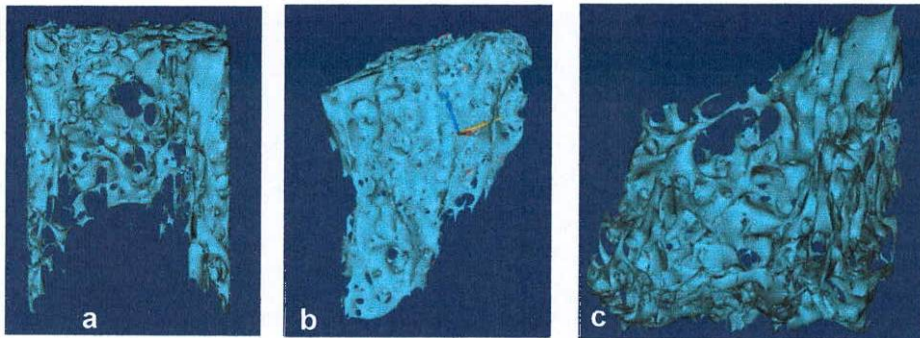


Fig. 7. Mascara Hueso esponjoso. a. Vista frontal hueso. b. Vista lateral hueso. c. Vista trasversal

h. Mascara N° 4 rosada- Hueso cortical

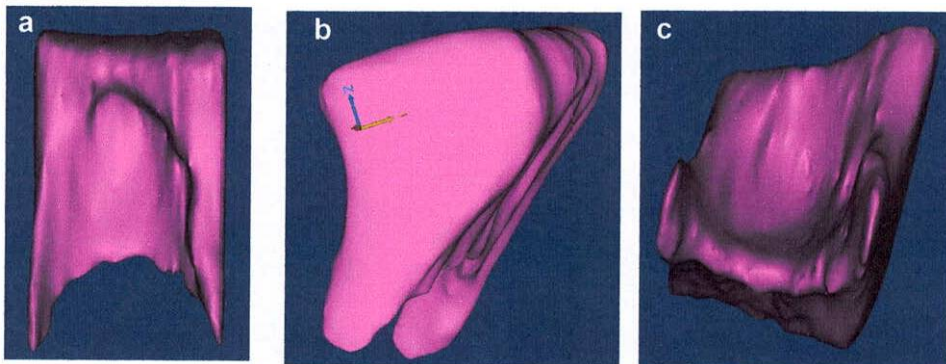


Figura 8. Mascara Hueso cortical. a. Vista frontal hueso. b. Vista lateral hueso. c. Vista trasversal

i. Mascara N° 5 Naranja- Ligamento periodontal

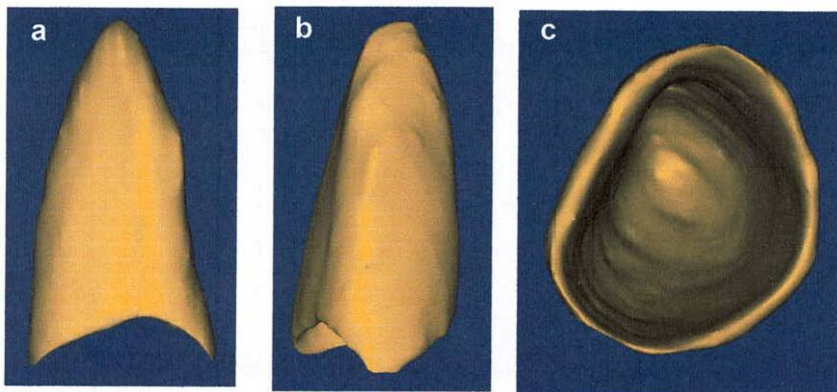
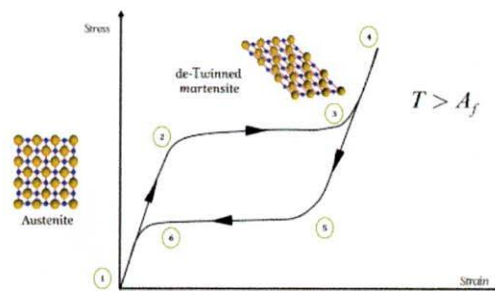


Figura 9. Mascara Ligamento periodontal. a. Vista frontal hueso. b. Vista lateral hueso. c. Vista trasversal

2.7.2 CARACTERIZACIÓN MATERIAL CON MEMORIA DE FORMA (SMA)

El comportamiento superelástico de una aleación con memoria de forma SMA, se asocia con la transformación que se induce por esfuerzo a una temperatura superior de A_f “temperatura final de austenita a cero esfuerzos”, donde la aleación puede deformarse elásticamente a niveles superiores de los normales con una carga en la fase austenítica, una aleación SMA como el NiTi que puede deformarse elásticamente hasta un 8%, en comparación a los materiales lineales que alcanza menos del 1%. La aplicación de la carga induce la transformación de austenita en martensita, después de la fase de descarga, la fase martensita se vuelve inestable y se transforma de nuevo a su fase austenítica original, lo que da como resultado una recuperación total de la deformación al eliminar la carga como se observa en la **Gráfica 1** (73).

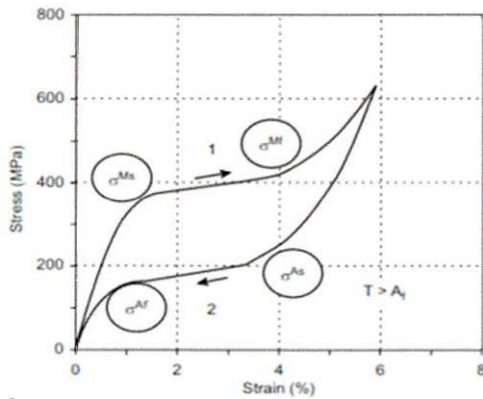


Gráfica 1. Superelasticidad SMA grafica esfuerzo – deformación (73)

Para caracterizar las propiedades mecánicas de un SMA, se evalúan las propiedades mecánicas entre las fases martensita y austenita. Aplicada en la medición del esfuerzo y la deformación.

Un SMA presenta un comportamiento no lineal en la gráfica esfuerzo-deformación como se observa en la **gráfica 2**, durante la fase de carga la respuesta es casi lineal en un nivel de esfuerzo (σMs) donde la rigidez cambia y se observa un comportamiento similar al esfuerzo plástico dándose la formación de una “meseta”. A medida que el esfuerzo aumenta un segundo nivel (σMf), la meseta termina y la respuesta se endurece. Durante la fase de descarga, la respuesta inicial es casi lineal y se forma una meseta con la misma longitud de deformación observada durante la carga a un nivel de esfuerzo más bajo (σAs). Al final de la meseta el esfuerzo disminuye a un nivel (σAf), donde la respuesta

se endurece y se vuelve casi lineal, siguiendo la misma pendiente que se observó durante la carga (73).



Gráfica 2. esfuerzo – deformación SMA (73)

σMs o **SAS**: Inicio del esfuerzo para la transformación de martensita

σMf o **FAS**: Fin del esfuerzo para la transformación de martensita.

σAs o **SSA**: Inicio del esfuerzo para la transformación de austenita.

σAf o **FSA**: Fin del esfuerzo para la transformación de austenita.

Épsilon: Esfuerzo residual máximo.

Alpha: relación de tensión – compresión.

2.7.3 MODELO COMPUTACIONAL POR ELEMENTOS FINITOS – RESORTE (SMA – NiTi)

Con el fin de comprender el comportamiento de un material de memoria de forma (SMA - NiTi), se llevó a cabo un primer modelo computacional por elementos finitos de un resorte, ya que se conocen las condiciones de frontera que rigen este modelo se puede obtener la gráfica esfuerzo vs deformación del material.

Una vez obtenido el modelo 3D del resorte, se procede a llevar el modelo al “design model – ANSYS”. Identificando la geometría como un sólido como se observa en la **Fig. 10** y de esta manera llevar la geometría al static structural – Mechanical ANSYS.

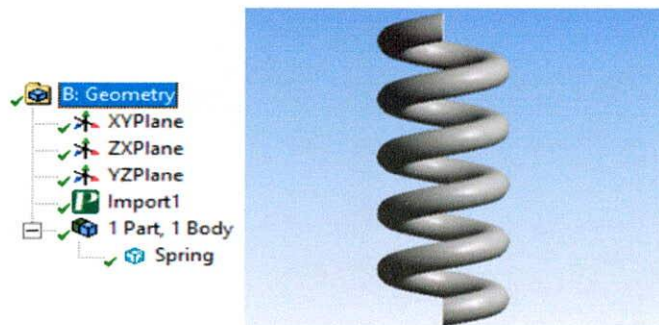
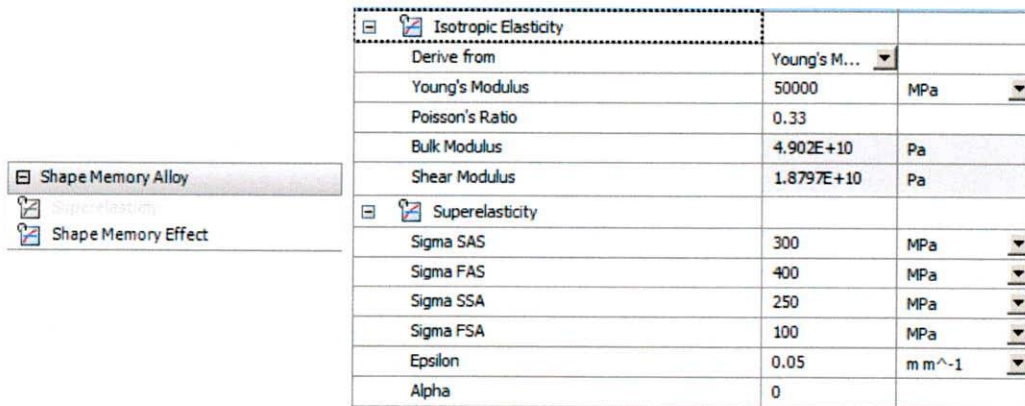


Fig. 10. Resorte design model – ANSYS (autor)

2.7.3.1 ASIGNACIÓN DEL MATERIAL

Una vez cargada la geometría correctamente, se procede a asignar el material para el análisis mediante elementos finitos, para esto es necesario dirigirse al “engineering data – Ansys” donde se procede a crear un material nuevo, para ello se selecciona shape memory alloy – SMA y su efecto de superelasticidad, el cual se adapta perfectamente al modelo que se quiere llevar a cabo. Se cargan todas las propiedades mecánicas del NiTi como se observa en la **Fig. 11**.



Shape Memory Alloy		
Superelasticity		
Shape Memory Effect		
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's M...	
Young's Modulus	50000	MPa
Poisson's Ratio	0.33	
Bulk Modulus	4.902E+10	Pa
Shear Modulus	1.8797E+10	Pa
Superelasticity		
Sigma SAS	300	MPa
Sigma FAS	400	MPa
Sigma SSA	250	MPa
Sigma FSA	100	MPa
Epsilon	0.05	m m ⁻¹
Alpha	0	

Fig. 11 Asignación material NiTi – engineering data ANSYS (autor)

Una vez cargado el nuevo material (NiTi) con cada una de sus propiedades, se dirige nuevamente al “static structural – Mechanical ANSYS”, donde se le asignará a la geometría importada el material previamente cargado en el “engineering data – ANSYS” como se observa a continuación:

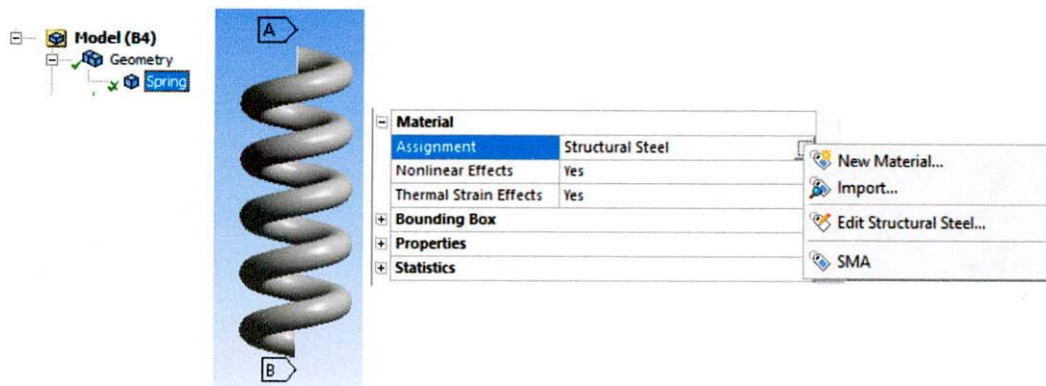


Fig. 12 Asignación material (SMA-NiTi) static structural – Mechanical ANSYS (autor)

2.7.3.2 CONDICIONES DE MALLADO

Una vez asignado el material, se procede a asignar el mallado que más se aproxima a la geometría cargada anteriormente, la cual permitirá tener un análisis más aproximado a la realidad. Para obtener la malla adecuada se selecciona preferencia física – mecánica con una relevancia del 100% ya que la geometría presenta curvatura. Para observar el % de martensita en la geometría, se selecciona un estilo de visualización de relación de aspecto. Para esta geometría el número de nodos y elementos obtenidos es de 3312 – 2196, con esto ya se obtendrán un resultado más aproximado a la realidad.

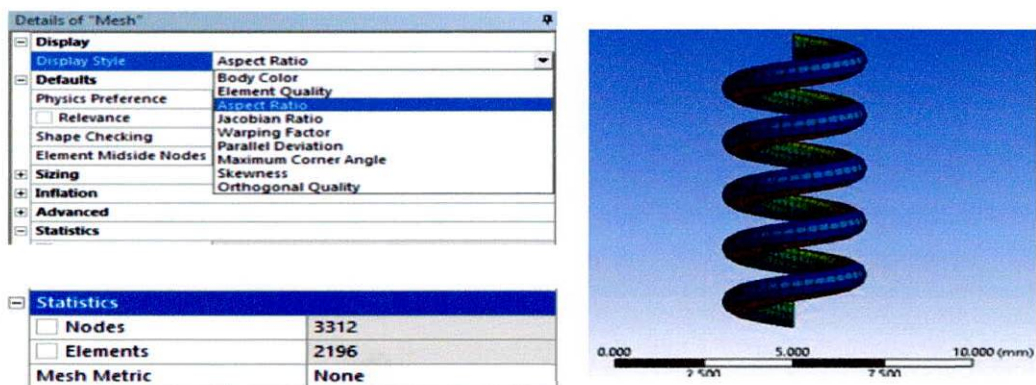


Fig. 13. Asignación mallado - resorte ANSYS. (autor)

2.7.3.3 CONDICIONES DE FRONTERA

Como condiciones de frontera se seleccionan dos desplazamientos remotos uno en la parte superior del resorte y el otro en la parte inferior. El desplazamiento en la parte superior permitirá que el resorte tenga un desplazamiento lineal según el valor de la coordenada asignada, por otro lado, el desplazamiento de la parte inferior se tornara como un punto fijo, el cual restringe el resorte al impedir su movimiento en el espacio. Con esto al modelo se le permitirá tensionarse o comprimirse.

A. DESPLAZAMIENTO SUPERIOR

Al asignar el desplazamiento remoto en la parte superior del resorte, se ubica el centro geométrico del sólido ya que desde esa parte serán aplicados los desplazamientos que sufrirá el resorte, para permitir que el resorte se tensione o comprima, se tabulan los valores observados en la Fig. 14 y se selecciona la otra cara contraria a la que se le aplico es desplazamiento inferior.

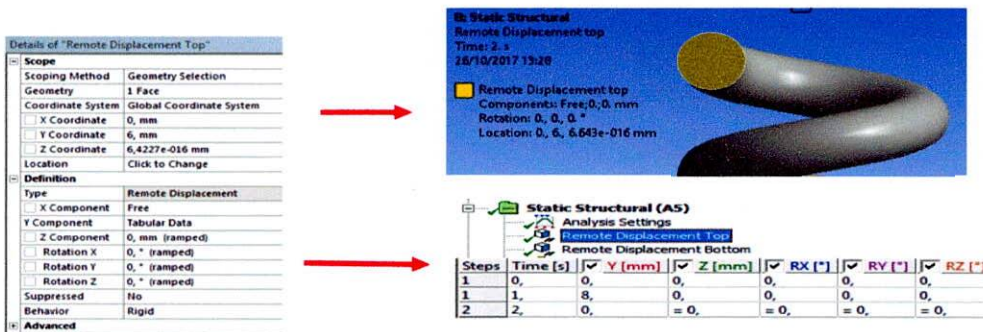


Fig. 14. Desplazamiento remoto superior – resorte ANSYS. (autor)

B. DESPLAZAMIENTO INFERIOR

Al asignar el desplazamiento remoto en la parte inferior del resorte, se procede a ubicar el centro geométrico del sólido ya que desde esa parte serán ubicados los desplazamientos que sufrirá el resorte. Pero como la parte inferior deberá permanecer fija sin poder desplazarse o rotar, se tabularán los valores observados en la Fig. 15.

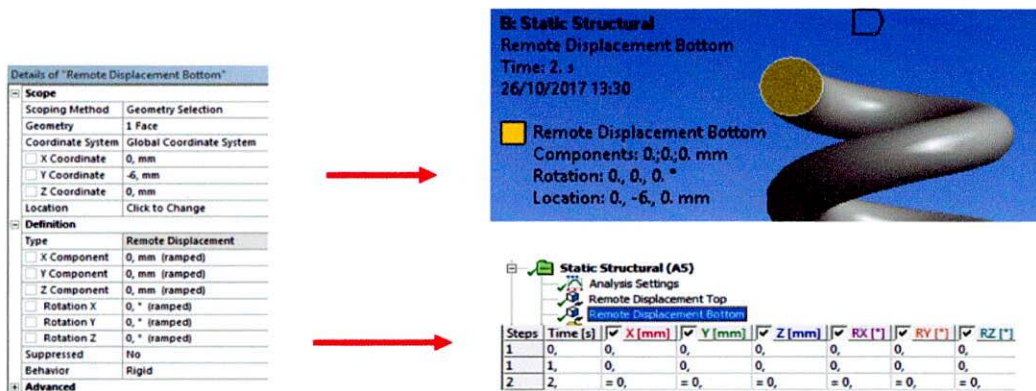


Fig. 15. Desplazamiento remoto inferior – resorte ANSYS. (autor)

2.7.4 RESULTADOS

Conociendo las condiciones de frontera, ingresamos los datos de solución que se requieren como se observa en la **Fig. 16**, con el fin de obtener los valores más aproximados a la realidad y observar el comportamiento del material con el diagrama esfuerzo vs deformación.



Fig. 16. Datos de solución - ANSYS. (autor)

En la **Fig. 17** se observan cada una de las soluciones y valores de resultados obtenidos como lo son: la deformación direccional sobre el eje (y) (8.0241 mm), el equivalente de deformación plástica 0.04529 mm/mm y el% de martensita (90.583).

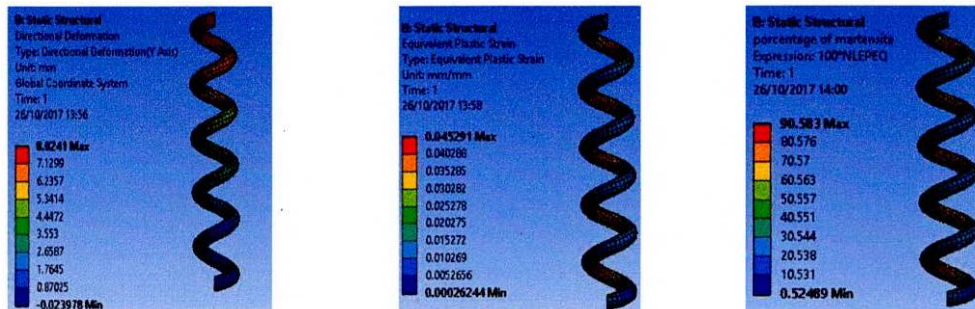
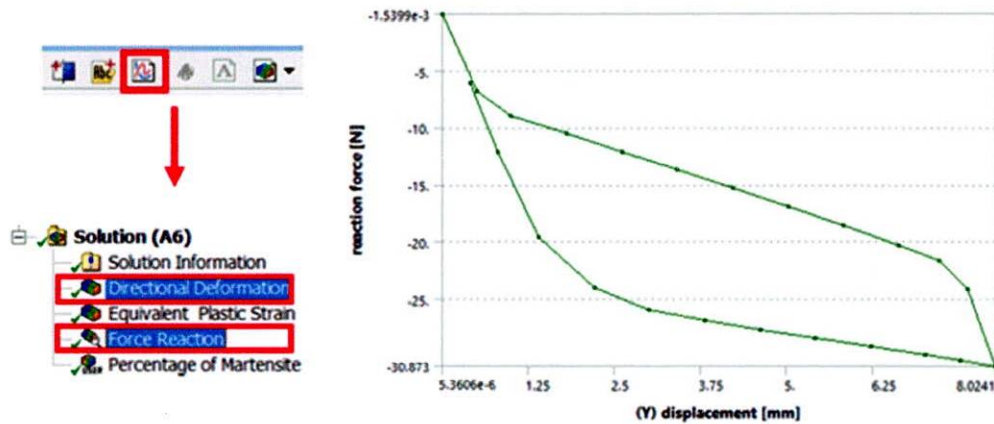


Fig. 17 Resultados de simulación computacional - ANSYS. (autor)

2.7.4.1 GRÁFICA ESFUERZO VS DEFORMACIÓN

Para obtener la gráfica esfuerzo vs deformación del material con memoria de forma (SMA - NiTi), es necesario graficar la deformación direccional y la reacción de la fuerza como se observa en la **gráfica 3**.



Gráfica 3. Gráfica esfuerzo vs deformación - ANSYS. (autor)

2.7.4. MODELO COMPUTACIONAL POR ELEMENTOS FINITOS – ARCO DE ORTODONCIA (NiTi)

Para llevar a cabo el modelo computacional por elementos finitos, se realizó la metrología pertinente de un arco de ortodoncia con un calibre de 0,014". Una vez obtenidas las dimensiones del arco de ortodoncia, se procede a llevar una fotografía real del arco con una escala 1:1 en un software de modelación CAD como se observa en la Fig. 18.

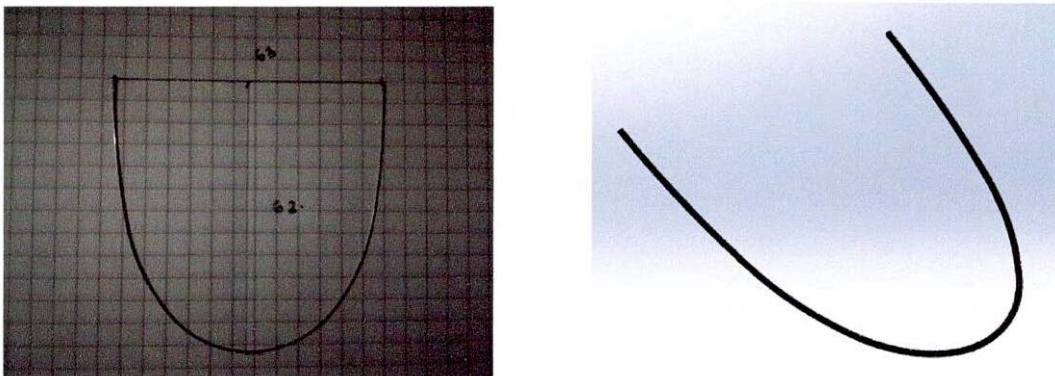


Fig. 18. (A) arco de ortodoncia – (b) modelo CAD arco de ortodoncia [autor]

2.7.4.1 DOMINIO DE TRABAJO

Una vez obtenido el modelo CAD del arco de ortodoncia se procede a llevar el modelo al design modeler de ansys, verificando la geometría importada ya que

se requiere la geometría como un sólido y no como una superficie como se observa en la **Fig. 19**



Fig. 19 Modelo CAD – arco de ortodoncia desing modeler ANSYS [autor]

2.7.4.2 ASIGNACIÓN DEL MATERIAL (NiTi)

Una vez cargada la geometría correctamente, se procede a asignar el material para el análisis mediante elementos finitos, para esto es necesario dirigirse al “engineering data – Ansys” donde se procede a crear un material nuevo, para ello se selecciona shape memory alloy – SMA y su efecto de superelasticidad, el cual se adapta perfectamente al modelo que se quiere llevar a cabo. Se cargan todas las propiedades mecánicas del NiTi como se observa en la **Fig. 11**.

