

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

Pacheco D*, López O**, Pantoja M***, Soler J***, Naranjo M***, Rafael O ****Rojas N *****

Resumen

Objetivo: Determinar el comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar (UDA) con periodonto disminuido y raíces cortas utilizando arcos Niti Cooper (NitiCu) y Niti clásico(NiTi) de 0.014" a través del método de elementos finitos(MEF) en fase de alineación y nivelación en el diente 11.**Método:** Estudio por MEF, donde se analizó la distribución de esfuerzos y deformaciones en un diente número 11 con extrusión, en una unidad dentoalveolar normal, con periodonto disminuido y raíz corta, durante la fase de alineación y nivelación utilizando arcos Niti Cooper y Niti clásico sobre una tomografía computarizada. **Resultados:** los esfuerzos y deformaciones presentados en la unidad dentoalveolar normal, con periodonto disminuido y raíz corta son más bajas usando arcos de NiTiCu que los de Niti. **Conclusiones:** el NiTiCu presenta mayores beneficios clínicos para el tratamiento del paciente sanos, con raíces cortas y con periodonto disminuido.

Objective: To determine the biomechanical behavior of the dentoalveolar unit (UDA) with diminished periodontium and short roots using Cooper Niti (CuNiti) and classic Niti (NiTi) arcs of 0.014 "through the finite element method (FEM) in alignment phase and leveling in the tooth 11. **Method:** Study by FEM, where the distribution of stresses and strains was analyzed in a number 11 tooth with extrusion, in a healthy dentoalveolar unit, with decreased periodontium and short root, during the phase of alignment and leveling using Niti Cooper arcs and classic Niti on a computed tomography. **Results:** the efforts and deformations presented in the healthy dentoalveolar unit, with decreased periodontium and short root are lower using CuNiTi arcs than those of Niti. **Conclusions:** NiTiCu presents greater clinical benefits for the treatment of healthy patients, with short roots and decreased periodontium.

Palabras clave: deformación, periodonto disminuido, raíz corta, Nitinol, análisis de elementos finitos.

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

* Asesor Científico, Odontóloga, Especialista en Ortodoncia, Especialista en Docencia universitaria** Asesor Científico, Universidad Santo Tomas, Ingeniero Mecánico

***Residentes V Semestre Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.

**** Estudiante Ingeniería Mecánica Universidad Santo Tomás.

***** Asesor Metodológico, Odontóloga, Especialista en Epidemiología.

Autor responsable de correspondencia: Diana Isabel Pacheco Blanco. Correo electrónico: dpacheco@unicoc.edu.co

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 (1). 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 (2).

Se ha reportado la prevalencia de raíces cortas es de 1,3% en los paciente tratados con ortodoncia, es más común en mujeres y afecta principalmente premolares e incisivos del maxilar superior (3). 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 (4).

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 en 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 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. Por lo cual es importante prestar especial atención a la pérdida de soporte óseo de estos pacientes ya que han perdido hueso debido a una enfermedad periodontal antes de controlarla. Cuando se pierde hueso el área del ligamento periodontal (LP) disminuye y la misma fuerza contra la corona produce una mayor presión en el LP de un diente comprometido periodontalmente que en el de un diente con soporte normal. La magnitud absoluta de fuerza necesaria para mover los dientes puede reducirse cuando se ha perdido el soporte periodontal. Además, cuanto mayor sea la pérdida de inserción, menor será el área de raíz con soporte y más apical se encontrará el centro de resistencia, lo cual afecta al momento creado por las fuerzas aplicadas a la corona y los momentos necesarios para controlar el movimiento radicular. El movimiento dental es posible a pesar de la pérdida ósea, pero se necesitan fuerzas más ligeras y momentos relativamente más grandes (5).

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 (6).

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 (7).

También hay estudios reportados donde se analizó el comportamiento del ligamento periodontal como lo 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 (8) ,(9)

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 (MF) con una curva de esfuerzo-deformación definida y un amplio rango de activación e histéresis (10).

Para analizar los esfuerzos generados por estos aditamentos en el complejo dentoalveolar, se ha utilizado el método de los elementos finitos (MEF), considerado un análisis numérico computacional, siendo el método más completo disponible actualmente para modelar estructuras de geometría compleja, lo cual permite calcular, analizar y comprender el comportamiento de un diseño en determinadas condiciones (1)(11).

Por lo tanto, MEF ofrece un método ideal para modelar con precisión el diente y el periodonto con su Geometría tridimensional complicada. Los sistemas de fuerza utilizados en un paciente de ortodoncia son complicados. El MEF permite aplicar analíticamente varios sistemas de fuerza en cualquier punto y en cualquier dirección. El movimiento dental ortodóntico se logra mediante procesos de remodelación del hueso alveolar, que se desencadenan por cambios en la distribución de la tensión y presión en el periodonto. Por lo tanto, se puede usar para describir la situación de estrés dentro del ligamento periodontal (PDL) y el hueso alveolar circundante (12).