Una vez cargadas las propiedades mecánicas del material con memoria de forma (SMA), se regresa nuevamente al módulo “static structural – Mechanical ANSYS” para asignar el nuevo material del “engineering data – ANSYS” al modelo importado, como se observa en la **Fig. 20**.

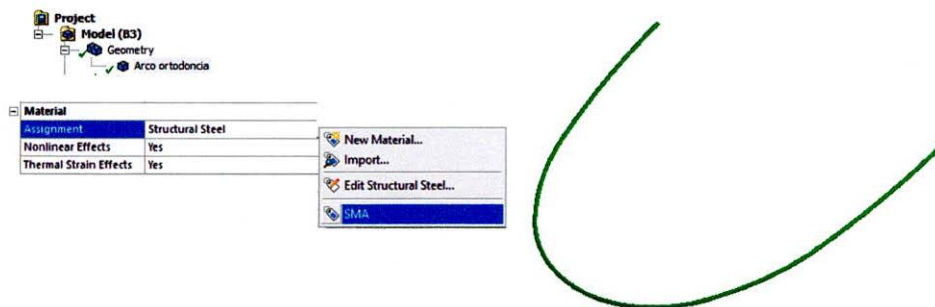


Fig. 20 Modelo CAD – arco de ortodoncia desing modeler ANSYS [autor]

2.7.4.3 CONDICIONES DE FRONTERA

Para realizar el modelo lo más aproximado a la realidad se toman dos desplazamientos, cada uno de ellos ubicados a un extremo de la cara del arco

de ortodoncia. El primer desplazamiento debe de ser fijo ya que no me permite el desplazamiento o rotación en el espacio del modelo, el segundo genera un desplazamiento en la cara opuesta del arco permitiendo comprimir o tencionar en una dirección (-x o x), pero retornando a su estado original en el paso 2.

A. DESPLAZAMIENTO FIJO - COMPRESIÓN – TENSION

Se selecciona una de las caras del arco de ortodoncia en uno de sus extremos, aplicando un desplazamiento fijo como se observa en la **Fig. 21**. Esto permitirá que una de las caras del arco de ortodoncia quede fija, permitiendo a la otra desplazarse en la dirección que sea tabulada ya sea a tensión o compresión .

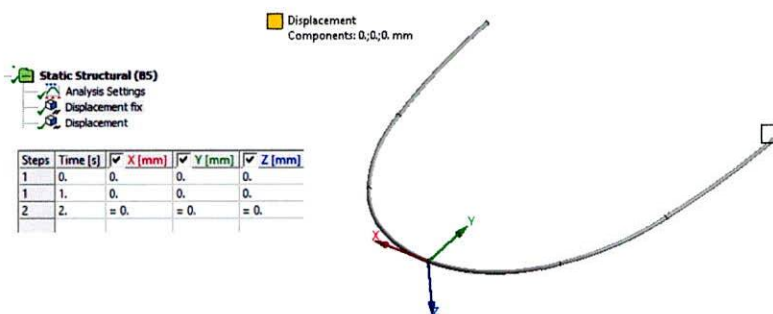


Fig. 21. Desplazamiento fijo arco de ortodoncia - ANSYS [autor]

B. DESPLAZAMIENTO - COMPRESIÓN

Una vez aplicado el desplazamiento fijo se selecciona la cara opuesta del arco, con el fin de aplicar un nuevo desplazamiento como se observa en la **Fig.22** esto permitirá que la cara seleccionada se desplace según en el valor tabulado en el eje -x y retorne a su estado original una vez que aplique e desplazamiento.

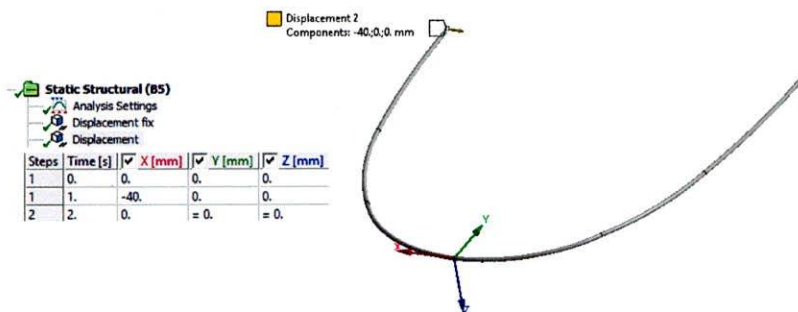


Fig. 22 Desplazamiento compresión arco de ortodoncia - ANSYS [autor]

C. DESPLAZAMIENTO – TENSIÓN

Una vez aplicado el desplazamiento fijo se selecciona la cara opuesta del arco, con el fin de aplicar un nuevo desplazamiento como se observa en la **Fig. 23** esto permitirá que la cara seleccionada se desplace según en el valor tabulado en el eje x+ y retorne a su estado original una vez que aplique e desplazamiento.

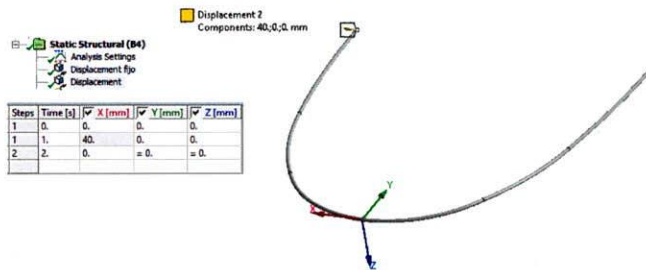


Fig. 23 Desplazamiento tensión arco de ortodoncia - ANSYS [autor]

2.7.4.4 RESULTADOS

Al comparar el modelo experimental con el real se observa que la deformación direccional en el modelo experimental se asemeja al de la realidad, recuperando su forma original sin quedar deformado como lo hace un material de memoria de forma, en este caso NiTi.

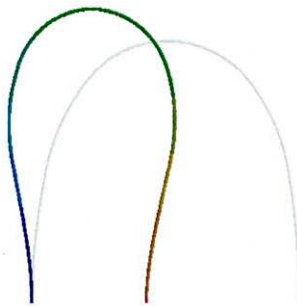


Fig. 24. (a) Resultados modelo computacional – compresión (b) modelo real[autor]

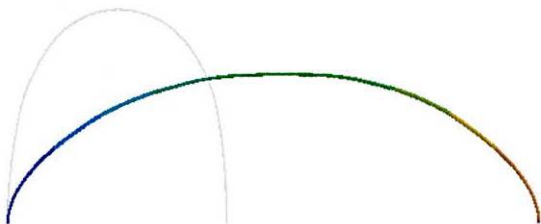


Fig. 25. (a) Resultados modelo computacional – tensión (b) modelo real [autor]

2.7.5 DOMINIO DE TRABAJO – UDA

Para el diagnóstico en el tratamiento de ortodoncia en ocasiones es necesario realizar exámenes como las tomografías, estas permiten identificar las condiciones que puede presentar la UDA. Una vez obtenida la tomografía se observa que el paciente no presenta ninguna condición clínica en la UDA por lo que se establece como una (UDA – normal).

Una vez se identificada la condición clínica como UDA-normal, se hace uso de la herramienta set-up con el fin de identificar la condición oclusal del incisivo central número 11 en la tomografía llevada al software de modelación CAD, Fig.26.

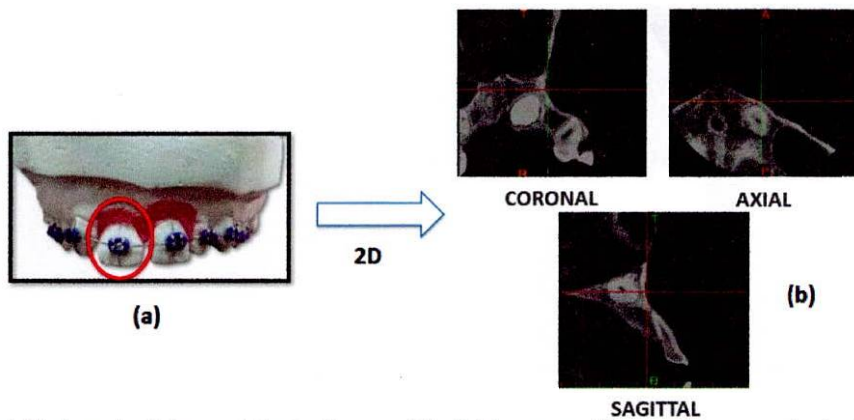


Fig. 26 (a) Set-up incisivo central número 11. (b) tomografías incisivo central número 11 [autor]

Para obtener el modelo 2D que representa la (UDA-normal), se hace uso de tomografías con condiciones normales y se realiza la reconstrucción 2D de la unidad dentoalveolar: Diente, ligamento, hueso cortical y hueso trabecular, Fig.27.

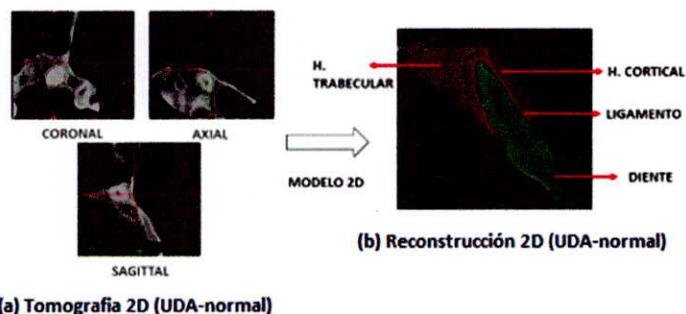


Fig. 27. (a) Tomografía 2D (UDA-normal). (b) reconstrucción 2D (UDA-normal) [autor]

Realizada la reconstrucción 2D de la (UDA-normal), se lleva la reconstrucción a un modelo 3D como se observa en la **Fig. 28**, esto con el fin de obtener un modelo mucho más aproximado a la realidad identificando sobreposiciones que puedan estar presentes en los componentes internos de la UDA.

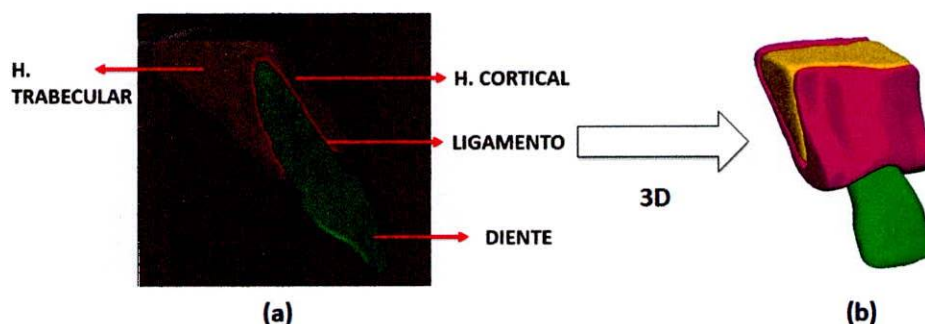


Fig. 28. (a) 2D (UDA) normal. (b) reconstrucción 3D (UDA-normal) [autor]

Una vez obtenido el modelo 3D y comprobada la geometría interna de no presentar sobreposiciones en cada uno de sus componentes internos, **Fig. 29**, se lleva el modelo 3D de la UDA-normal a un software de modelación CAD con el fin de obtener el ensamble entre la UDA y los componentes externos.

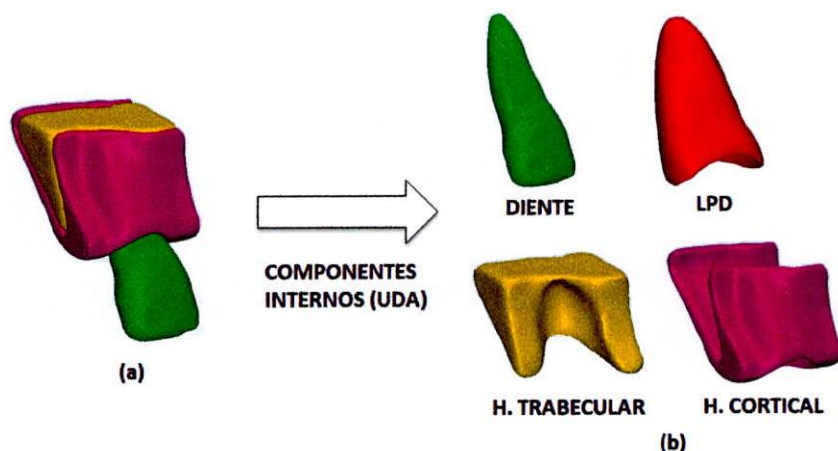


Fig. 29. (a) 3D (UDA-normal). (b) componentes internos (UDA-normal) [autor]

2.7.5.1 REPRESENTACIÓN 2D (UDA) – PERIODONTO DISMINUIDO

Una vez obtenida la tomografía del paciente se identifica si está dentro de las condiciones normales, o si presenta alguna condición de periodonto disminuido

o raíz corta. En este caso el paciente presenta una condición clínica en la unidad dentoalveolar por lo que se establece como una UDA de periodonto disminuido. Para obtener el modelo 3D que representa la unidad dentoalveolar con periodonto disminuido, se toman las tomografías del paciente con las condiciones de periodonto disminuido y se realiza la reconstrucción 2D de la unidad dentoalveolar (Diente, ligamento, hueso cortical y hueso trabecular) como se observa en la **Fig 30**.

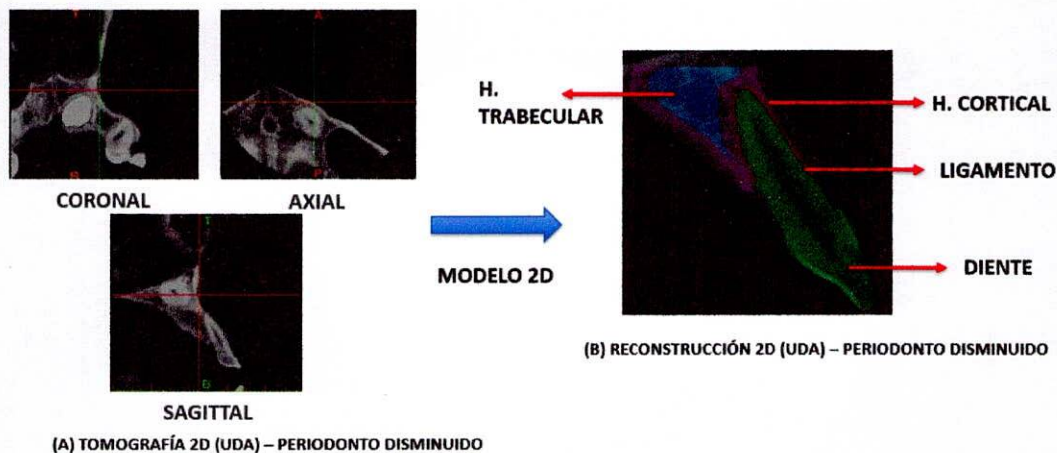


Fig.30 (a) Tomografía 2D (UDA) periodonto disminuido. (b) reconstrucción 2D (UDA) periodonto disminuido [autor]

2.7.5.2 REPRESENTACIÓN 2D (UDA) – RAÍZ CORTA

Una vez obtenida la tomografía del paciente se identifica si está dentro de las condiciones normales, o si presenta alguna condición de periodonto disminuido o raíz corta. En este caso el paciente presenta una condición clínica en la unidad dentoalveolar por lo que se establece como una (UDA de raíz corta). Para obtener el modelo 3D que representa la unidad dentoalveolar con raíz corta, se toman las tomografías del paciente con las condiciones de raíz corta y se realiza la reconstrucción 2D de la unidad dentoalveolar (Diente, ligamento, hueso cortical y hueso trabecular) como se observa en la **Fig 31**.

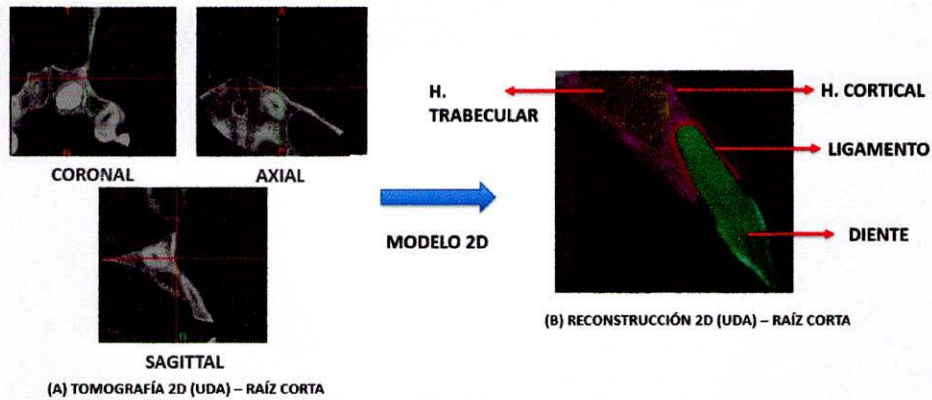


Fig.31 (a) Tomografía 2D (UDA) raíz corta. (b) reconstrucción 2D (UDA) raíz corta [autor]

2.7.6 OBTENCIÓN MODELO 3D (UDA)

Realizada la reconstrucción 2D de cada UDA con sus diferentes condiciones clínicas, se lleva esta reconstrucción a un modelo 3D como se observa en la **Fig. 32**, esto con el fin de obtener un modelo mucho más aproximado a la realidad e identificar sobreposiciones en los componentes internos de la UDA.

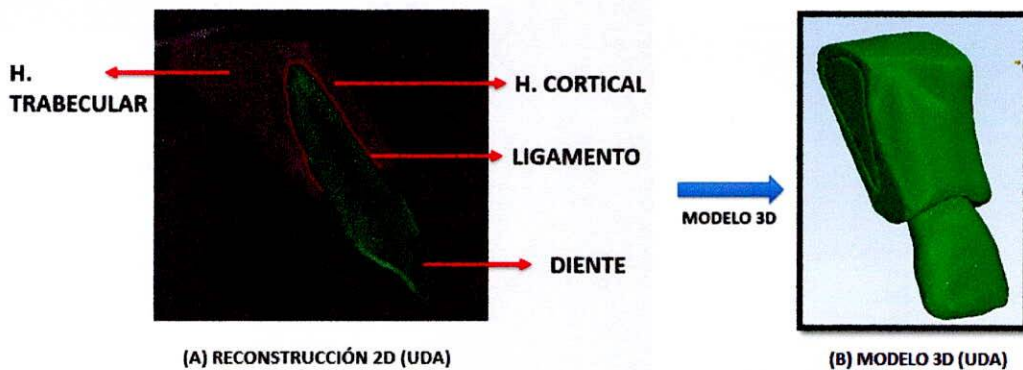


Fig. 32 (a) Tomografía 2D (UDA) . (b) reconstrucción 3D (UDA) [autor]

2.7.6.1 MODELO 3D (UDA) – NORMAL

Una vez obtenida la reconstrucción 2D de la UDA normal se define el modelo 3D verificando cada uno de sus componentes (diente, ligamento, hueso trabecular y hueso cortical), esto con el fin de realizar el ensamble entre cada uno de sus componentes y no observar ninguna sobreposición entre ellos como se observa en la **Fig. 33**, esto permitirá tener un modelo mucho más aproximado a la realidad y con la menor cantidad de errores al importar la geometría en el software de modelación computacional.

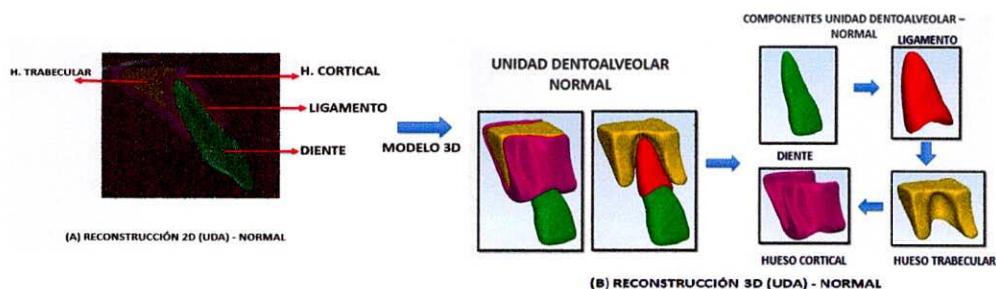


Fig. 33 (a) Tomografía 2D (UDA) normal. (b) reconstrucción 3D (UDA) normal [autor]

2.7.6.2 MODELO 3D (UDA) – PERIODONTO DISMINUIDO

Una vez obtenida la reconstrucción 2D de la UDA con periodonto disminuido se define el modelo 3D verificando cada uno de sus componentes (diente, ligamento, hueso trabecular y hueso cortical), esto con el fin de realizar el ensamble entre cada uno de sus componentes y no observar ninguna sobreposición entre ellos como se observa en la **Fig. 34**, esto permitirá tener un modelo mucho más aproximado a la realidad y con la menor cantidad de errores al importar la geometría en el software de modelación computacional.

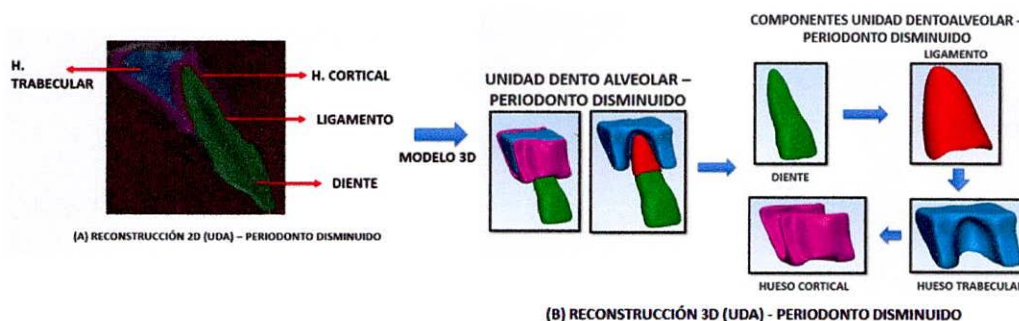


Fig. 34 (a) Tomografía 2D (UDA) periodonto disminuido. (b) reconstrucción 3D (UDA) periodonto disminuido [autor]

2.7.6.3 MODELO 3D (UDA) – RAÍZ CORTA

Una vez obtenida la reconstrucción 2D de la UDA con raíz corta se define el modelo 3D verificando cada uno de sus componentes (diente, ligamento, hueso trabecular y hueso cortical), esto con el fin de realizar el ensamble entre cada uno de sus componentes y no observar ninguna sobreposición entre ellos como se observa en la **Fig. 35**, esto permitirá tener un modelo mucho más aproximado a la realidad y con la menor cantidad de errores al importar la geometría en el software de modelación computacional.

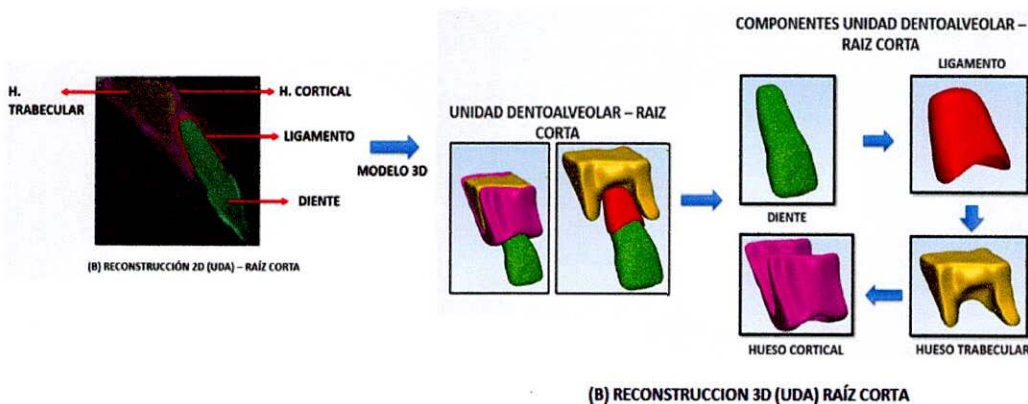


Fig. 35 (a) Tomografía 2D (UDA) raíz corta. (b) reconstrucción 3D (UDA) raíz corta (autor)

2.7.7 PROPIEDADES MECÁNICAS (UDA)

En el documento Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement, se realiza el modelo computacional para el estudio de mini implantes dentales, en él se encuentra la unidad dentoalveolar que recibirá el implante después de hacer los análisis pertinentes por elementos finitos. A través de este documento se identifican las propiedades mecánicas que conforman la unidad dentoalveolar como se puede observar en la **Tabla 4.**(74).

Material	Modulo elástico E (GPa)	Coefficiente de Poisson ν	Tensión de rotura (MPa)
Hueso trabecular	1,50	0.30	2
Hueso cortical	14.7	0.30	133
Diente	20.7	0.30	---
Ligamento (modelo lineal)	6.89×10^{-5}	0.45	----

Tabla 4. Propiedades mecánicas (UDA)(74)

2.7.8 COMPONENTES EXTERNOS UDA

La primera fase del tratamiento de ortodoncia implica alineación y nivelación. En esta etapa los arcos de ortodoncia y los brackets juegan un papel importante al corregir las discrepancias verticales y horizontales, cuando se realizan movimientos dentales leves dentro del hueso alveolar para obtener la forma óptima del arco dental, una oclusión funcional y la sonrisa deseada. Es importante conocer los movimientos del diente para lograr los objetivos del tratamiento de ortodoncia en un menor tiempo.(75)

2.7.8.1 BRACKET

En cada diente que un ortodoncista quiere mover se coloca un bracket específico el cual tiene su propia prescripción y torque, la mayoría de estos brackets están hechos de acero inoxidable. A medida que el espacio de la ranura del bracket se ocupa por el arco de ortodoncia el bracket mueve el diente a una posición determinada. Para replicar el movimiento presente en el sistema dental se utilizó un bracket estándar slot 0.022 x 0.028", del cual se obtuvieron las dimensiones del bracket real esto con el fin de llevarlo a un modelo 3D, **Fig.36.** para su posterior ensamble con la unidad dentoalveolar.

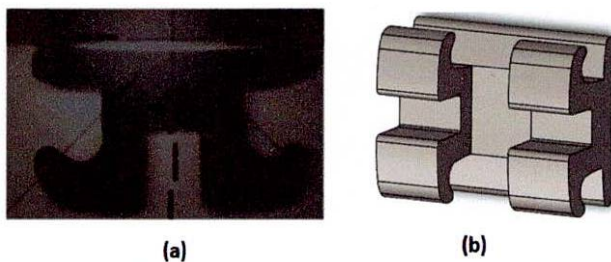


Fig. 36 (a) Metrología bracket. (b) modelo 3D bracket [autor]

2.7.8.2 ARCO DE ORTODONCIA

Durante el tratamiento de ortodoncia los arcos juegan un papel importante al liberar la energía acumulada en su lugar de posición aplicando fuerzas y torques al sistema dental a través de los aparatos donde se sitúan. Por lo tanto, el ortodoncista debe tener el conocimiento adecuado del comportamiento biomecánico que se presenta en la UDA y reconocer las aplicaciones clínicas de los arcos de ortodoncia según la condición que presente el paciente (65).

Para replicar el desplazamiento que se genera en el arco de ortodoncia al deformarse se utilizó un arco de ortodoncia de calibre 0.014" con 2 tipos de aleaciones con memoria de forma (NiTi) y (NiTiCu). Para representar el modelo 3D del arco de ortodoncia se realizó un modelo a escala real, teniendo en cuenta la oclusión que presenta el incisivo central superior número 11 como se representa en el modelo del "set-up". Una vez identificada el área de trabajo, **Fig.37.** se realiza la metrología necesaria para obtener la sección del arco de ortodoncia que se va a usar en la UDA.

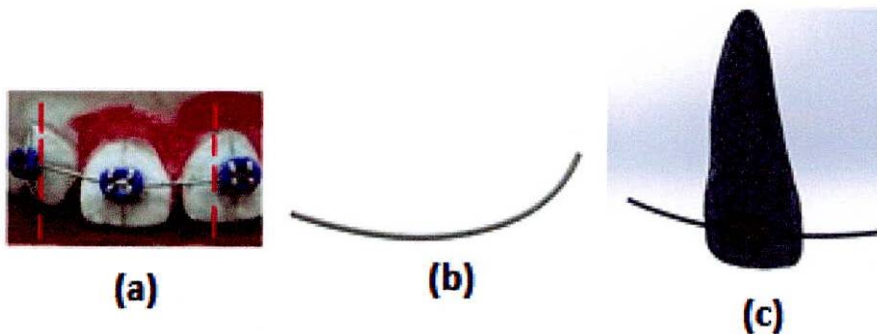
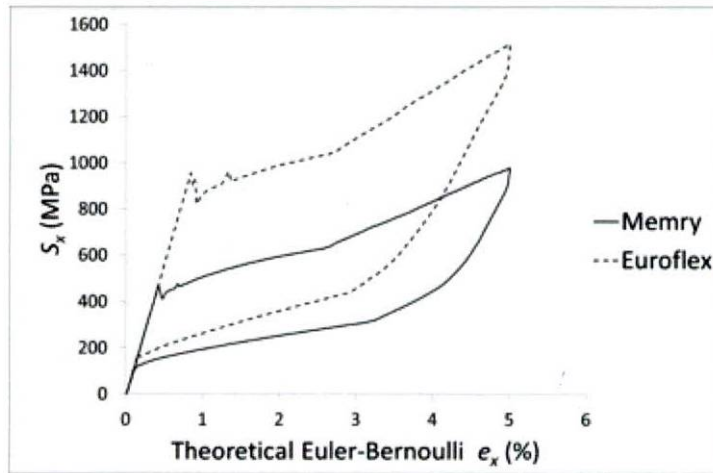


Fig. 37 (A) set up incisivo central # 11 (B) arco de ortodoncia (c) ensamble modelo 3D [autor]

2.7.8.3 ARCO DE ORTODONCIA NiTi

Los arcos de ortodoncia sufrieron grandes cambios al llegar las aleaciones con memoria de forma (SMA), las aleaciones de NiTi son altamente no lineales y presentan un gran ciclo de histéresis en el dominio elástico. Con el fin de determinar las propiedades mecánicas en aleaciones de NiTi se realizaron pruebas a fatiga del material, con dos tipos diferentes de fabricantes (Memry – Euroflex) obteniendo la gráfica característica de esfuerzo – deformación **gráfica**

4. De esta grafica se caracterizaron las propiedades mecánicas del NiTi como se observa en la **Tabla 5.** (65).



Gráfica 4. Grafica esfuerzo vs deformación (NiTi) (65)

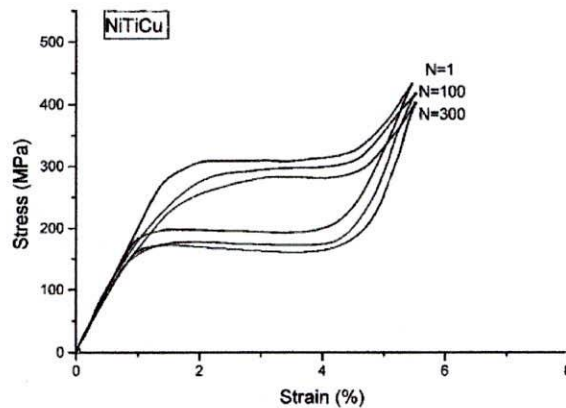
TABLA 5. PROPIEDADES MECÁNICAS NITI (76)

PROPIEDADES MECÁNICAS NITI		PROPIEDADES MECÁNICAS NITICu
ELASTICIDAD ISOTRÓPICA		
MODULO DE YOUNG (Mpa)	70000	132000
RELACIÓN DE POISSON'S	0.33	0.33
SUPER ELASTICIDAD		
σ_{Ms} o SAS (Mpa)	368	216
σ_{Mf} o FAS (Mpa)	484	299
σ_{As} o SSA (Mpa)	232	180
σ_{Af} o FSA (Mpa)	100	165
Épsilon (mm^{-1})	0.06	0.069
Alpha	0	0

- **ARCO DE ORTODONCIA NiTiCu**

Las ventajas que presentan las aleaciones de NiTiCu son la reducción en la histéresis de transformación, la capacidad de respuesta y la resistencia a la corrosión en comparación con las aleaciones de NiTi. (77).

Con el fin de determinar las propiedades mecánicas en aleaciones de NiTiCu con un porcentaje de cobre del 5% se cargó cíclicamente el material obteniendo la variación del esfuerzo crítico necesario para producir el efecto superelástico y determinar el esfuerzo de trabajo óptimo en la aleación, como se observa en la gráfica esfuerzo – deformación **gráfica 5**, como resultado NiTiCu cargado en ciclos de (1, 100 y 300 veces) presento una curva de histéresis mas pequeña y una super elasticidad mas estable, en comparación de las aleaciones de NiTi (77). De la gráfica esfuerzo – deformación con N=300 se caracterizaron las propiedades mecánicas de aleación como se presentan en la **Tabla 6**.



Gráfica 5. Gráfica esfuerzo vs deformación (NiTiCu) (77)

TABLA 6. PROPIEDADES MECÁNICAS NITICU(77)

Elasticidad isotrópica	valor	Magnitud
Modulo Young´s	1.32E+05	Mpa
Relación de poisson´s	0.33	
Superelasticidad		
σ_{Ms} o SAS	216	Mpa
σ_{Mf} o FAS	299	Mpa
σ_{As} o SSA	180	Mpa
σ_{Af} o FSA	165	Mpa
Épsilon	0.069	mm ⁻¹
Alpha	0	

2.7.9. MODELO COMPUTACIONAL POR ELEMENTOS FINITOS

Al obtener el modelo 3D de la (UDA-normal), se procede a llevar el modelo al “desing modeler (ANSYS)”, donde se revisa cuidadosamente cada componente que conforma la unidad dentoalveolar, identificando que se hallan exportado correctamente cada uno de los componentes de la (UDA-normal) deben aparecer como sólido y no como superficie.

Una vez obtenido el modelo en el “designmodeler (ANSYS)”, se verifica nuevamente cada componente que conforman la unidad dentoalveolar, con el fin de no encontrar sobreposiciones entre cada uno de los componentes o de lo contrario se hace uso de las operaciones booleanas de resta, las cuales permiten tener los componentes de la UDA sin sobreposiciones, **Fig. 38**

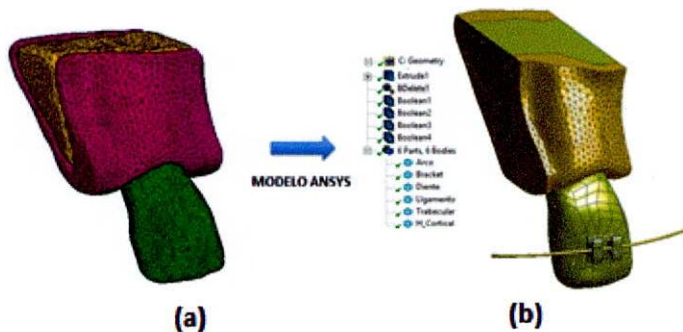


Fig. 38 (a) modelo 3D (UDA-normal) – (b) modelo 3D (UDA-normal) desing modeler – ANSYS [autor]

2.7.9.1 MODELO COMPUTACIONAL (UDA) – NORMAL – PERIODONTO DISMINUIDO – RAÍZ CORTA

Una vez asignado el material y verificada la geometría de cada una de las 3 condiciones de la unidad dentoalveolar en el “static structural – Mechanical (ANSYS)” como se puede observar en la **Fig. 39**, se procede a llevar dichos modelos lo más aproximados a la realidad para obtener un mejor análisis en la simulación computacional por elementos finitos.

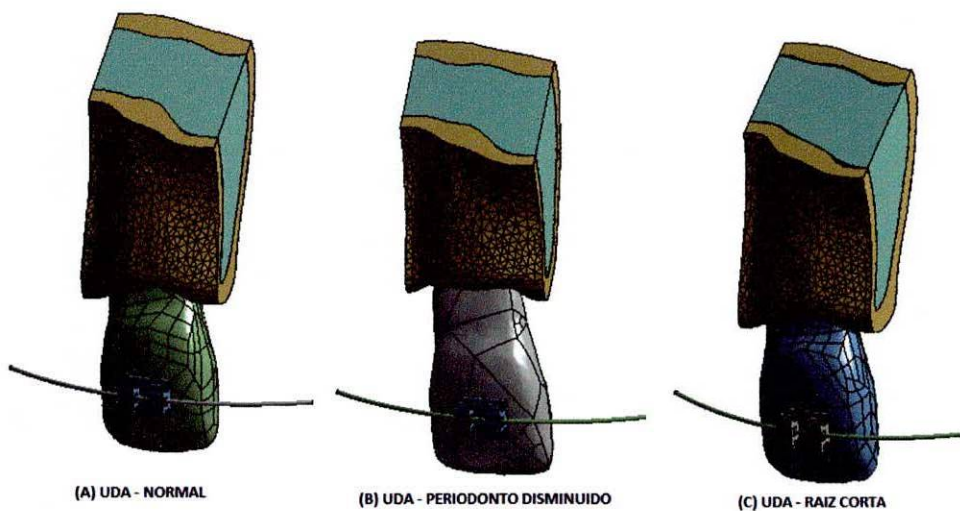


Fig. 39 (a) UDA – normal (b) UDA – periodonto disminuido (c) UDA – raíz corta “static structural ANSYS” [autor]

2.7.10. CONDICIONES DE CONTACTO

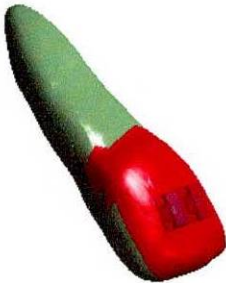

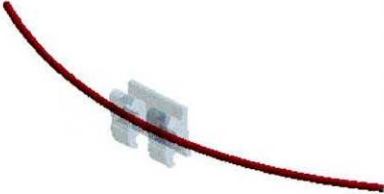

2.7.10.1 CONTACTO - BONDED

Esta es la configuración predeterminada y se aplica a todas las regiones de contacto (superficies, sólidos, líneas, caras, bordes). Si las regiones de contacto están unidas, entonces no se permite deslizamiento o separación entre caras o bordes. Piense en la región como pegada. Este tipo de contacto permite una solución lineal ya que la longitud / área de contacto no cambiará durante la aplicación de la carga. Si el contacto se determina en el modelo matemático, cualquier espacio se cerrará y cualquier penetración inicial se ignorará.

2.7.10.2 CONTACTO – FRICTIONLESS

Esta configuración modela el contacto unilateral estándar; es decir, la presión normal es igual a cero si ocurre la separación. Por lo tanto, se pueden formar espacios en el modelo entre los cuerpos dependiendo de la carga. Esta solución no es lineal porque el área de contacto puede cambiar a medida que se aplica la carga. Se asume un coeficiente cero de fricción, lo que permite un deslizamiento libre. El modelo debe estar bien restringido cuando se utiliza esta configuración de contacto. Los resortes débiles se agregan al ensamblaje para ayudar a estabilizar el modelo a fin de lograr una solución razonable.

TABLA 7: TIPOS DE CONTACTO

Tipo de contacto	Contact body	Target body
Bonded		
Frictionless		

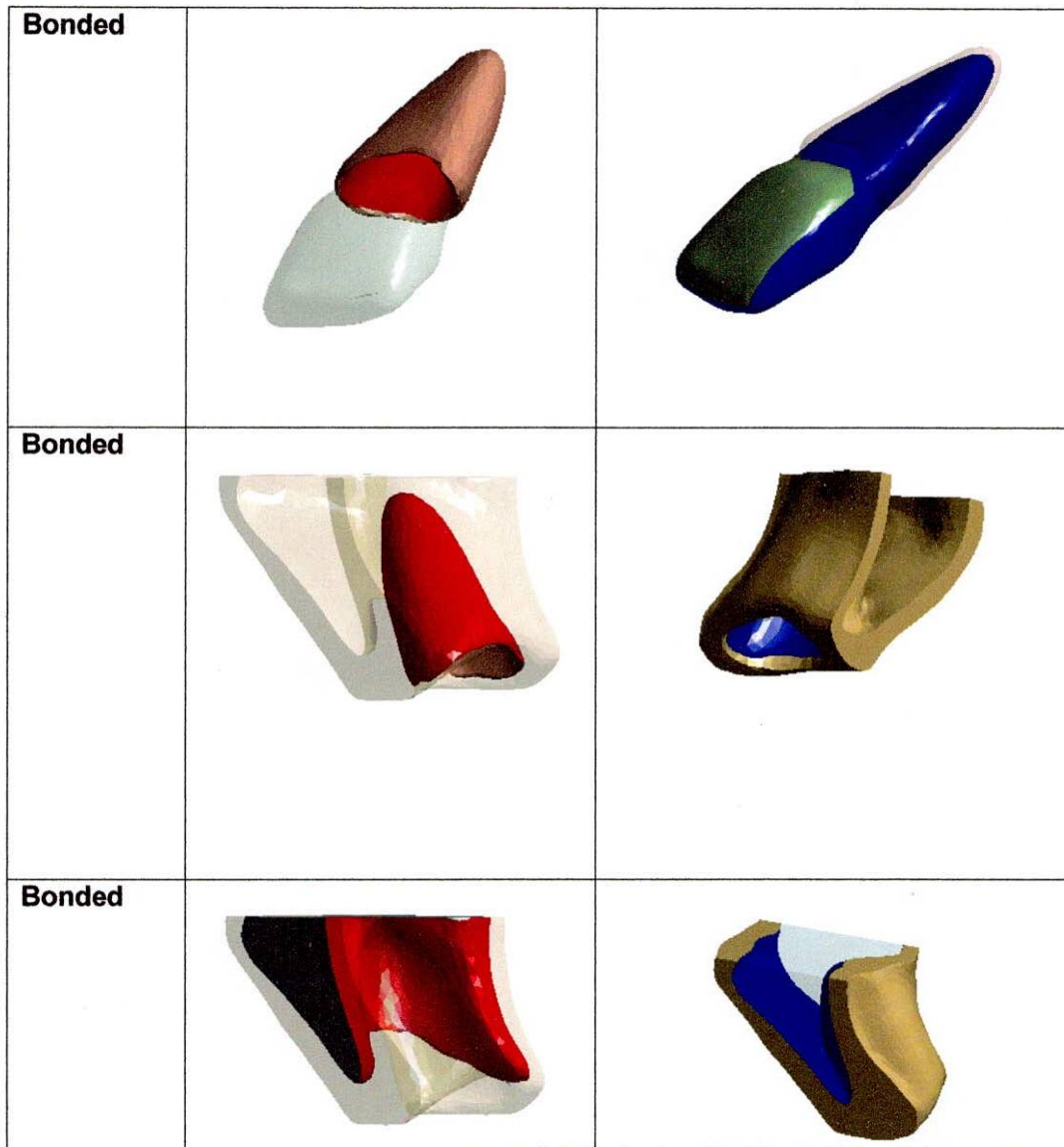






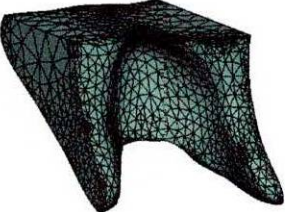




TABLA 8: CONDICIONES DE MALLADO			
CUERPO		ESTADÍSTICA	
SIN MALLA	MALLADO	NODOS	ELEMENTOS
		1.191.156	80.294
BRACKET			
		28.988	5.838

ARCO			
		70.026	48.653
DIENTE			
		75.485	44.833
LPD			
		16.257	8.950
HUESO TRABECULAR			
		39.455	22.373

2.7.11. CONDICIONES DE FRONTERA

Una vez identificada la oclusión que presenta el incisivo central número 11 con respecto al incisivo superior número 12, se obtienen los valores de desplazamiento en el espacio que presenta el arco de ortodoncia entre los incisivos número 11 y 12, dejando al incisivo central número 22 como un punto fijo como se observa en la **Fig.40**. Esto permite obtener un modelo más aproximado a la realidad e identificando las condiciones de frontera presentes en el modelo.

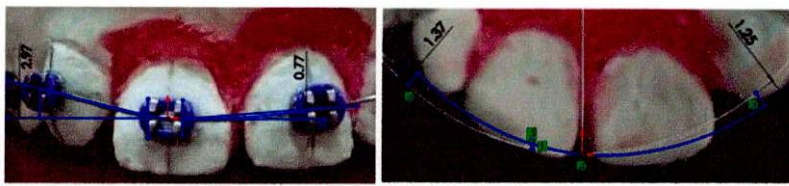


Fig. 40 Set-up condiciones de frontera incisivo central numero11 [autor]

A. DESPLAZAMIENTO FIJO

Definidas las condiciones de frontera a partir de la oclusión que presenta el incisivo central número 11. Se aplica en el modelo 3D de Ansys un desplazamiento fijo, el cual permitirá que el modelo no tenga ningún desplazamiento en el espacio como se observa en la **Fig. 41**.

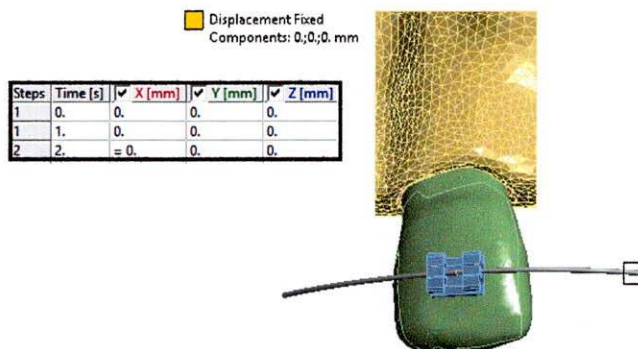


Fig. 41 Condiciones de frontera desplazamiento fijo-ANSYS [autor]

B. DESPLAZAMIENTO

Definidas las condiciones de frontera a partir de la oclusión que presentan los incisivos número 12 y 11. Se aplica un desplazamiento en la cara opuesta del arco de ortodoncia donde se aplicó el desplazamiento fijo, esto permitirá que el arco de ortodoncia realice los desplazamientos dentales en la UDA en las fases de lineación y nivelación como se observa en la **Fig. 42**.