En el método de los elementos finitos, es utilizado el análisis de esfuerzos de Von Mises, definido como el criterio de máxima energía de distorsión. Las tensiones generadas en las diferentes estructuras se pueden visualizar en las imágenes mediante mapas codificados de diversos colores que van del azul al rojo. La codificación del color depende de la magnitud de la fuerza aplicada (1)(13).

El objetivo del presente trabajo es determinar el comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar normal, 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.

MATERIALES Y MÉTODOS

Mediante el uso de simulación computacional utilizando el método de los elementos finitos (MEF) se simularon dos condiciones clínicas de base; periodonto disminuido y raíz corta, en movimiento de intrusión del diente 11, durante la fase de alineación y nivelación con el uso de arcos de NiTi y NiTiCu, previa selección de Tomografía Computarizada (TC) de un paciente atendido en la Clínica de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar UNICOC. El criterio de inclusión fue paciente al cual se le tomó una tomografía computarizada con la siguiente condición: TC de un paciente con longitudes ósea y radicular adecuadas del diente 11. Dentro de los criterios de exclusión se encuentran TC de pacientes con signos clínicos de enfermedad periodontal, TC de pacientes comprometidos sistémicamente y TC de pacientes que se encuentren en tratamiento de ortodoncia.

La unidad de observación fue la unidad dentoalveolar: Diente, ligamento, hueso cortical y hueso trabecular (UDA) del diente 11. Se realizó el modelo 2D de la reconstrucción de la unidad dentoalveolar sin ninguna alteración, con periodonto disminuido y con raíz corta, **Fig. 1**.

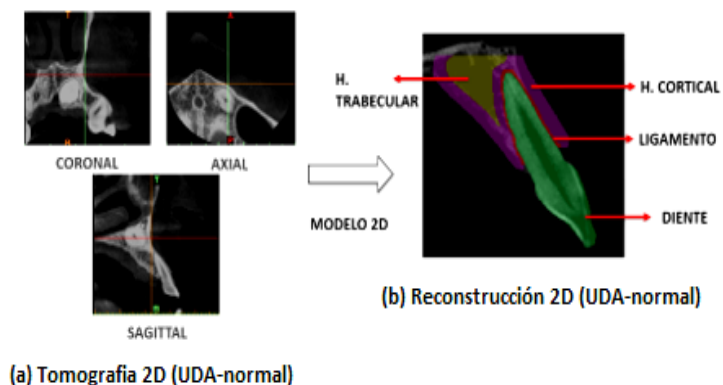


Fig. 1 (a) Tomografía 2D (UDA-normal). (b) reconstrucción 2D (UDA-normal) [autor]

Posteriormente se llevó la reconstrucción a un modelo 3D. En la **Fig. 2** se observa el resultado para la reconstrucción de la UDA normal, en la cual se detalla sus diferentes componentes, diente, hueso trabecular, hueso cortical y ligamento periodontal.

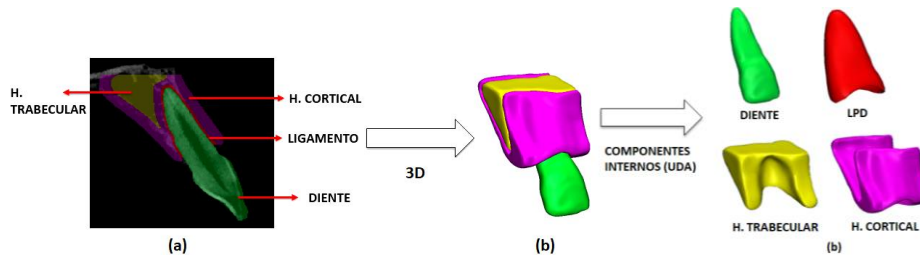
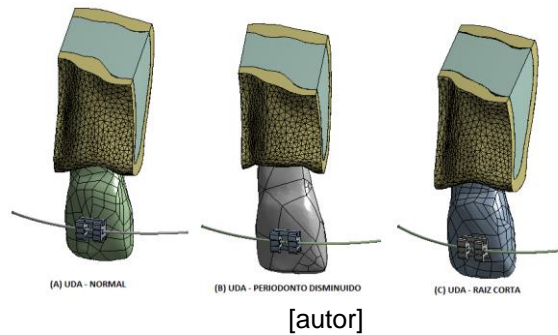


Fig. 2 (a) 2D (UDA) normal. (b) reconstrucción 3D (UDA-normal) [autor]

A partir de la UDA normal reconstruida con la tomografía se realizaron las modificaciones necesarias para obtener el modelo de raíz corta y de periodonto disminuido.

En la **fig. 3** se muestra el resultado de la reconstrucción realizada para una UDA normal, con raíz corta y periodonto disminuido.