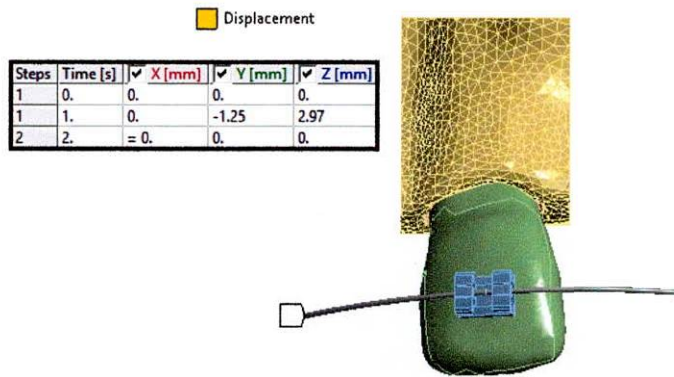


Fig. 42 Condiciones de frontera desplazamiento fijo-ANSYS [autor]

2.8 CONSIDERACIÓN ÉTICAS

De acuerdo a la Resolución N° 008430 de 1993 el nivel de riesgo ético de acuerdo a la clasificación planteada en el artículo 11 de esta investigación es: Investigación con riesgo mínimo: Son estudios prospectivos que emplean el registro de datos a través de procedimientos comunes consistentes en: exámenes físicos o psicológicos, de diagnóstico o tratamientos rutinarios.

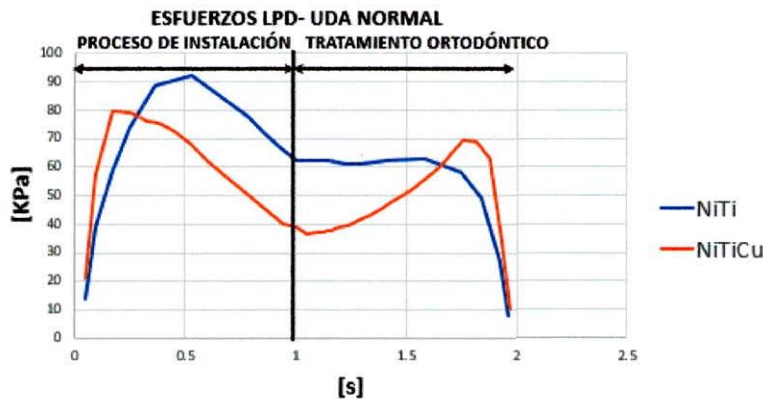
CONFIDENCIALIDAD

Se garantizará la confidencialidad del protocolo, de los datos recolectados y los resultados del estudio por parte del equipo investigador a través de un documento oficial donde especifique el tipo de información que se compartirá, el personal que tendrá acceso a ella, y las condiciones en donde esta información pueda compartirse

3. RESULTADOS

UNIDAD DENTOALVEOLAR NORMAL – ESFUERZOS LPD

El modelo realizado fue desarrollado en dos procesos de carga, el primero relacionado con el proceso de instalación del arco de ortodoncia, y el segundo con la acción del arco deformado sobre la estructura dental (tratamiento ortodóntico). La **gráfica 6** muestra el comportamiento de los esfuerzos presentes en el LPD, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).



Gráfica 6 Comportamiento del esfuerzo en el LPD durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento). autor

Los resultados presentados en la **gráfica 6** evidencia que el estado de esfuerzos en el LPD presentes en el instante de llevar el arco a la posición deformada, es menor para el arco de NiTiCu que para el arco de NiTi. En esta posición el arco de NiTiCu produce un esfuerzo máximo en el LPD de 69 Kpa, mientras que en el arco de NiTi produce un esfuerzo de 63 Kpa. Durante el paso del tiempo se puede apreciar que los esfuerzos en el arco de NiTi se mantienen constantes hasta el pseudotiempo igual a 1.6 s, en donde comienzan a descender por el retorno del arco a su posición inicial. En el alambre de NiTiCu se puede observar

que a media que el arco recupera su geometría inicial los esfuerzos aumentan hasta encontrar su máximo valor en el pseudotiempo igual a 1.75 (s), en este instante su valor es de 69 KPa, una magnitud mayor a la que presenta los esfuerzos producidos por el arco de NiTi.

Este fenómeno del aumento del estado de esfuerzos producido en el LPD por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la **Fig. 44**

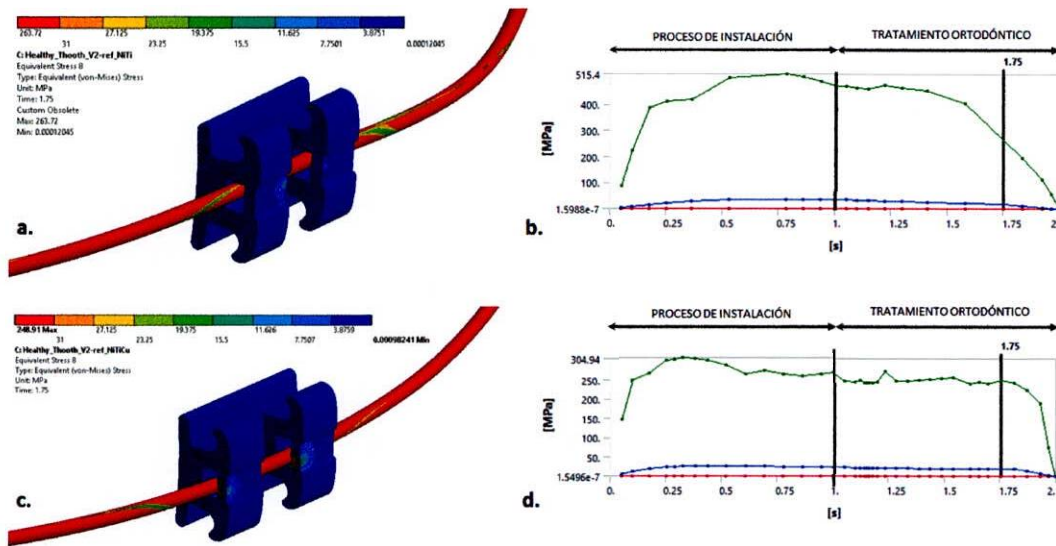


Figura 44. Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

Las figuras **44 a y 44 c** permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (**Fig. 44 a**) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las bandas que impiden que el arco salga del slot, mientras que la deformación del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos bandas del bracket que impiden que el arco se salga, lo que conlleva a un aumento en el estado de esfuerzos en la estructura biológica. La figura **2b y 2d** permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (**Fig. 44 c**) genera sobre el bracket en el tiempo un esfuerzo constante durante el tratamiento y con valor alrededor de 250 KPa. En el arco de NiTi (**Fig. 44 b**) se observa que la

magnitud de esfuerzos es mayor pero no son constantes en el tiempo y oscilan alrededor de 400 MPa – 490 MPa, lo que conlleva a un aumento de los esfuerzos en el LPD. La **figura 45** Da a conocer en detalle la comparación y distribución de esfuerzos en el LPD para un pseudotiempo de 1.75 usando arcos de NiTi y NiTiCu, permitiendo visualizar el aumento en este tiempo del estado de esfuerzos usando los dos diferentes materiales para los arcos, corroborando que el estado de esfuerzos en el LPD se aumenta por una mayor deformación en el NiTiCu.

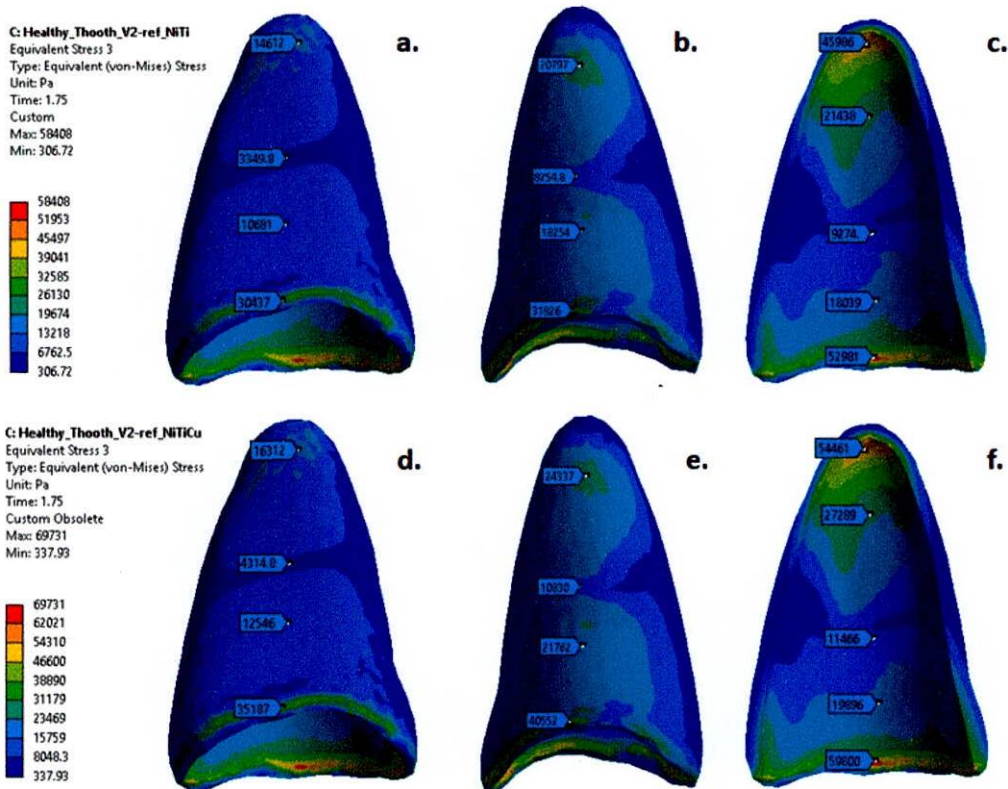
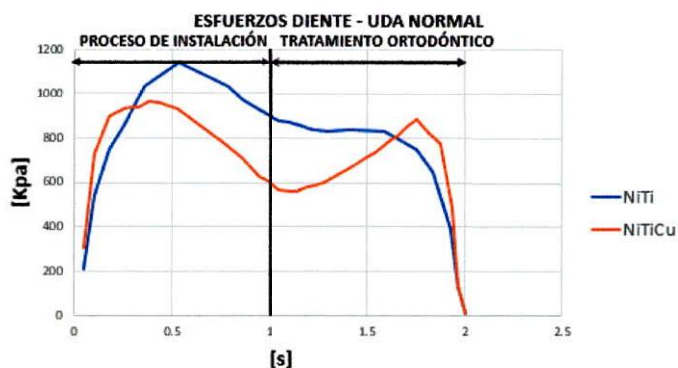


Figura 45. Distribución de esfuerzos LPD a. LPD vista frontal arco de NiTi. b. LPD vista posterior arco de NiTi. c. corte de sección LPD arco de NiTi. d. LPD vista frontal arco de NiTiCu. e. LPD vista posterior arco de NiTiCu f. corte de sección LPD arco de NiTiCu.

UNIDAD DENTOALVEOLAR NORMAL – ESFUERZOS EN EL DIENTE

El modelo realizado fue desarrollado en dos procesos de carga, el primero relacionado con el proceso de instalación del arco de ortodoncia, y el segundo con la acción del arco deformado sobre la estructura dental (tratamiento ortodóntico). La muestra el comportamiento de los esfuerzos presentes en el “diente”, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).



Gráfica 7 Comportamiento del esfuerzo en el “diente” durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la **gráfica 7** Evidencia que el estado de esfuerzos en el “diente” presentes en el instante de llevar el arco a la posición deformada, es menor para el arco de NiTiCu que para el arco de NiTi. En esta posición el arco de NiTiCu produce un esfuerzo máximo en el “diente” de 886 Kpa, mientras que en el arco de NiTi produce un esfuerzo de 893 Kpa. Durante el paso del tiempo se puede apreciar que los esfuerzos en el arco de NiTi se mantienen constantes hasta el pseudotiempo igual a 1.58 s, en donde comienzan a descender por el retorno del arco a su posición inicial. En el alambre de NiTiCu se puede observar que a medida que el arco recupera su geometría inicial los esfuerzos aumentan hasta encontrar su máximo valor en el pseudotiempo igual a 1.75 (s), en este instante su valor es de 886 Kpa, una magnitud mayor a la que presenta los esfuerzos producidos por el arco de NiTi.

Este fenómeno del aumento del estado de esfuerzos producido en el “diente” por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la Fig. 46

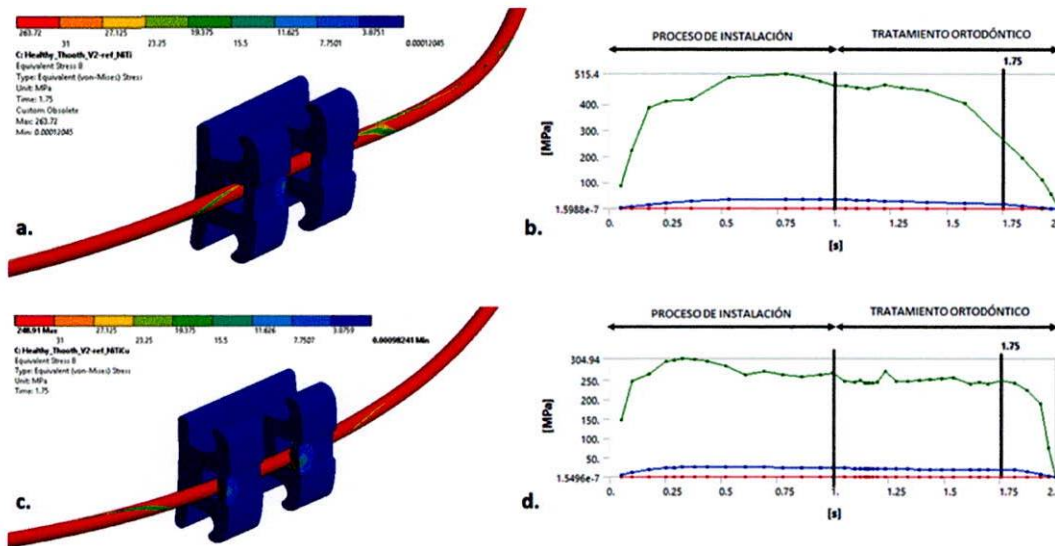


Figura 46. Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

Las figuras 46 a y 46 c permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (Fig. 46 a) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las bandas que impiden que el arco salga del slot, mientras que la deformación del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos bandas del bracket que impiden que el arco se salga, lo que conlleva a un aumento en el estado de esfuerzos en la estructura biológica. La figura 46 b y 46 d permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (Fig. 46 c) genera sobre el bracket en el tiempo un esfuerzo constante durante el tratamiento y con valor alrededor de 250 Kpa. En el arco de NiTi (Fig. 46b) se observa que la magnitud de esfuerzos es mayor pero no son constantes en el tiempo y oscilan alrededor de 400 Mpa – 490 Mpa, lo que conlleva a un aumento de los esfuerzos en el “diente”.

La **figura 47**. Da a conocer en detalle la comparación y distribución de esfuerzos en el “**diente**” para un pseudotiempo de 1.75 usando arcos de NiTi y NiTiCu, permitiendo visualizar el aumento en este tiempo del estado de esfuerzos usando los dos diferentes materiales para los arcos, corroborando que el estado de esfuerzos en el “**diente**” se aumenta por una mayor deformación en el NiTiCu.

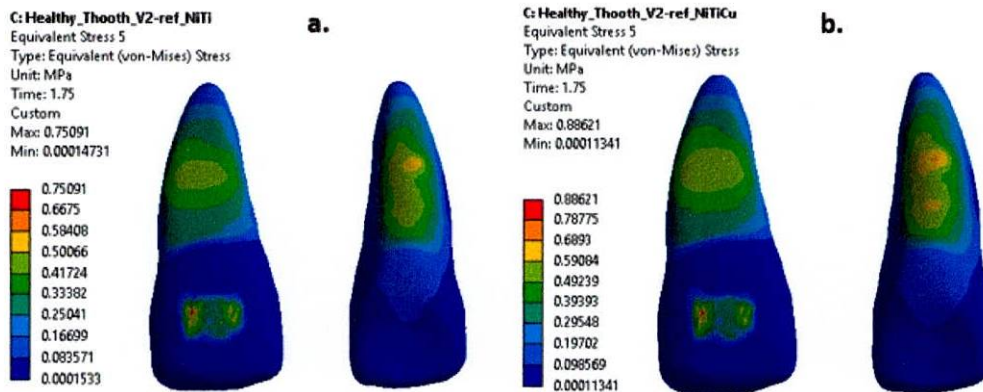
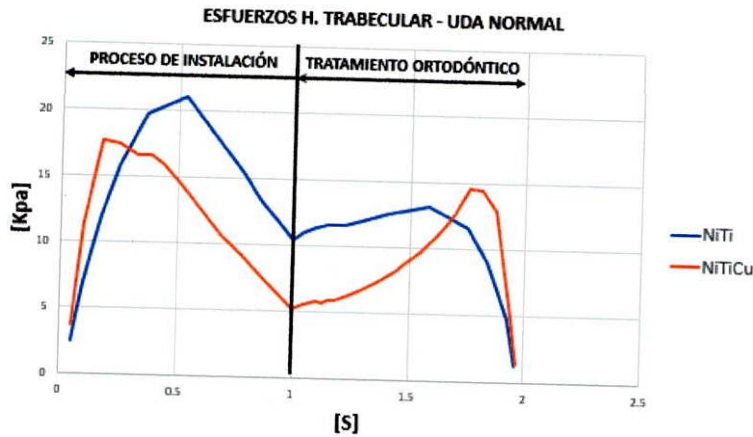


Figura 47. Distribución de esfuerzos diente a. Diente vista frontal y posterior arco de NiTi. b. Diente vista frontal y posterior arco de NiTiCu.

UNIDAD DENTOALVEOLAR NORMAL – ESFUERZOS EN EL HUESO TRABECULAR

El modelo realizado fue desarrollado en dos procesos de carga, el primero relacionado con el proceso de instalación del arco de ortodoncia, y el segundo con la acción del arco deformado sobre la estructura dental (tratamiento ortodóntico). La **Fig. 7** muestra el comportamiento de los esfuerzos presentes en el “**hueso trabecular**”, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).



Gráfica 7 Comportamiento del esfuerzo en el “hueso trabecular” durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la **gráfica 7** evidencia que el estado de esfuerzos en el “**hueso trabecular**” presentes en el instante de llevar el arco a la posición deformada, es menor para el arco de NiTiCu que para el arco de NiTi. En esta posición el arco de NiTiCu produce un esfuerzo máximo en el “**hueso trabecular**” de 14 Kpa, mientras que en el arco de NiTi produce un esfuerzo de 13 Kpa. Durante el paso del tiempo se puede apreciar que los esfuerzos en el arco de NiTi se mantienen constantes hasta el pseudotiempo igual a 1.4 (s), en donde comienzan a descender por el retorno del arco a su posición inicial. En el alambre de NiTiCu se puede observar que a media que el arco recupera su geometría inicial los esfuerzos aumentan hasta encontrar su máximo valor en el pseudotiempo igual a 1.75 (s), en este instante su valor es de 14 Kpa, una magnitud mayor a la que presenta los esfuerzos producidos por el arco de NiTi.

Este fenómeno del aumento del estado de esfuerzos producido en el “**hueso trabecular**” por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la **Fig. 48**

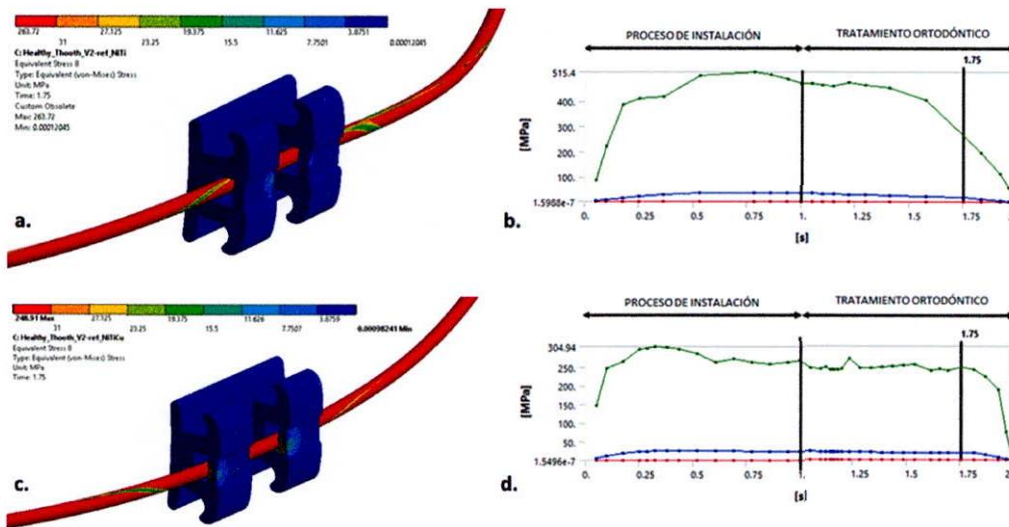


Figura 48 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco **a.** arco de NiTi **b.** grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi **c.** arco de NiTiCu **d.** grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

Las figuras 48 a y 48 c permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (**Fig. 48a**) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las bandas que impiden que el arco salga del slot, mientras que la deformación del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos bandas del bracket que impiden que el arco se salga, lo que conlleva a un aumento en el estado de esfuerzos en la estructura biológica. La figura 8b y 8d permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (**Fig. 48c**) genera sobre el bracket en el tiempo un esfuerzo constante durante el tratamiento y con valor alrededor de 250 Kpa. En el arco de NiTi (**Fig. 48 b**) se observa que la magnitud de esfuerzos es mayor pero no son constantes en el tiempo y oscilan alrededor de 400 Mpa – 490 Mpa, lo que conlleva a un aumento de los esfuerzos en el “hueso trabecular”.

La **figura 49**. Da a conocer en detalle la comparación y distribución de esfuerzos en el “hueso trabecular” para un pseudotiempo de 1.75 usando arcos de NiTi y NiTiCu, permitiendo visualizar el aumento en este tiempo del estado de esfuerzos usando los dos diferentes materiales para los arcos, corroborando que

el estado de esfuerzos en el “hueso trabecular” se aumenta por una mayor deformación en el NiTiCu.

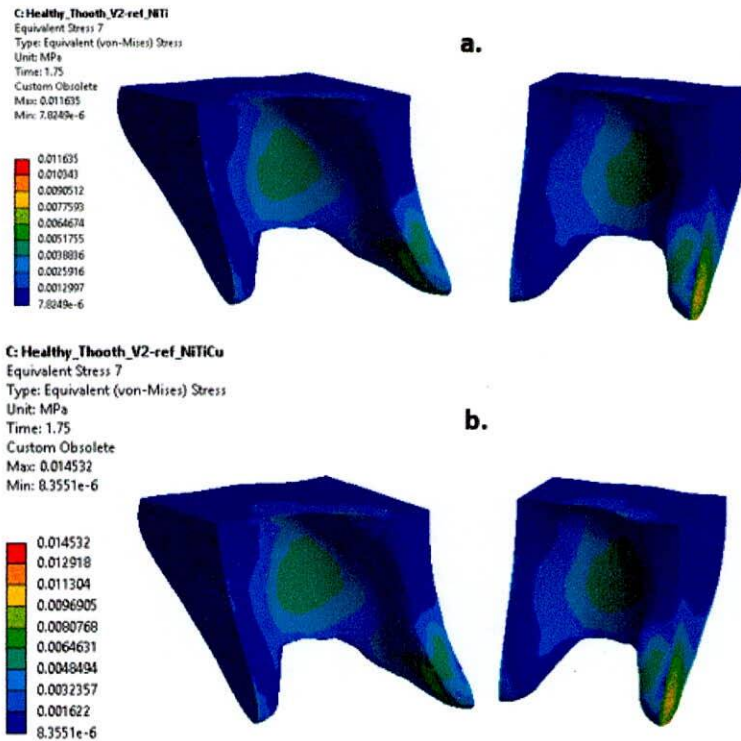
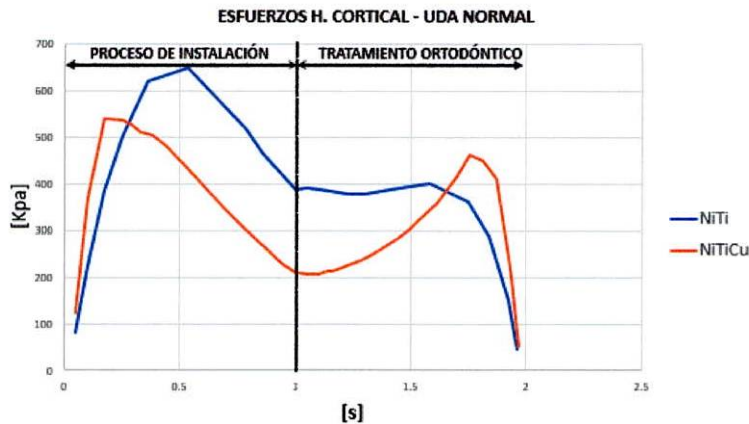


Figura 49 Distribución de esfuerzos “hueso trabecular” a. hueso trabecular arco de NiTi. b. hueso trabecular vista frontal y posterior arco de NiTiCu.

UNIDAD DENTOALVEOLAR NORMAL – ESFUERZOS EN EL HUESO CORTICAL

El modelo realizado fue desarrollado en dos procesos de carga, el primero relacionado con el proceso de instalación del arco de ortodoncia, y el segundo con la acción del arco deformado sobre la estructura dental (tratamiento ortodóntico). La **Fig. 10** muestra el comportamiento de los esfuerzos presentes en el “hueso cortical”, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).



Gráfica 8 Comportamiento del esfuerzo en el “**hueso cortical**” durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la gráfica 8 evidencia que el estado de esfuerzos en el “**hueso cortical**” presentes en el instante de llevar el arco a la posición deformada, es menor para el arco de NiTiCu que para el arco de NiTi. En esta posición el arco de NiTiCu produce un esfuerzo máximo en el “**hueso cortical**” de 461 Kpa, mientras que en el arco de NiTi produce un esfuerzo de 401 Kpa. Durante el paso del tiempo se puede apreciar que los esfuerzos en el arco de NiTi se mantienen constantes hasta el pseudotiempo igual a 1.58 (s), en donde comienzan a descender por el retorno del arco a su posición inicial. En el alambre de NiTiCu se puede observar que a media que el arco recupera su geometría inicial los esfuerzos aumentan hasta encontrar su máximo valor en el pseudotiempo igual a 1.75 (s), en este instante su valor es de 461 Kpa, una magnitud mayor a la que presenta los esfuerzos producidos por el arco de NiTi.

Este fenómeno del aumento del estado de esfuerzos producido en el “**hueso cortical**” por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la **Fig. 50**

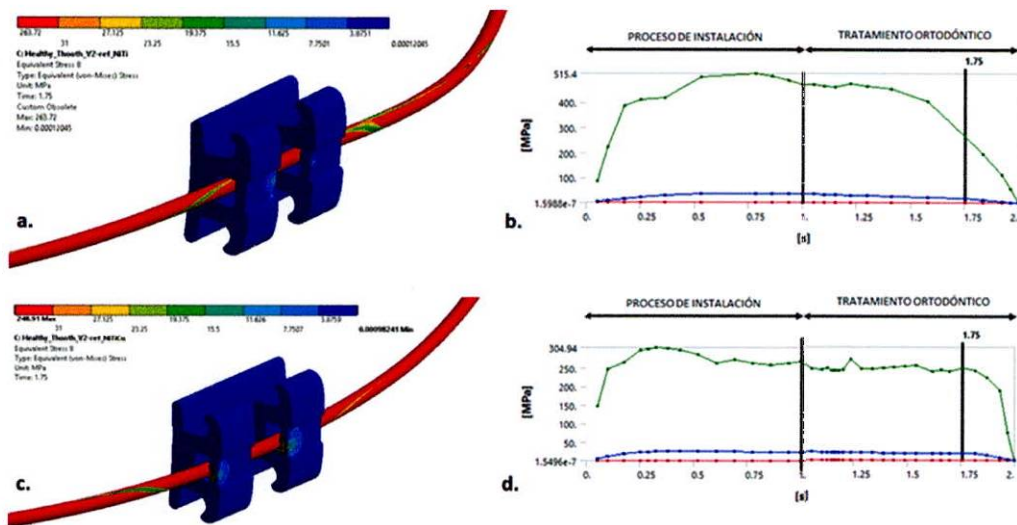


Figura 50 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

Las figuras **50 a** y **50 c** permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (**Fig. 50 a**) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las bandas que impiden que el arco salga del slot, mientras que la deformación del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos bandas del bracket que impiden que el arco se salga, lo que conlleva a un aumento en el estado de esfuerzos en la estructura biológica. La figura **50 b** y **50 d** permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (**Fig. 50 c**) genera sobre el bracket en el tiempo un esfuerzo constante durante el tratamiento y con valor alrededor de 250 Kpa. En el arco de NiTi (**Fig. 50 b**) se observa que la magnitud de esfuerzos es mayor pero no son constantes en el tiempo y oscilan alrededor de 400 Mpa – 490 Mpa, lo que conlleva a un aumento de los esfuerzos en el “hueso cortical”. La **figura 51**. Da a conocer en detalle la comparación y distribución de esfuerzos en el “hueso cortical” para un pseudotiempo de 1.75 usando arcos de NiTi y NiTiCu, permitiendo visualizar el aumento en este tiempo del estado de esfuerzos usando los dos diferentes materiales para los arcos, corroborando que el estado de esfuerzos en el “hueso cortical” se aumenta por una mayor deformación en el NiTiCu.

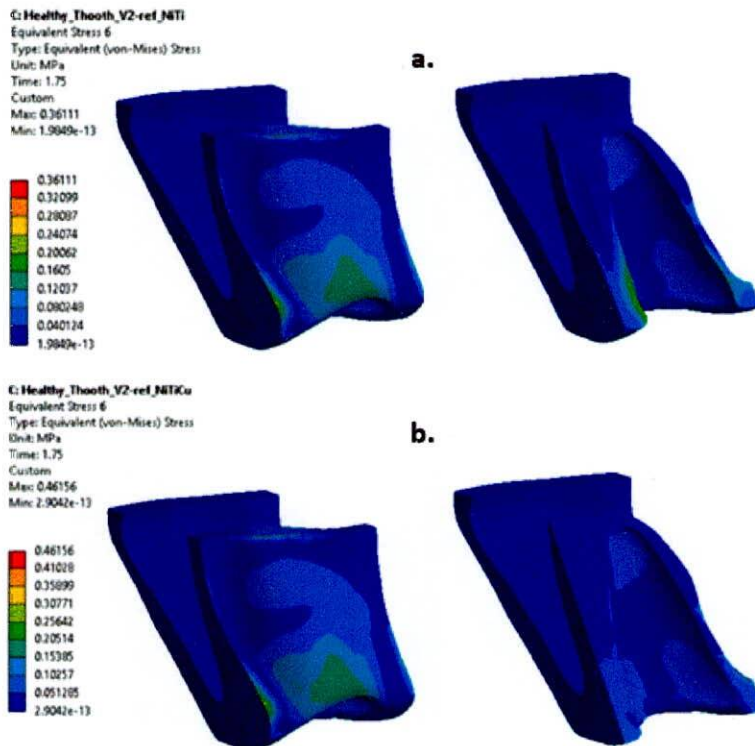
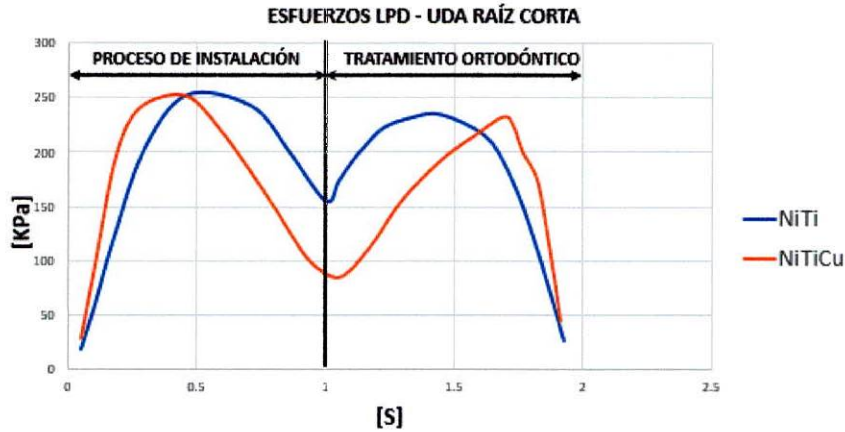


Figura 51 Distribución de esfuerzos “hueso cortical” **a.** hueso cortical arco de NiTi. **b.** hueso cortical arco de NiTiCu.

UNIDAD DENTOALVEOLAR RAÍZ CORTA – ESFUERZOS LPD

El modelo realizado fue desarrollado en dos procesos de carga, el primero relacionado con el proceso de instalación del arco de ortodoncia, y el segundo con la acción del arco deformado sobre la estructura dental (tratamiento ortodóntico). La **gráfica** muestra el comportamiento de los esfuerzos presentes en el LPD, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).



Gráfica 9 Comportamiento del esfuerzo en el LPD durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la **gráfica 9** evidencia que el estado de esfuerzos en el LPD presentes en el instante de llevar el arco a la posición deformada, es menor para el arco de NiTiCu que para el arco de NiTi. En esta posición el arco de NiTiCu produce un esfuerzo máximo en el LPD de 224 Kpa, mientras que en el arco de NiTi produce un esfuerzo de 234 Kpa. Durante el paso del tiempo se puede apreciar que los esfuerzos en el arco de NiTi se mantienen constantes hasta el pseudotiempo igual a 1.45 (s), en donde comienzan a descender por el retorno del arco a su posición inicial. En el alambre de NiTiCu se puede observar que a media que el arco recupera su geometría inicial los esfuerzos aumentan hasta encontrar su máximo valor en el pseudotiempo igual a 1.72 (s), en este instante su valor es de 224 Kpa, una magnitud mayor a la que presenta los esfuerzos producidos por el arco de NiTi.

Este fenómeno del aumento del estado de esfuerzos producido en el LPD por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la **Fig. 52**

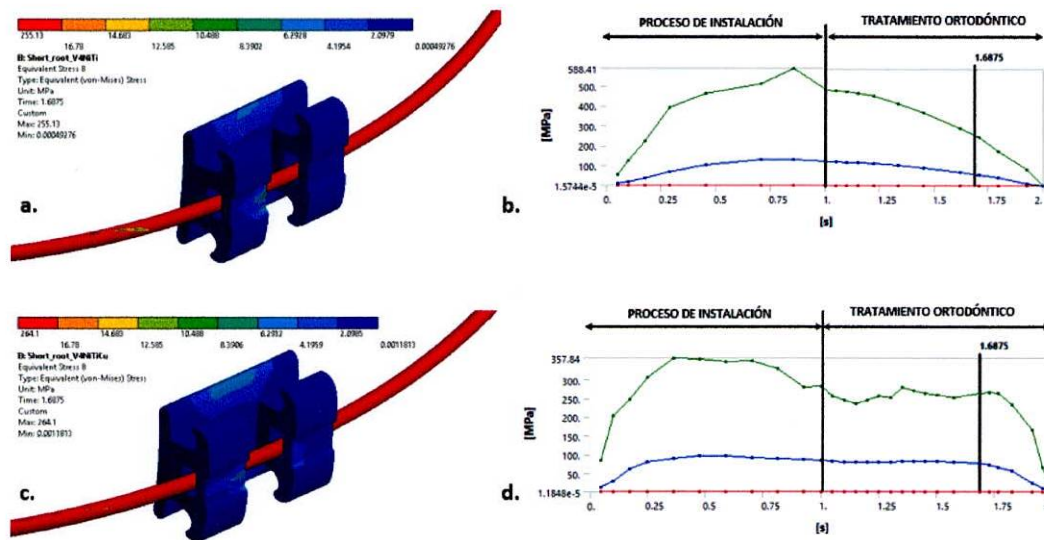


Figura 52 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

Las figuras **52 a** y **52 c** permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (**52. 14a**) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las bandas que impiden que el arco salga del slot, mientras que la deformación del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos bandas del bracket que impiden que el arco se salga, lo que conlleva a un aumento en el estado de esfuerzos en la estructura biológica. La figura **52b** y **52 d** permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (**Fig. 52c**) genera sobre el bracket en el tiempo un esfuerzo constante durante el tratamiento y con valor alrededor de 250 Kpa – 300 Kpa. En el arco de NiTi (**Fig. 54 b**) se observa que la magnitud de esfuerzos es mayor pero no son constantes en el tiempo y oscilan alrededor de 400 Mpa – 490 Mpa, lo que conlleva a un aumento de los esfuerzos en el LPD. La **figura 53** Da a conocer en detalle la comparación y distribución de esfuerzos en el LPD para un pseudotiempo de 1.6875 usando arcos de NiTi y NiTiCu, permitiendo visualizar el aumento en este tiempo del estado de esfuerzos usando los dos diferentes materiales para los arcos, corroborando que el estado de esfuerzos en el LPD se aumenta por una mayor deformación en el NiTiCu.

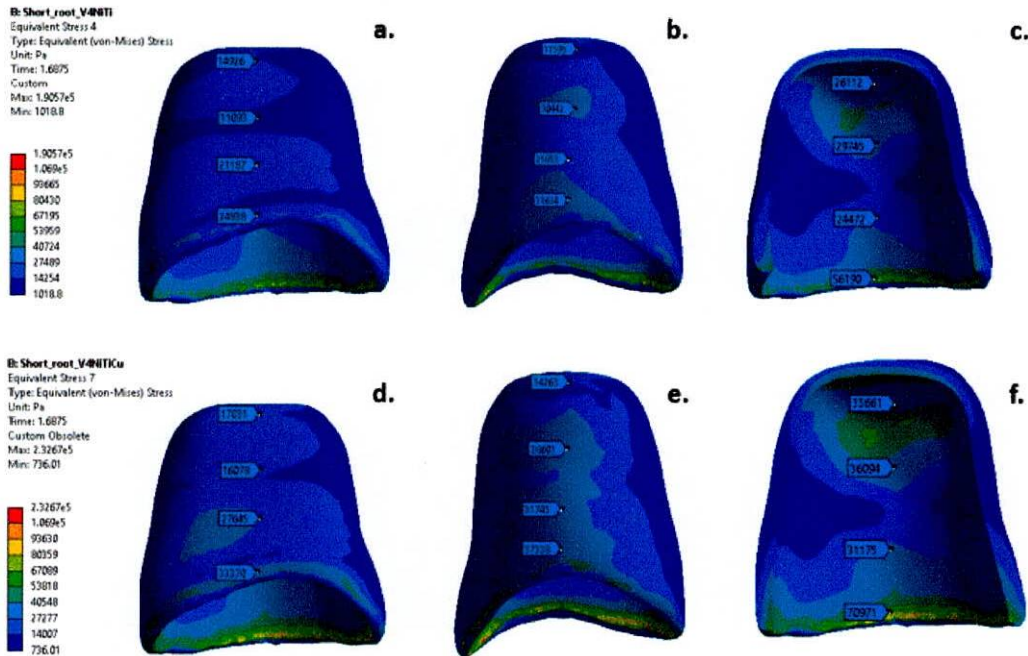
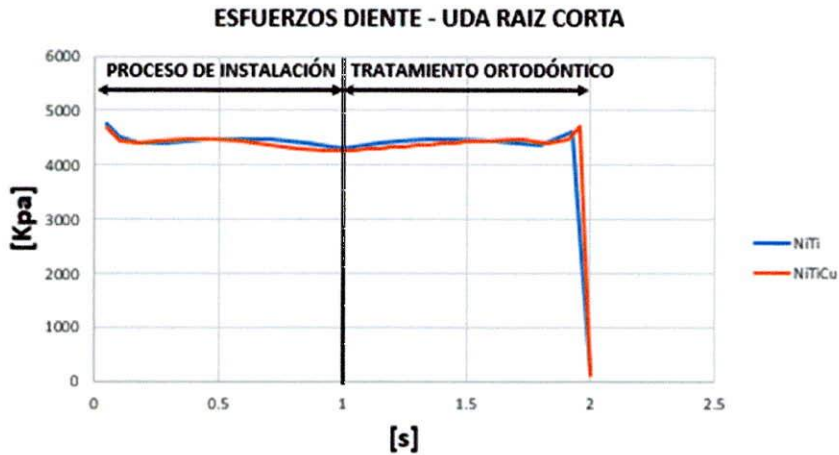


Figura 53 Distribución de esfuerzos LPD a. LPD vista frontal arco de NiTi. b. LPD vista posterior arco de NiTi. c. corte sección LPD arco de NiTi. d. LPD vista frontal arco de NiTiCu e. LPD vista posterior arco de NiTi. f. corte de sección LPD arco de NiTiCu.

UNIDAD DENTOALVEOLAR RAÍZ CORTA – ESFUERZOS EN EL DIENTE

El modelo realizado fue desarrollado en dos procesos de carga, el primero relacionado con el proceso de instalación del arco de ortodoncia, y el segundo con la acción del arco deformado sobre la estructura dental (tratamiento ortodóntico). La **Fig. 16** muestra el comportamiento de los esfuerzos presentes en el “diente”, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).



Gráfica 10 Comportamiento del esfuerzo en el “**diente**” durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la **Fig. 16** se evidencia que el estado de esfuerzos en el “**diente**” presentes en el instante de llevar el arco a la posición deformada, para el arco de NiTiCu y el arco de NiTi son semejantes, aunque para la posición del arco de NiTiCu se produce un esfuerzo máximo en el “**diente**” de 4474 Kpa, mientras que en el arco de NiTi produce un esfuerzo de 4471 Kpa. Durante el paso del tiempo se puede apreciar que los esfuerzos en el arco de NiTi se mantienen constantes hasta el pseudotiempo igual a 1.33 (s), en donde comienzan a descender por el retorno del arco a su posición inicial. En el alambre de NiTiCu se puede observar que a media que el arco recupera su geometría inicial los esfuerzos aumentan hasta encontrar su máximo valor en el pseudotiempo igual a 1.6875 (s), en este instante su valor es de 4474 Kpa, una magnitud mayor a la que presenta los esfuerzos producidos por el arco de NiTi.

Este fenómeno del aumento del estado de esfuerzos producido en el “**diente**” por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la **Fig. 54**

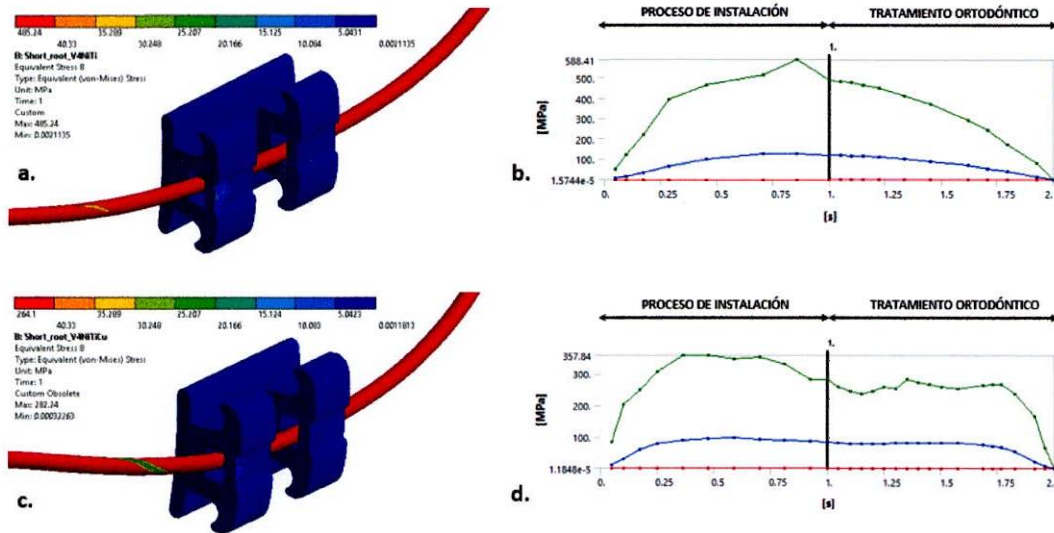


Figura 54 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

Las figuras 17a y 17c permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (Fig. 17a) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las bandas que impiden que el arco salga del slot, de igual forma el arco de NiTiCu hace contacto con una de las bandas del bracket que impiden que el arco se salga, lo que conlleva a un estado semejante en el estado de esfuerzos de la estructura biológica. La figura 17b y 17d permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (Fig. 17c) genera sobre el bracket en el tiempo un esfuerzo constante durante el tratamiento y con valor alrededor de 250 Kpa – 300 Kpa. En el arco de NiTi (Fig. 17b) se observa que la magnitud de esfuerzos es mayor pero no son constantes en el tiempo y oscilan alrededor de 400 Mpa – 450 Mpa, lo que conlleva a un aumento de los esfuerzos en el “diente”. La figura 18. Da a conocer en detalle la comparación y distribución de esfuerzos en el “diente” para un pseudotiempo de 1 usando arcos de NiTi y NiTiCu, permitiendo visualizar el aumento en este tiempo del estado de esfuerzos usando los dos diferentes materiales para los arcos, corroborando que el estado de esfuerzos en el LPD se aumenta por una mayor deformación en el NiTiCu.

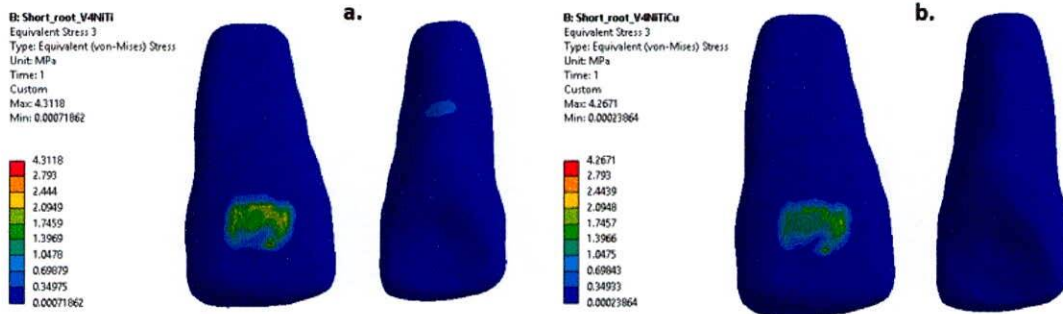
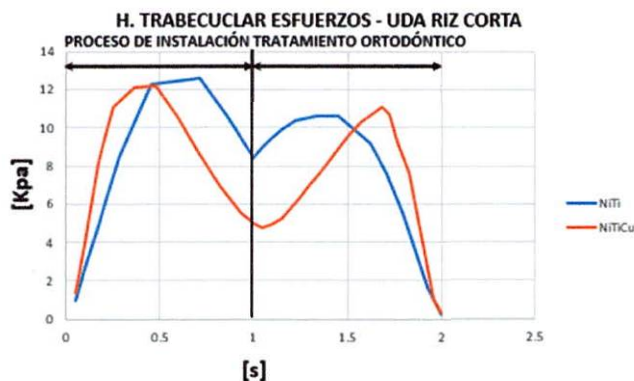


Figura 55 Distribución de esfuerzos diente **a.** Diente vista frontal y posterior arco de NiTi. **b.** Diente vista frontal y posterior arco de NiTiCu.

UNIDAD DENTOALVEOLAR RAÍZ CORTA – ESFUERZOS EN EL HUESO TRABECULAR

El modelo realizado fue desarrollado en dos procesos de carga, el primero relacionado con el proceso de instalación del arco de ortodoncia, y el segundo con la acción del arco deformado sobre la estructura dental (tratamiento ortodóntico). La **gráfica 11** muestra el comportamiento de los esfuerzos presentes en el “hueso trabecular”, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).



Gráfica 11 Comportamiento del esfuerzo en el “hueso trabecular” durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los

esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la **gráfica 11** evidencia que el estado de esfuerzos en el “**hueso trabecular**” presentes en el instante de llevar el arco a la posición deformada, es menor para el arco de NiTiCu que para el arco de NiTi. En esta posición el arco de NiTiCu produce un esfuerzo máximo en el LPD de 11 Kpa, mientras que en el arco de NiTi produce un esfuerzo de 10 Kpa. Durante el paso del tiempo se puede apreciar que los esfuerzos en el arco de NiTi se mantienen constantes hasta el pseudotiempo igual a 1.45 s, en donde comienzan a descender por el retorno del arco a su posición inicial. En el alambre de NiTiCu se puede observar que a media que el arco recupera su geometría inicial los esfuerzos aumentan hasta encontrar su máximo valor en el pseudotiempo igual a 1.6875 (s), en este instante su valor es de 11 Kpa, una magnitud mayor a la que presenta los esfuerzos producidos por el arco de NiTi.

Este fenómeno del aumento del estado de esfuerzos producido en el “**hueso trabecular**” por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la **Fig. 56**

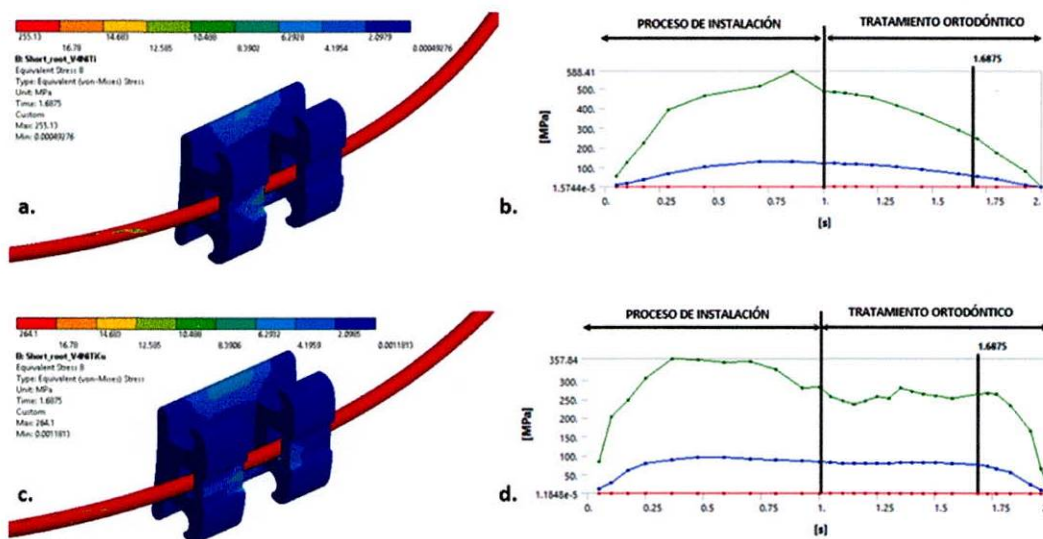


Figura 56 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco **a.** arco de NiTi **b.** grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi **t c.** arco de NiTiCu **d.** grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu

Las figuras 56a y 56c permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (Fig. 56a) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las bandas que impiden que el arco salga del slot, mientras que la deformación del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos bandas del bracket que impiden que el arco se salga, lo que conlleva a un aumento en el estado de esfuerzos en la estructura biológica. La figura 56b y 56d permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (Fig. 56c) genera sobre el bracket en el tiempo un esfuerzo constante durante el tratamiento y con valor alrededor de 250 Kpa - 300 Kpa. En el arco de NiTi (Fig. 56b) se observa que la magnitud de esfuerzos es mayor pero no son constantes en el tiempo y oscilan alrededor de 400 Mpa – 450 Mpa, lo que conlleva a un aumento de los esfuerzos en el “hueso trabecular”. La figura 57. Da a conocer en detalle la comparación y distribución de esfuerzos en el “hueso trabecular” para un pseudotiempo de 1.6875 usando arcos de NiTi y NiTiCu, permitiendo visualizar el aumento en este tiempo del estado de esfuerzos usando los dos diferentes materiales para los arcos, corroborando que el estado de esfuerzos en el “hueso trabecular” se aumenta por una mayor deformación en el NiTiCu.

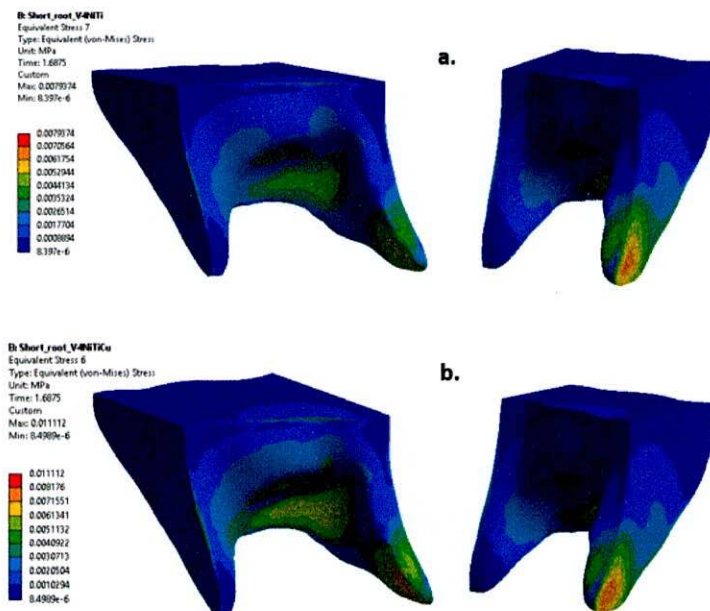
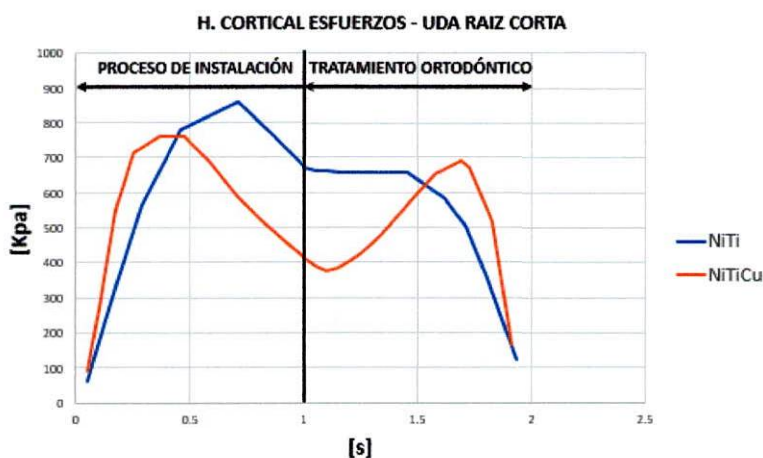


Figura 57 Distribución de esfuerzos “hueso trabecular” a. hueso trabecular arco de NiTi. b. hueso trabecular vista frontal y posterior arco de NiTiCu.

UNIDAD DENTOALVEOLAR RAÍZ CORTA – ESFUERZOS EN EL HUESO CORTICAL

El modelo realizado fue desarrollado en dos procesos de carga, el primero relacionado con el proceso de instalación del arco de ortodoncia, y el segundo con la acción del arco deformado sobre la estructura dental (tratamiento ortodóntico). La **gráfica 12** muestra el comportamiento de los esfuerzos presentes en el “**hueso cortical**”, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).



Gráfica 12 Comportamiento del esfuerzo en el “**hueso cortical**” durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la **gráfica 22** evidencia que el estado de esfuerzos en el “**hueso cortical**” presentes en el instante de llevar el arco a la posición deformada, es menor para el arco de NiTiCu que para el arco de NiTi. En esta posición el arco de NiTiCu produce un esfuerzo máximo en el “**hueso cortical**” de 689 Kpa, mientras que en el arco de NiTi produce un esfuerzo de 670 Kpa. Durante el paso del tiempo se puede apreciar que los esfuerzos en el arco de NiTi se mantienen constantes hasta el pseudotiempo igual a 1 (s), en donde comienzan a descender por el retorno del arco a su posición inicial. En el alambre de NiTiCu se puede observar que a media que el arco recupera su geometría

inicial los esfuerzos aumentan hasta encontrar su máximo valor en el pseudotiempo igual a 1.6875 (s), en este instante su valor es de 689 Kpa, una magnitud mayor a la que presenta los esfuerzos producidos por el arco de NiTi.

Este fenómeno del aumento del estado de esfuerzos producido en el “hueso cortical” por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la **Fig. 58**

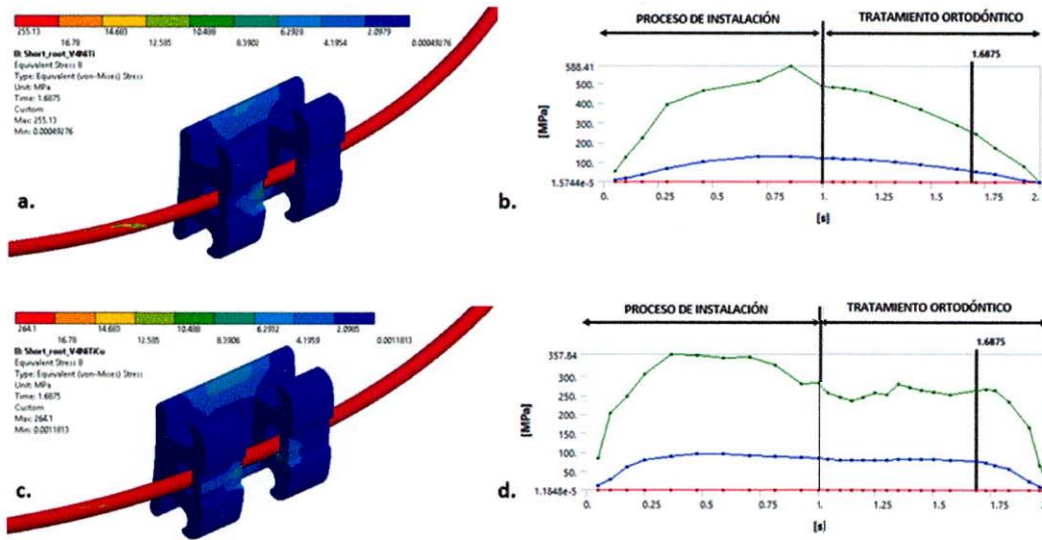


Figura 58 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco **a.** arco de NiTi **b.** grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi **c.** arco de NiTiCu **d.** grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

Las figuras **58a** y **58c** permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (**Fig. 58a**) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las bandas que impiden que el arco salga del slot, mientras que la deformación del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos bandas del bracket que impiden que el arco se salga, lo que conlleva a un aumento en el estado de esfuerzos en la estructura biológica. La figura **58b** y **58d** permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (**Fig. 58c**) genera sobre el bracket en el tiempo un esfuerzo constante durante el tratamiento y con valor alrededor de 250 Kpa – 300 Kpa. En el arco de NiTi (**Fig. 58b**) se observa que la magnitud de esfuerzos es mayor pero no son constantes en el tiempo y

oscilan alrededor de 400 Mpa – 450 Mpa, lo que conlleva a un aumento de los esfuerzos en el “hueso cortical”.

La **figura 24**. Da a conocer en detalle la comparación y distribución de esfuerzos en el “hueso cortical” para un pseudotiempo de 1.6875 usando arcos de NiTi y NiTiCu, permitiendo visualizar el aumento en este tiempo del estado de esfuerzos usando los dos diferentes materiales para los arcos, corroborando que el estado de esfuerzos en el “hueso cortical” se aumenta por una mayor deformación en el NiTiCu.

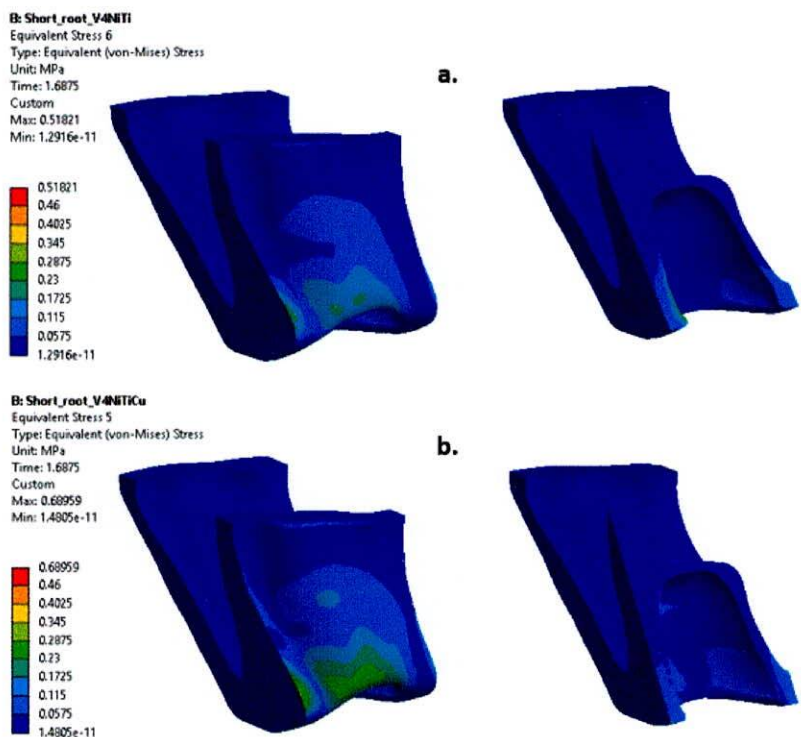


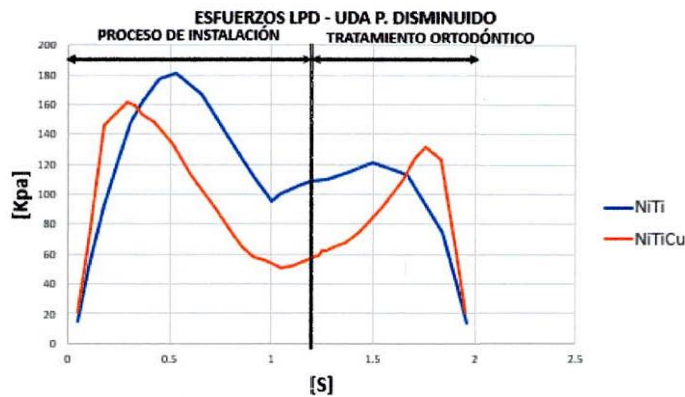
Figura 59 Distribución de esfuerzos “hueso cortical” a. hueso cortical arco de NiTi. b. hueso cortical arco de NiTiCu.

UNIDAD DENTOALVEOLAR PERIODONTO DISMINUIDO – ESFUERZOS EN EL LPD

UNIDAD DENTOALVEOLAR NORMAL – ESFUERZOS LPD

El modelo realizado fue desarrollado en dos procesos de carga, el primero relacionado con el proceso de instalación del arco de ortodoncia, y el segundo con la acción del arco deformado sobre la estructura dental (tratamiento ortodóntico). La **gráfica 13** muestra el comportamiento de los esfuerzos

presentes en el LPD, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).



Gráfica 13 Comportamiento del esfuerzo en el LPD durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la **gráfica 13** evidencia que el estado de esfuerzos en el LPD presentes en el instante de llevar el arco a la posición deformada, es menor para el arco de NiTiCu que para el arco de NiTi. En esta posición el arco de NiTiCu produce un esfuerzo máximo en el LPD de 131 Kpa, mientras que en el arco de NiTi produce un esfuerzo de 121 Kpa. Durante el paso del tiempo se puede apreciar que los esfuerzos en el arco de NiTi se mantienen constantes hasta el pseudotiempo igual a 1.5 (s), en donde comienzan a descender por el retorno del arco a su posición inicial. En el alambre de NiTiCu se puede observar que a media que el arco recupera su geometría inicial los esfuerzos aumentan hasta encontrar su máximo valor en el pseudotiempo igual a 1.7589 (s), en este instante su valor es de 131 Kpa, una magnitud mayor a la que presenta los esfuerzos producidos por el arco de NiTi.

Este fenómeno del aumento del estado de esfuerzos producido en el LPD por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la **Fig. 60**

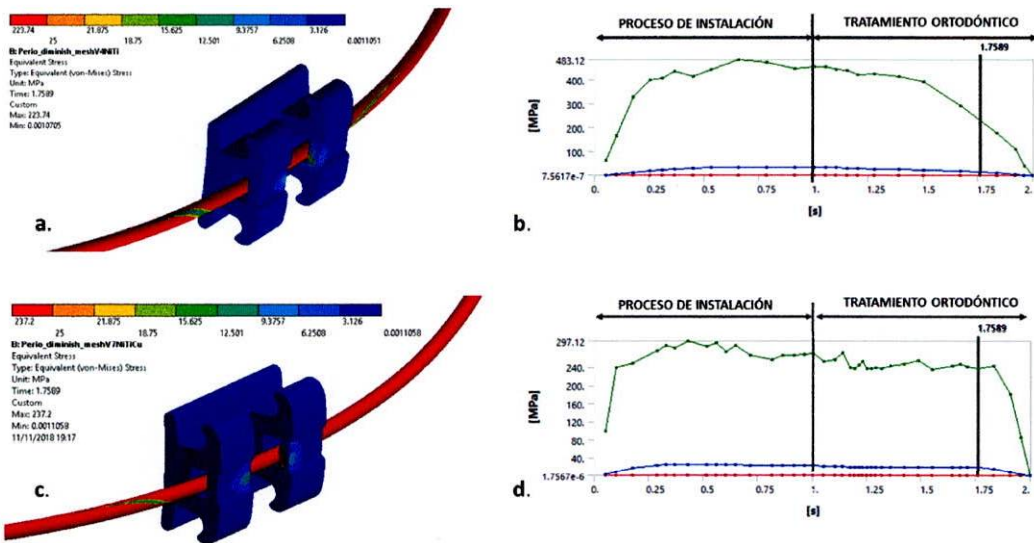


Figura 60. Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

Las figuras **26a** y **26c** permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (**Fig. 60a**) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las bandas que impiden que el arco salga del slot, mientras que la deformación del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos bandas del bracket que impiden que el arco se salga, lo que conlleva a un aumento en el estado de esfuerzos en la estructura biológica. La figura **60b** y **60d** permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (**Fig. 60c**) genera sobre el bracket en el tiempo un esfuerzo constante durante el tratamiento y con valor alrededor de 240 Kpa – 290 Kpa. En el arco de NiTi (**Fig. 60b**) se observa que la magnitud de esfuerzos es mayor pero no son constantes en el tiempo y oscilan alrededor de 400 Mpa – 480 Mpa, lo que conlleva a un aumento de los esfuerzos en el LPD.

La **figura 61**. Da a conocer en detalle la comparación y distribución de esfuerzos en el LPD para un pseudotiempo de 1.7589 usando arcos de NiTi y NiTiCu, permitiendo visualizar el aumento en este tiempo del estado de esfuerzos usando los dos diferentes materiales para los arcos, corroborando que el estado de esfuerzos en el LPD se aumenta por una mayor deformación en el NiTiCu.

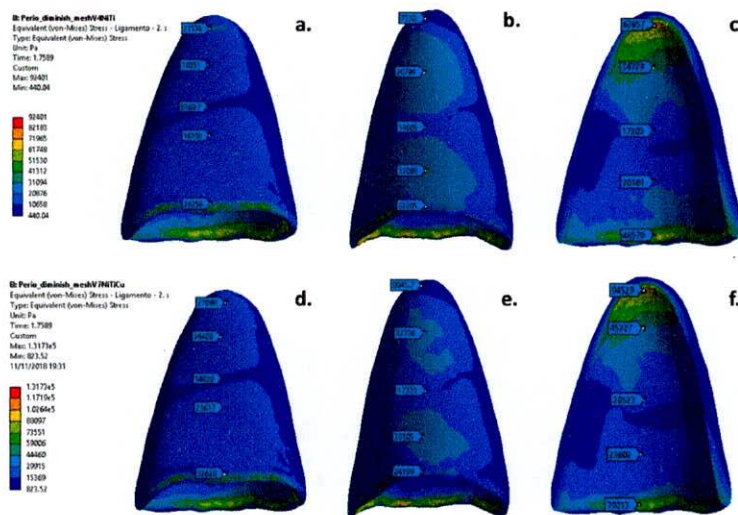
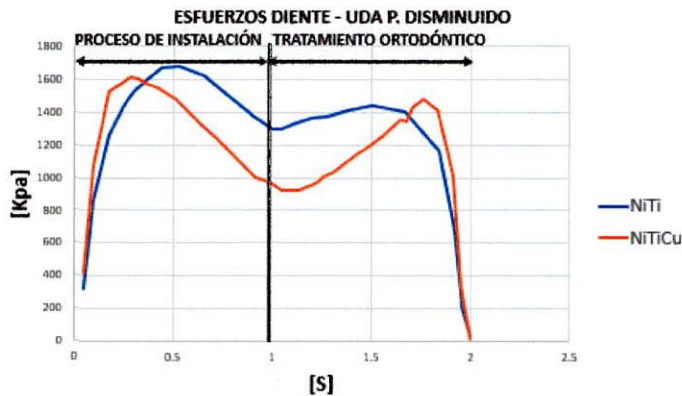


Figura 61. Distribución de esfuerzos LPD **a.** LPD vista frontal arco de NiTi. **b.** LPD vista posterior arco de NiTi. **c.** corte de sección LPD arco de NiTi. **d.** LPD vista frontal arco de NiTiCu. **e.** LPD vista posterior arco de NiTiCu **f.** corte de sección LPD arco de NiTiCu.

UNIDAD DENTOALVEOLAR PERIODONTO DISMINUIDO – ESFUERZOS EN EL DIENTE

El modelo realizado fue desarrollado en dos procesos de carga, el primero relacionado con el proceso de instalación del arco de ortodoncia, y el segundo con la acción del arco deformado sobre la estructura dental (tratamiento ortodóntico). La **gráfica 14** muestra el comportamiento de los esfuerzos presentes en el “**diente**”, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).



Gráfica 14 Comportamiento del esfuerzo en el “diente” durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la **gráfica 14** Evidencia que el estado de esfuerzos en el “diente” presentes en el instante de llevar el arco a la posición deformada, es menor para el arco de NiTiCu que para el arco de NiTi. En esta posición el arco de NiTiCu produce un esfuerzo máximo en el “diente” de 1477 Kpa, mientras que en el arco de NiTi produce un esfuerzo de 1446 Kpa. Durante el paso del tiempo se puede apreciar que los esfuerzos en el arco de NiTi se mantienen constantes hasta el pseudotiempo igual a 1.5 s, en donde comienzan a descender por el retorno del arco a su posición inicial. En el alambre de NiTiCu se puede observar que a media que el arco recupera su geometría inicial los esfuerzos aumentan hasta encontrar su máximo valor en el pseudotiempo igual a 1.7589 (s), en este instante su valor es de 1477 Kpa, una magnitud mayor a la que presenta los esfuerzos producidos por el arco de NiTi.

Este fenómeno del aumento del estado de esfuerzos producido en el “diente” por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la **Fig. 62**

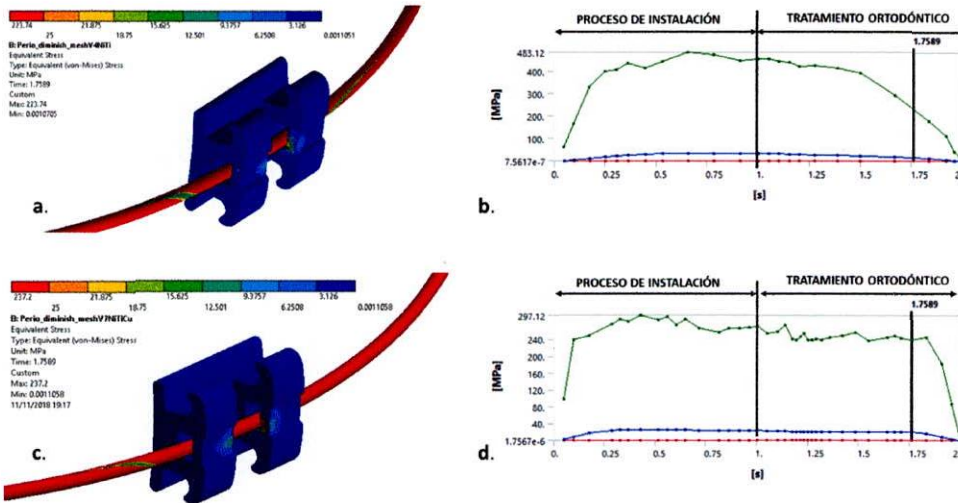


Figura 62 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

Las figuras **62a** y **62c** permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (**Fig. 62a**) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las bandas que impiden que el arco salga del slot, mientras que la deformación del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos bandas del bracket que impiden que el arco se salga, lo que conlleva a un aumento en el estado de esfuerzos en la estructura biológica. La figura **62b** y **62d** permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (**Fig. 62c**) genera sobre el bracket en el tiempo un esfuerzo constante durante el tratamiento y con valor alrededor de 240 Kpa – 290 Kpa. En el arco de NiTi (**Fig. 62b**) se observa que la magnitud de esfuerzos es mayor pero no son constantes en el tiempo y oscilan alrededor de 400 Mpa – 480 Mpa, lo que conlleva a un aumento de los esfuerzos en el “**diente**”.

La **figura 63**. Da a conocer en detalle la comparación y distribución de esfuerzos en el “**diente**” para un pseudotiempo de 1.7589 usando arcos de NiTi y NiTiCu, permitiendo visualizar el aumento en este tiempo del estado de esfuerzos usando los dos diferentes materiales para los arcos, corroborando que el estado de esfuerzos en el “**diente**” se aumenta por una mayor deformación en el NiTiCu.

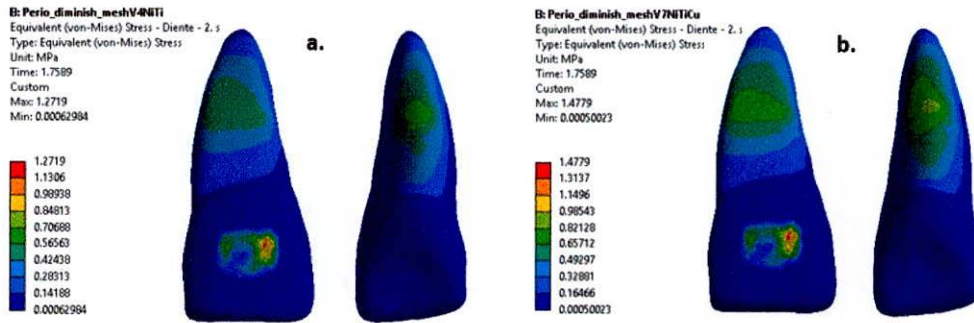
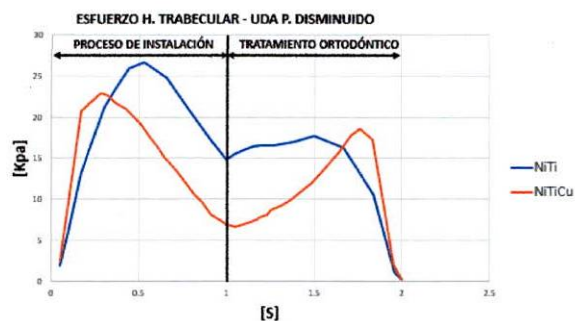


Figura 63. Distribución de esfuerzos diente a. Diente vista frontal y posterior arco de NiTi. b. Diente vista frontal y posterior arco de NiTiCu.

UNIDAD DENTOALVEOLAR PERIODONTO DISMINUIDO – ESFUERZOS EN EL HUESO TRABECULAR

El modelo realizado fue desarrollado en dos procesos de carga, el primero relacionado con el proceso de instalación del arco de ortodoncia, y el segundo con la acción del arco deformado sobre la estructura dental (tratamiento ortodóntico). La **gráfica 15** muestra el comportamiento de los esfuerzos presentes en el “**hueso trabecular**”, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).



Gráfica 15 Comportamiento del esfuerzo en el “**hueso trabecular**” durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la gráfica 15 evidencia que el estado de esfuerzos en el “hueso trabecular” presentes en el instante de llevar el arco a la posición deformada, es menor para el arco de NiTiCu que para el arco de NiTi. En esta posición el arco de NiTiCu produce un esfuerzo máximo en el “hueso trabecular” de 18 Kpa, mientras que en el arco de NiTi produce un esfuerzo de 17 Kpa. Durante el paso del tiempo se puede apreciar que los esfuerzos en el arco de NiTi se mantienen constantes hasta el pseudotiempo igual a 1.5 (s), en donde comienzan a descender por el retorno del arco a su posición inicial. En el alambre de NiTiCu se puede observar que a media que el arco recupera su geometría inicial los esfuerzos aumentan hasta encontrar su máximo valor en el pseudotiempo igual a 1.7589 (s), en este instante su valor es de 18 Kpa, una magnitud mayor a la que presenta los esfuerzos producidos por el arco de NiTi.

Este fenómeno del aumento del estado de esfuerzos producido en el “diente” por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la **Fig. 64**

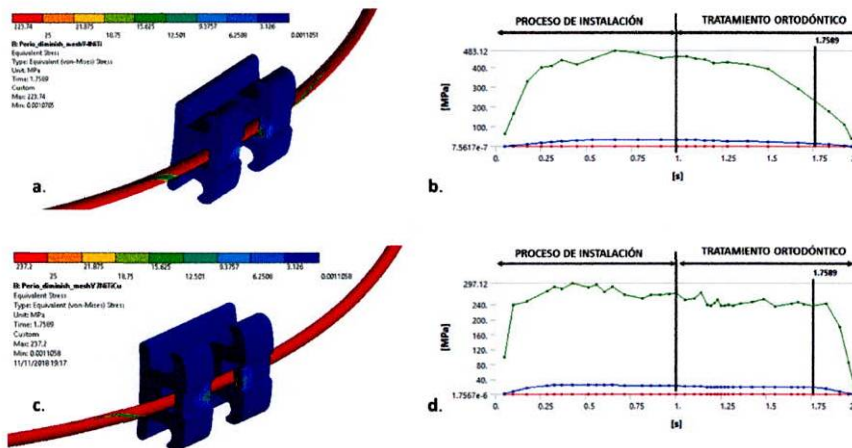


Figura 64 Distribución de esfuerzos “hueso trabecular” a. hueso trabecular arco de NiTi. b. hueso trabecular vista frontal y posterior arco de NiTiCu

Las figuras 64a y 64c permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (**Fig. 64a**) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las bandas que impiden que el arco salga del slot,

mientras que la deformación del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos bandas del bracket que impiden que el arco se salga, lo que conlleva a un aumento en el estado de esfuerzos en la estructura biológica. La figura 64b y 64d permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (Fig. 64c) genera sobre el bracket en el tiempo un esfuerzo constante durante el tratamiento y con valor alrededor de 240 Kpa – 290 Kpa. En el arco de NiTi (Fig. 64b) se observa que la magnitud de esfuerzos es mayor pero no son constantes en el tiempo y oscilan alrededor de 400 Mpa – 480 Mpa, lo que conlleva a un aumento de los esfuerzos en el “hueso trabecular”.

La figura 65. Da a conocer en detalle la comparación y distribución de esfuerzos en el “hueso trabecular” para un pseudotiempo de 1.7589 usando arcos de NiTi y NiTiCu, permitiendo visualizar el aumento en este tiempo del estado de esfuerzos usando los dos diferentes materiales para los arcos, corroborando que el estado de esfuerzos en el “hueso trabecular” se aumenta por una mayor deformación en el NiTiCu.

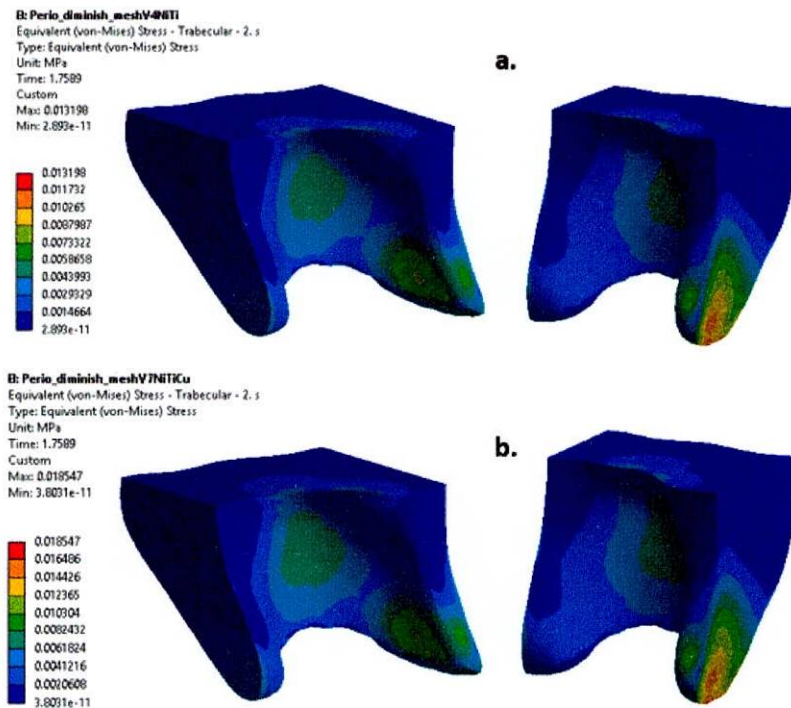
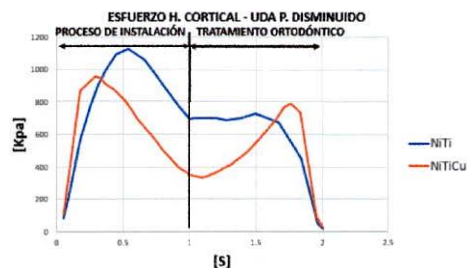


Figura 65 Distribución de esfuerzos “hueso trabecular” **a.** hueso trabecular arco de NiTi. **b.** hueso trabecular vista frontal y posterior arco de NiTiCu.

UNIDAD DENTOALVEOLAR PERIODONTO DISMINUIDO – ESFUERZOS EN EL HUESO CORTICAL

El modelo realizado fue desarrollado en dos procesos de carga, el primero relacionado con el proceso de instalación del arco de ortodoncia, y el segundo con la acción del arco deformado sobre la estructura dental (tratamiento ortodóntico). La gráfica q6 muestra el comportamiento de los esfuerzos presentes en el “**hueso cortical**”, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).



Gráfica 16 Comportamiento del esfuerzo en el “**hueso cortical**” durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la gráfica 16 evidencia que el estado de esfuerzos en el “hueso cortical” presentes en el instante de llevar el arco a la posición deformada, es menor para el arco de NiTiCu que para el arco de NiTi. En esta posición el arco de NiTiCu produce un esfuerzo máximo en el “hueso cortical” de 784 Kpa, mientras que en el arco de NiTi produce un esfuerzo de 726 Kpa. Durante el paso del tiempo se puede apreciar que los esfuerzos en el arco de NiTi se mantienen constantes hasta el pseudotiempo igual a 1.5 (s), en donde comienzan a descender por el retorno del arco a su posición inicial. En el alambre de NiTiCu se puede observar que a media que el arco recupera su geometría inicial los esfuerzos aumentan hasta encontrar su máximo valor en el pseudotiempo igual a 1.7589 (s), en este instante su valor es de 784 Kpa, una magnitud mayor a la que presenta los esfuerzos producidos por el arco de NiTi.

Este fenómeno del aumento del estado de esfuerzos producido en el “hueso cortical” por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la **Fig. 67**

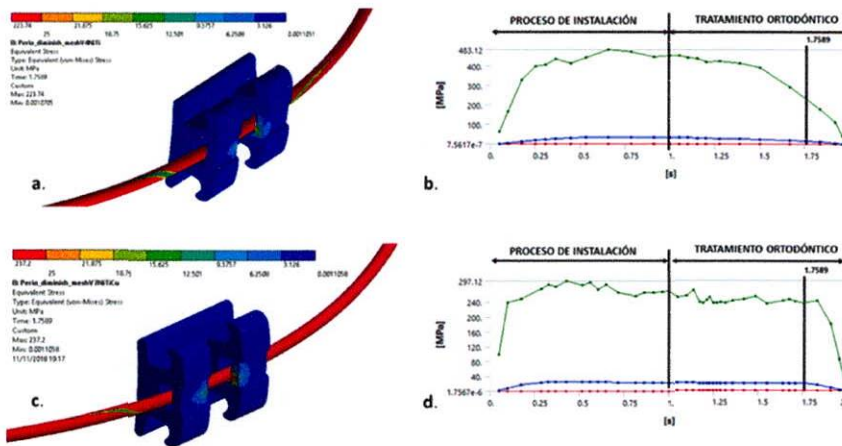


Figura 67 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco **a.** arco de NiTi **b.** grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi **t c.** arco de NiTiCu **d.** grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

Las figuras **67a** y **67c** permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (**Fig. 67a**) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las bandas que impiden que el arco salga del slot, mientras que la deformación del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos bandas del bracket que impiden que el arco se salga, lo que conlleva a un aumento en el estado de esfuerzos en la estructura biológica. La figura **67b** y **67d** permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (**Fig. 67c**) genera sobre el bracket en el tiempo un esfuerzo constante durante el tratamiento y con valor alrededor de 240 Kpa – 290 Kpa. En el arco de NiTi (**Fig. 67b**) se observa que la magnitud de esfuerzos es mayor pero no son constantes en el tiempo y oscilan alrededor de 400 Mpa – 480 Mpa, lo que conlleva a un aumento de los esfuerzos en el “hueso cortical”.

La **figura 68**. Da a conocer en detalle la comparación y distribución de esfuerzos en el “hueso cortical” para un pseudotiempo de 1.7589 usando arcos de NiTi y NiTiCu, permitiendo visualizar el aumento en este tiempo del estado de esfuerzos usando los dos diferentes materiales para los arcos, corroborando que

el estado de esfuerzos en el “hueso cortical” se aumenta por una mayor deformación en el NiTiCu.

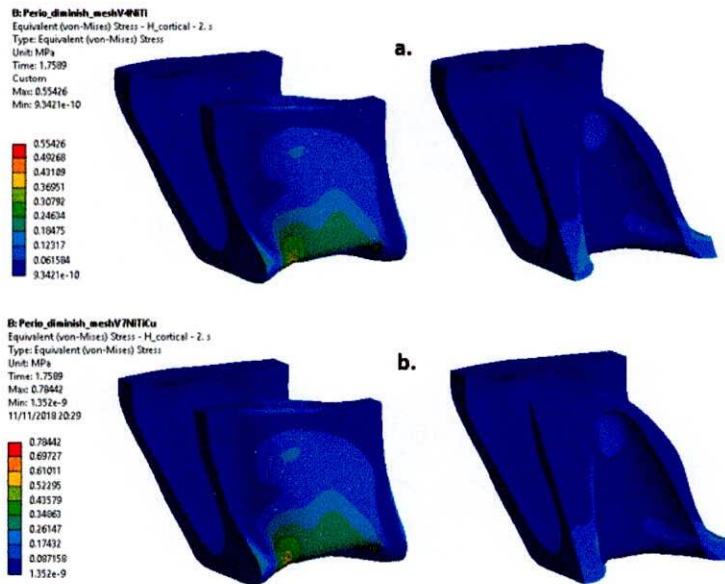


Figura 68 Distribución de esfuerzos “hueso cortical” a. hueso cortical arco de NiTi. b. hueso cortical arco de NiTiCu.

4. DISCUSIÓN

Los niveles de fuerza óptimos para el movimiento dental controlado son de suma importancia durante el tratamiento de ortodoncia (11, 12)

Ryniewicz y cols. en el 2016 en un estudio donde simularon la intrusión de un incisivo central superior encontraron que los esfuerzos en el diente fueron de 0.2 MPa, en el ligamento periodontal 0.005 MPa, zona alveolar 0.66 MPa, hueso cortical y trabecular 0.66 MPa. En el bracket encontraron que la mayor distribución de esfuerzos estaba en la aleta superior. La distribución del estrés fue regular en el ligamento periodontal. Se observaron movimientos leves con valores máximos en el área del ápice; los resultados de este estudio demuestran que los tejidos que rodean el diente fueron influenciados mecánicamente por la fuerza generada en el bracket (28).

Armando Yukio Saga y col.(2016) realizaron un estudio con el objetivo de evaluar los patrones de distribución inicial y la magnitud del estrés compresivo en el ligamento periodontal (PDL) en una simulación de la intrusión ortodóntica de incisivos maxilares, considerando los puntos de aplicación de la fuerza. Los puntos de aplicación de fuerza seleccionados fueron: centro del bracket de los incisivos centrales (CARGA 1); bilateralmente entre los brackets de incisivos centrales y laterales (CARGA 2); bilateralmente distal a los brackets de los incisivos laterales (CARGA 3); bilateralmente 7 mm distal al centro de los brackets de los incisivos laterales (CARGA 4). El mayor esfuerzo de compresión se concentró en la región del ápice del ligamento periodontal, independientemente del punto de aplicación de la fuerza ortodóntica. En la carga 1 los esfuerzos más alto se encontraron en el ápice (-40.14 MPa) y disminuía hacia el tercio cervical del ligamento(79).

Estudios realizados por Tooms y Eberhardt en el 2003 mostraron que hay un patrón de estrés asimétrico sobre el eje longitudinal de la raíz en el ligamento periodontal en un modelo lineal uniforme en donde el mayor esfuerzo en el ligamento periodontal está en el ápice y es menor en el margen linguocervical que en margen vestíbulo cervical (80).

Otros estudios corroboran este patrón como el de Ferfeca y cols donde el propósito fue simular las tensiones en el caso de dientes frontales moderadamente apiñados en el arco dental superior y cuantificar las fuerzas aplicadas a los dientes con diferentes alambres de NiTi, en donde la máxima concentración de esfuerzos en el diente se encuentra en apical de 0.3 MPa y en el ligamento periodontal en la parte lingual. Concluyeron que entre mayor sea el módulo elástico del alambre se evidencia mayores concentraciones de esfuerzos (78).

Parisa y col. en el 2015 realizaron un estudio para evaluar la distribución del estrés en el ligamento periodontal de los incisivos maxilares cuando se realiza diferentes mecánicas de intrusión con mini tornillos por FEA. Se simularon cuatro condiciones diferentes de mecánica de intrusión. En cada modelo, se aplicó una fuerza de 25 g a los incisivos maxilares mediante mini tornillos, en donde se identificaron valores de estrés incrementados en la región apical del incisivo lateral. Al evaluar por caras el ligamento periodontal en la cara mesial y palatino el mayor esfuerzo estaba en el tercio apical, en distal y mesial en el tercio marginal (81).

En el 2001 Peter D. Jeon y col. realizaron un estudio para simular el efecto de la pérdida de hueso alveolar en el estrés inducido ortodónticamente en el ligamento periodontal del primer molar superior. Se aplicó una fuerza de 300 gr. en el centro de las superficies de la corona bucal de los dientes con altura ósea normal y con pérdida ósea que osciló entre 2.0 y 6.0 mm. Los resultados de este estudio indican que se requiere una combinación de reducción de la fuerza y aumento de la relación M/F (momento-fuerza) para lograr una tensión uniforme en el ligamento periodontal de un diente con pérdida ósea. La tensión en la PDL del primer molar superior con pérdida ósea demostró un aumento significativo de la presión y la concentración de la tensión en el PDL debido a la fuerza ortodóntica(82).

En el presente estudio el esfuerzo máximo en el ligamento periodontal se presentó en el ápice y a nivel cervical; en el modelo sano con NiTi los esfuerzos máximos fueron de 0.073p MPa y 0.083 MPa respectivamente, siendo el valor general más alto 0.092 Mpa. En el modelo de NiTiCu los esfuerzos máximos se

presentaron a nivel del ápice de 0.064 MPa y 0.07 MPa en cervical. La diferencia entre los dos modelos no es altamente significativa. En cuanto al modelo de raíz corta y periodonto disminuido los esfuerzos máximos también fueron encontrados a nivel cervical y del tercio apical del ligamento periodontal. En el modelo de raíz corta los valores de máximo esfuerzo fueron de 0.057 y 0.095 MPa para el modelo de NiTi y para el modelo de NiTiCu fueron de 0.054 y 0.099 MPa, mostrando que no hubo diferencias significativas entre las dos aleaciones.

En el periodonto disminuido la diferencia de los esfuerzos máximos fue significativa, se observó mayor concentración de esfuerzos en el modelo de NiTi en el ápice de 0.093 MPa, comparado con el modelo de NiTiCu, en donde se encontró un esfuerzo máximo de 0.083 MPa en el tercio apical, en cervical el esfuerzo máximo se encontró con NiTiCu 0.099 MPa. Al comparar los tres modelos se evidencia que los esfuerzos máximos son mayores en raíz corta a nivel cervical tanto para NiTi como para NiTiCu. En el periodonto disminuido se presentó el esfuerzo máximo a nivel del ápice comparado con el modelo sano y de raíz corta, así como también el esfuerzo máximo aumento a nivel cervical; a medida que va disminuyendo el nivel de inserción ósea, los mayores esfuerzos sobre el ligamento periodontal se encuentran sobre la región cervical. Para el caso del NiTi el esfuerzo máximo fue de 0.0018MPa mientras que para el NiTiCu fue de 0.0028, lo que indica que fue mayor para el modelo con NiTiCu, esto es contrario a literatura y se puede explicar porque hay una mayor deformación del arco con NiTiCu que con NiTi, sin embargo, se recomienda realizar más estudios para explorar este comportamiento.

Los huesos contienen características de concentración de estrés, tales como vacíos y defectos naturales, pequeñas fallas como las lagunas pueden reducir la concentración de estrés (83).

En el estudio de Souza y col. en 2015 se evidencio que el valor máximo de concentración de estrés en el hueso cortical para la intrusión dental utilizando una férula con arco de NITI fue de 18.3 MPa y que la concentración de presión es más baja en comparación con otros materiales como acero y TMA.

En el hueso esponjoso, el valor máximo de concentración de estrés fue de 4.1 MPa, al igual que con el hueso cortical, la región de mayor concentración de

tensión ocurrió en el hueso esponjoso en la región apical del diente. Los valores de concentración de presión mínima mostraron un valor 23.2 MPa, La mayor concentración de tensión se produjo en la región apical del diente (51).

En 2016 Gélvez y col. estudiaron el efecto de las fuerzas oclusales sobre el periodonto y encontraron diferencias significativas en la distribución de esfuerzos en el hueso cortical de acuerdo con el tipo de diente que fuera sometido a una fuerza, en el caso de los incisivos la media para el hueso esponjoso fue de 25,6MPa, mientras que para el cortical fue de 0,04 MPa. (84).

En el caso del presente estudio en el modelo sano, para el hueso cortical el valor máximo de concentración de esfuerzos con NiTi fue de 0.64 MPa y para el hueso trabecular fue de 0.02 MPa estos resultados se asemejan con los referenciados en los anteriores estudios donde se registra que hay una mayor concentración de esfuerzos en el hueso cortical que en el trabecular.

Respecto a la ubicación anatómica de dichos esfuerzos también coincide con los hallazgos de Souza, donde se describe que se concentran en la zona apical del diente y se transfieren a la zona correspondiente del hueso tanto cortical como trabecular.

Al comparar los valores del hueso cortical en las diferentes condiciones de base y con arco NiTi se encuentra: valor máximo de concentración de esfuerzos UDA sana para el hueso trabecular 0.02 MPa, para el hueso cortical 0.64 MPa, para el modelo de periodonto disminuido en hueso trabecular 0.02 MPa , en el cortical 1.13 MPa, para el modelo de raíz corta 0,01 MPa en el hueso trabecular y 0.85 MPa en el cortical .

Al comparar los valores del hueso cortical en las diferentes condiciones de base y con arco NiTiCu se encontró: valor máximo de concentración de esfuerzos UDA sana para el hueso trabecular 0.01MPa, para el hueso cortical 0.53 MPa, para el modelo de periodonto disminuido en hueso trabecular 0.02 MPa, en el cortical 0.96 MPa, para el modelo de raíz corta 0,01 MPa en el hueso trabecular y 0.76 MPa en el cortical.

En todas las condiciones de base se obtuvieron valores menores de concentración de esfuerzos en hueso cortical y trabecular con el uso de NiTiCu que con el uso de NiTi clásico, como lo reporta la literatura (85).

Cobo y cols en 1996 valoraron el estrés en la UDA con una cupla cuando existe una pérdida ósea, simularon 4 modelos con elementos finitos con pérdida ósea de 2, 4, 6 y 8 mm, encontraron que el mayor estrés estaba concentrado en cervical y a medida que aumentaba la pérdida ósea se hacía más apical e incrementaba la concentración de estrés. Al compararlo con los resultados de este estudio se corrobora que con la pérdida ósea se incrementa la concentración del estrés, pero al ser un movimiento diferente al realizado la concentración del estrés se mostró en diferentes zonas de la raíz, en el presente estudio se presentó en el tercio medio apical por palatino la mayor concentración de estrés en el modelo del diente con periodonto disminuido (86)

Viecilli y cols en el 2008 evaluaron las direcciones predominantes de tensión y compresión en las estructuras alveolares de un canino que es distalizado e inclinado a la zona de un premolar, la mayor concentración de esfuerzos la encontraron en el tercio medio apical hacia distal en el lado de tensión en la traslación y en un movimiento de inclinación en la parte apical mesial de la raíz (87).

Rudolph y cols en el 2001, realizaron un estudio en donde determinaron cuales eran las fuerzas ortodónticas que causaban mayor estrés en el ápice de un incisivo central superior, encontraron que las fuerzas intrusivas, extrusivas y de rotación se concentraban en el ápice, el movimiento de inclinación en la cresta alveolar y de traslación a lo largo del ligamento, pero más concentrado en la cresta alveolar. Al evaluar el tipo de fuerza, magnitud y estrés en el ápice encontraron que en un movimiento de cuerpo la magnitud era de 25 gr y el estrés de 0.0013 N/mm^2 , en un movimiento de inclinación y rotación la magnitud era de 50 gr con un estrés de 0.0013 N/mm^2 en un movimiento de intrusión la magnitud era de 25 gr con un estrés de 0.0017 N/mm^2 en la extrusión la fuerza era de 50 gr con el mismo estrés de la intrusión ellos concluyeron que el movimiento de intrusión y extrusión generaban mayor estrés en el ápice (88).

En los resultados de este estudio en el modelo del diente sano, la concentración de esfuerzos con NiTi fue de 1.13 MPa y en el NiTiCu de 0.96 MPa, en el diente con raíz corta fueron para el NiTi de 4,76 MPa y en el NiTiCu 4,73 MPa y en el periodonto disminuido en el NiTi de 1,7 MPa y NiTiCu 1.5 MPa. En la ubicación anatómica se encontró en el tercio medio apical. Al igual que las demás estructuras de la UDA se obtienen valores menores de concentración de esfuerzos en hueso cortical y trabecular con el uso de NiTiCu que con el uso de NiTi clásico, como lo reporta la literatura.

5. CONCLUSIONES

Al realizar la simulación con FEA con las mismas condiciones de frontera, en la UDA sana ,periodonto disminuido y con raíz corta el NiTiCu presento menores esfuerzos y deformaciones con respecto al NiTi clásico, estos resultados corroboran los obtenidos en estudios previos, demostrando que los dos tipos de aleaciones pueden ser usados en pacientes sanos y con condiciones de base como periodonto disminuido y raíz corta, sin embargo, el NiTiCu puede proporcionar mayores beneficios a nivel clínico.

6. RECOMENDACIONES

Se recomienda realizar futuros estudios para corroborar los valores de esfuerzos y deformaciones en la UDA con periodonto disminuido utilizando NiTiCu, adicional estudiar el comportamiento de los esfuerzos y deformaciones simulando las propiedades térmicas del material con memoria de forma.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos la importante colaboración y trabajo en equipo brindados por el docente y estudiante del convenio con la Universidad Santo Tomas sede Bogotá facultad de ingeniería mecánica.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Razali MF, Mahmud AS, Mokhtar N. Force delivery of NiTi orthodontic arch wire at different magnitude of deflections and temperatures : A finite element study. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;77(June 2016):234–41.
2. G R. Introducción al curso de Biomecánica Deportiva. Universidad de Antioquia. 2000.
3. Ariagno C, Moreno D. FÍSICA. 2014.
4. Sarrafpour B, Rungsiyakull C, Swain M, Li Q, Zoellner H. Finite element analysis suggests functional bone strain accounts for continuous post-eruptive emergence of teeth. *Arch Oral Biol* [Internet]. 2012;57(8):1070–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.archoralbio.2012.05.001>
5. Fajardo Y, Mery ML, Salgar VRJS. Distribución de las deformaciones y esfuerzos en el arco, bracket y unidad dentoalveolar en cierre de espacios con el sistema damon en pacientes con periodonto disminuido en dientes anteriores inferiores. análisis por elementos finitos tridimensional. *Odontos*. 2012;35–54.
6. Berzins DW, Roberts HW. Phase transformation changes in thermocycled nickel – titanium orthodontic wires. *Dent Mater*. 2010;6:666–74.
7. Torstein R, Meling JØ. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001;119:263–73.
8. Li Y, Jacox LA, Little SH, Ko C. Orthodontic tooth movement : The biology and clinical implications. *Kaohsiung J Med Sci*. 2018;34:207–14.
9. Jaureguizar SM, Chapetti MD, Yawny AA, Yawny A. Fatigue of NiTi shape memory wires Fatigue of NiTi shape memory wires Thermo-mechanical modeling pressure turbine blade airplane gas turbine engine of an. *Procedia Struct Integr* [Internet]. 2016;2:1427–34. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prostr.2016.06.181>
10. Govindjee S, Sackman JL. On the use of continuum mechanics to

estimate the properties of nanotubes. *Solid State Commun.* 1999;110:227–30.

11. Ulutan D. Prediction of machining induced residual stresses in turning of titanium and nickel based alloys with experiments and finite element simulations. *CIRP Ann - Manuf Technol.* 2012;61:547–50.
12. Aghamiri SMS, Ahmadabadi MN, Raygan S. Combined effects of different heat treatments and Cu element on transformation behavior of NiTi orthodontic wires. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011;4:298–302.
13. Gravina MA, Helena I, Portella V, Canavarro C. Mechanical properties of NiTi and CuNiTi shape-memory wires used in orthodontic treatment . Part 1 : Stress-strain tests. *Dent Press J Orthod.* 2013;18(4):35–42.
14. Roa N. Respuesta inmune innata y tolerancia oral frente a periodontopatógenos. 2005.
15. Cardaropoli D, Gaveglio L, Abou-arraj R V. Orthodontic movement and periodontal bone defects : Rationale , timing , and clinical implications. *Semin Orthod [Internet].* 2014;20(3):177–87. Available from: <http://dx.doi.org/10.1053/j.sodo.2014.06.004>
16. Chen J, Li W, Swain M V, Darendeliler MA, Li Q. A periodontal ligament driven remodeling algorithm for orthodontic tooth movement. *J Biomech [Internet].* 2014;47(7):1689–95. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.02.030>
17. Taithongchai R, Sookkorn K, Louis S. Facial and dentoalveolar structure and the prediction of apical root shortening. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1996;(110):296–302.
18. Santos ODS, Margareth M, Pichon L, Rigo OD, Otubo J. Characterization of a NiTi SMA wire treated by nitrogen plasma based ion implantation (PBII) modeling of a pressure turbine blade gas Otubo turbine engine. *Procedia Struct Integr [Internet].* 2016;2:1443–50. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prostr.2016.06.183>
19. Iijima M, Ohno H, Kawashima I, Endo K, Mizoguchi I. Mechanical

behavior at different temperatures and stresses for superelastic nickel ± titanium orthodontic wires having different transformation temperatures. *Dent Mater.* 2002;18:88–93.

20. M Razali, A Mahmud NMJA. Finite-element analysis of NiTi wire deflection during orthodontic levelling treatment Finite-element analysis of NiTi wire deflection during orthodontic levelling treatment. *IOP Conf Ser Mater Sci Eng Pap.* 2016;114:1–7.
21. D, Pacheco, Arenas R, López C, Rosero A, Solano Y, D P. Comparación de esfuerzos y deformaciones en tres tipos de alambre en altura ósea y longitud radicular disminuidas. 2017.
22. Ata-ali F, Ata-ali J, Ferrer-molina M, Cobo T, Carlos F De, Cobo J. Adverse effects of lingual and buccal orthodontic techniques: A systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2014;149(6):820–9.
23. Neto JV, Neto JR, Paiva JB De. Orthodontic movement of teeth with short root anomaly : Should it be avoided , faced or ignored ? *Dent Press J Orthod.* 2013;18(6):72–85.
24. Roscoe MG, Meira JBC, Cattaneo PM. Association of orthodontic force system and root resorption: A systematic review. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2015;147(5):610–26.
25. Pacheco D, Malaver P, Forero C, Girón F, Sánchez C. 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. *Rev Odontos.* 2014;42:27–35.
26. Weltman B, Vig KWL, Fields HW, Shanker S, Kaizar EE. Root resorption associated with orthodontic tooth movement: A systematic review. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;137(4):462–76.
27. Bhat FA, Shetty N, Ahmad F, Bhat M, Husain A. Comparative evaluation of load-deflection property of different brands of nickel-titanium archwires Comparative Evaluation of Load - deflection Property of Different Brands of Nickel - titanium Archwires Abstract. *Dent Press J Orthod.*

2018;(January):0–4.

28. Ryniewicz W, Ryniewicz AM, Bojko Ł, Pe P, Filipek J, Williams S, et al. Three-dimensional finite element simulation of intrusion of the maxillary central incisor. *Biocybern Biomed Eng.* 2016;36:385–90.
29. Pacheco D., Malaver D., Forero C., Giron A. SD. 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. *Rev Odontos.* 2014;42:27–35.
30. Duque CH, Herrera AH, Caballero AD, Freitas DA. Unión de técnicas ortodónticas con flexicorticotomía periodontal para el manejo de tratamiento ideal Application of orthodontic techniques and periodontal ridge split for the management of ideal treatment. *Salud Uninorte Barranquilla.* 2012;28(3):419–24.
31. Krishnan V, Nair S V, Ranjith A, Davidovitch Z. Research in Tooth Movement Biology : The Current Status. *Semin Ortho.* 2012;18(4):308–16.
32. Sodek J. MM. Molecular and cellular biology of alveolar bone. 2000;24:99–126.
33. Tieu L, Normando D, Toogood R, Flores-mir C. Journal of the World Federation of Orthodontists External apical root resorption generated by Forsus simultaneously with brackets vs . Xbow followed by brackets to correct Class II malocclusions. *J World Fed Orthod.* 2015;4(3):120–3.
34. Cardaropoli D, Gaveglio L, Abou-arraj R V. defects : Rationale , timing , and clinical implications. *Semin Orthod.* 2014;20(3):177–87.
35. R L. Most frequent periodontal problems related to the orthodontic treatment in patients from postgraduate Clinic of Universidad Catolica Santiago de Guayaquil. *Oral Rev.* 2014;45:1003–6.
36. Zargham A, Geramy A, Rouhi G. Evaluation of long-term orthodontic tooth movement considering bone remodeling process and in the presence of alveolar bone loss using finite element method. *Orthod*

Waves. 2016;1–12.

37. Meyer BN, Chen J, Katona TR. Does the center of resistance depend on the direction of tooth movement? *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;137(3):354–61.
38. Davis SM, Plonka AB, Fulks BA, Taylor KL, Bashutski J. Consequences of orthodontic treatment on periodontal health : Clinical and microbial effects. *Semin Orthod*. 2014;20(3):139–49.
39. Martínez FG, Guiza VR, Fuentes LR. Inflammatory root resorption in orthodontic treatment subjects . Cartagena (Colombia). 2012;28(3):382–90.
40. Roberts WE, Viecilli RF, Chang C, Katona TR, Paydar NH. Biology of biomechanics : Finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2015;148(6):943–55. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2015.10.002>
41. Jácome F, Ramos F, Romero G, Zarta A, Pacheco D, Barrera J. Esfuerzos y deformaciones en el arco , bracket y unidad dentoalveolar , utilizando de arcos de Elgiloy azul y Gummetal , con y sin elásticos : análisis de elementos finitos . Stresses and deformations in the arch , bracket and dentoalveolar unit , using b. *J Odont Col*. 2016;9(17):34–45.
42. Hajizadeh M, Ghalichi F, Mirzakouchaki B, ShahrbaF S. ScienceDirect Pattern of stress distribution in different bracket – adhesive – tooth systems due to debonding load application. *Orthod Waves*. 2014;73(1):8–16.
43. Tuna M, Sunbuloglu E, Bozdog E. Finite element simulation of the behavior of the periodontal ligament: A validated nonlinear contact model. *J Biomech*. 2014;47(12):2883–90.
44. Gröning F, Fagan MJ, O'Higgins P. The effects of the periodontal ligament on mandibular stiffness: A study combining finite element analysis and geometric morphometrics. *J Biomech*. 2011;44(7):1304–12.
45. Bouton A, Simon Y, Goussard F, Teresi L, Sansalone V. New finite

element study protocol: Clinical simulation of orthodontic tooth movement. *Int Orthod.* 2017;15(2):165–79.

46. Nikolaus A, Currey JD, Lindtner T, Fleck C, Zaslansky P. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials Importance of the variable periodontal ligament geometry for whole tooth mechanical function : A validated numerical study. 2017;67(November 2016):61–73.
47. Chaison JB, Chen CSK, Herring SW, Bollen AM. Bone volume, tooth volume, and incisor relapse: A 3-dimensional analysis of orthodontic stability. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;138(6):778–86.
48. Ohiomoba H, Sonis A, Yansane A, Friedland B. Quantitative evaluation of maxillary alveolar cortical bone thickness and density using computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2017;151(1):82–91.
49. Marangalou JH, Ghalichi F, Mirzakouchaki B. Numerical simulation of orthodontic bone remodeling. *Orthod Waves.* 2009;68(2):64–71.
50. Eugene Roberts W, Viecilli RF, Chang C, Katona TR, Paydar NH. Biology of biomechanics: Finite element analysis of a statically determinate system to rotate the occlusal plane for correction of a skeletal Class III open-bite malocclusion. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2015;148(6):943–55.
51. de Souza FI, Poi WR, da Silva VF, Martini AP, Melo RA da C, Panzarini SR, et al. Stress distribution in delayed replanted teeth splinted with different orthodontic wires: A three-dimensional finite element analysis. *Dent Traumatol.* 2015;31(3):190–5.
52. Queiroz GV, Ballester RY, De Paiva JB, Rino Neto J, Galon GM. Comparative study of frictional forces generated by NiTi archwire deformation in different orthodontic brackets: In vitro evaluation. *Dental Press J Orthod.* 2012;17(4):45–50.
53. 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.* 2011;16(5):74–81.

54. Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B. Strains in periodontal ligament and alveolar bone associates with orthodontic tooth movement analyzed by finite element. *Orthod Craniofac Res.* 2009;12(2):120–8.
55. Azodo C, Erhabor P. Management of tooth mobility in the periodontology clinic: An overview and experience from a tertiary healthcare setting. *African J Med Heal Sci.* 2016;15(1):50.
56. Queiroz GV, Ballester RY, Paiva JB De, Neto JR, Galon GM. Comparative study of frictional forces generated by NiTi archwire deformation in different orthodontic brackets : In vitro evaluation. *Dent Press J Orthod.* 2012;17(4):45–50.
57. Fajardo R, Murilo L, Velásquez R SJ. Distribución de las deformaciones y esfuerzos en el arco, bracket y unidad dentoalveolar en cierre de espacios con el sistema damon en pacientes con periodonto disminuido en dientes anteriores inferiores. análisis por elementos finitos tridimensional. *Rev Odontos.* 2012;35–54.
58. Marques LS, Generoso R, Armond MC, Pazzini CA. Short-root anomaly in an orthodontic patient. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;138(3):346–8.
59. Lulic M, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M, Salvi GE. Ante's (1926) law revisited: A systematic review on survival rates and complications of fixed dental prostheses (FDPs) on severely reduced periodontal tissue support. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(SUPPL. 3):63–72.
60. Lloyd T, Ecodistrict P, Costs CO, Boiler O. ALVEOLAR BONE LOSS: AN ENERGY ANALYSIS USING FINITE ELEMENT METHOD. *Int J Clin Dent.* 2010;3(November).
61. Kurgan S, Terzioglu H, Yilmaz B. Stress Distribution in Reduced Periodontal Supporting Tissues Surrounding Splinted Teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2014;34(5):e93–101.
62. Malaver EE, Moya DP, Ramírez DC, Serrato C. Características tomográficas de la reabsorción radicular externa y el enanismo radicular en incisivos centrales superiores Tomographic features of the external

- radicular resorption and dwarfed root in upper central incisors. *J Odontológico Col.* 2014;7(14):11–9.
63. Fatayerji D, Eastell R. 167 Age-related changes in bone turnover in men. *J bone Miner Res.* 1999;14(7):1203–10.
 64. Venkataraghavan K, Karthik S, Krishnakumar K PB. Short Root Anomaly– A Rare Occurrence: Review Of Literature & Report Of A Case. *Indian J Dent Sc.* 2014;6(3):103–7.
 65. Kotha RS, Alla RK, Shammam M, Ravi RK. An Overview of Orthodontic Wires. *Trends Biomater Artif Organs.* 2014;28(1):32–6.
 66. Thompson SA. An overview of nickel – titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;44(0):297–310.
 67. Gravina MA, Brunharo IHVP, Canavarro C, Elias CN, Quintão CCA. Mechanical properties of NiTi and CuNiTi shape-memory wires used in orthodontic treatment. Part 1: stress-strain tests. *Dental Press J Orthod.* 2013;18(4):35–42.
 68. Teramoto A. The inside history of superelasticity sentolloy. p. 55–7.
 69. Biermann MC, Berzins DW, Bradley TG. Thermal analysis of as-received and clinically retrieved copper-nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod.* 2007;77(3):499–503.
 70. Sandoval Vidal P, Lara L A, Minte Hidalgo C, Gutiérrez Moraga P. Caracterización de los Alambres Termoactivados para Uso Ortodóncico: Reporte de Caso. *Int J Odontostomatol.* 2012;6(1):65–70.
 71. Varghese S., Ariga P., Padmanaban TV., Subramanian R. A finite element thermal analysis of various dowel and core materials. Vol. 23, *Indian Journal of Dental Research.* 2012. p. 176–81.
 72. Jagota V, Sethi APS, Kumar K. Finite Element Method: An Overview. *Walailak J Sci Tech.* 2013;10(1):1–8.
 73. Lecce L, Concilio A. *Shape Memory Alloy Engineering.* 2014;
 74. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-

- dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;139(1):59–71.
75. Fernandes FMB, Cruz JM, Magalhães RCA. Comparative study of NiTi orthodontic wires. *Mater Today Proc.* 2015;2(351):S995–8.
 76. Fazeli S, Vahedpour M, Khatiboleslam S. Effect of copper content on tensile mechanical properties of ternary NiTiCu alloy nanowire : molecular dynamics simulation. *Mater Today Proc.* 2016;3–6.
 77. Fazeli S, Vahedpour M, Khatiboleslam S. Effect of copper content on tensile mechanical properties of ternary NiTiCu alloy nanowire : Molecular dynamics simulation. *Mater Today Proc.* 2018;5(1):1552–5.
 78. Fer J, Markovi E, Stamenkovi D, An^oel I. Determination of Stresses and Forces on the Orthodontic System by Using Numerical Simulation of the Finite Elements Method. *Acta Phys Pol.* 2012;122(4):659–65.
 79. Saga AY, Maruo H, Argenta MA, Maruo IT, Tanaka OM. Orthodontic intrusion of maxillary incisors : a 3D finite element method study. *Dent Press J Orthod.* 2016;21(1):75–82.
 80. Stephanie R. Toms, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;123:657–65.
 81. Salehi P, Gerami A, Najafi A, Torkan S. Evaluating Stress Distribution Pattern in Periodontal Ligament of Maxillary Incisors during Intrusion Assessed by the Finite Element Method. *Dent Shiraz Univ Med Sci.* 2015;16(4):314–22.
 82. P. Jeon, P. Turley KT. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119:498–504.
 83. Å SK, Taylor D. A critical distance study of stress concentrations in bone. *J Biomech.* 2008;41:603–9.
 84. Granada MN, Porrás JV. Efecto de las fuerzas oclusales sobre el

periodonto analizado por elementos finitos. Univ Odontol. 2016;35(74):85–92.

85. Khantachawana A, Kaewtatip P, Dechkunakorn S, Kajornchaiyakul J. Improvement of mechanical and biological properties of TiNi alloys by addition of Cu and Co to orthodontic archwires. *Int Orthod*. 2016;14(3):295–310.
86. Cobo J, Argfielles J, Puente M. Dentoalveolar stress from bodily tooth movement at different levels of bone loss. 1996;396.
87. Viecilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield JK, Roberts WE. Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2008;133:11–26.
88. Rudolph DJ, Willes MG, Sameshima GT. A Finite Element Model of Apical Force Distribution From Orthodontic Tooth Movement. *Angle Orthod*. 2001;71(2):127–31.