Fig. 3 (a) UDA – normal (b) UDA – periodonto disminuido (c) UDA – raíz corta “static structural ANSYS”



[autor]

Se hizo uso de set-up para simular la mal posición del diente 11 **Fig. 4**

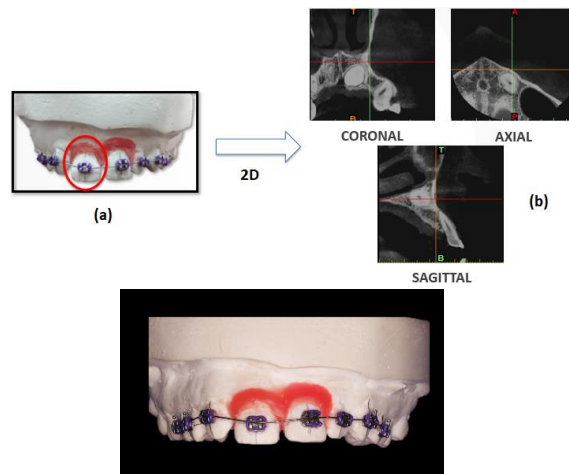


Fig. 4 (a) Set-up diente 11. (b) tomografías diente 11 [autor]

El procedimiento de set-up es una herramienta útil en el diagnóstico de ortodoncia ya que revela las condiciones oclusales del paciente en las tres dimensiones del espacio, para su realización se cortan y reposicionan los dientes en los modelos de estudio en

y eso que han sido duplicados de los modelos iniciales tomados al paciente, permitiendo la simulación de los resultados antes de comenzar el tratamiento de ortodoncia (14).

En el caso del presente trabajo se realizó cementación de aparatología ortodóntica, y se simuló una malposición dental llamada extrusión, donde el objetivo del movimiento fue generar intrusión dental de un incisivo central superior. **fig.5 y 6**

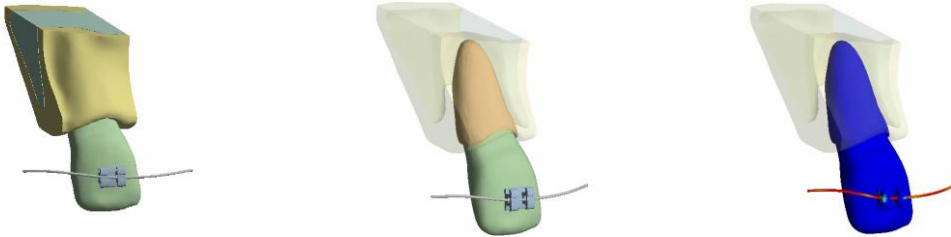


Fig. 5 UDA con el arco y el bracket

Se escogió este movimiento porque se demostró que la aplicación continua de cargas de ortodoncia relativamente bajas durante la intrusión condujo a disminuciones menores en la altura del hueso alveolar normal adicional la base del surco y la unión mucogingival se mueven en dirección apical junto con el diente en un 60% después de la intrusión ortodóntica de los incisivos superiores (15)

Una vez obtenidos los modelos 3D y comprobada la geometría interna, **Fig. 6**, se llevaron los modelos 3D a un software de modelación CAD con el fin de obtener el ensamble entre la UDA y los componentes externos.

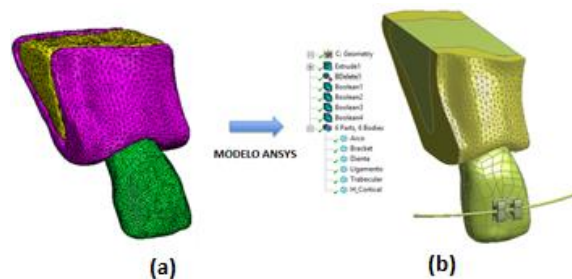


Fig. 6 (a) modelo 3D (UDA-normal) – (b) modelo 3D (UDA-normal) desing modeler – ANSYS [autor]

Para simular el movimiento dental se utilizó un bracket estándar slot 0.022 x 0.028", que se reconstruyó con las dimensiones reales **Fig. 7** para su posterior ensamble con la unidad dentoalveolar.

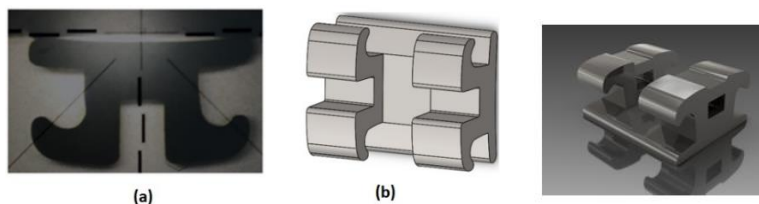


Fig. 7 (a) Metrología bracket. (b) modelo 3D bracket [autor]

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). Se ejecutó la metrología necesaria para obtener la sección del arco de ortodoncia que se usó en la UDA .

El comportamiento super elástico de una aleación con memoria de forma (AMF), se asocia con la transformación que se induce por esfuerzo (σ) a una temperatura superior a la temperatura final de transformación de la 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 AMF 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 inestables 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.

Para caracterizar las propiedades mecánicas de un AMF se tomaron las propiedades mecánicas, entre las fases martensita y austenita, aplicada en la medición del esfuerzo y la deformación, referenciadas en el trabajo de Salehi P, y colaboradores en el 2015 (17).

Las propiedades mecánicas para los tejidos biológicos fueron tomadas de la literatura especializada bajo un modelo de material elástico, lineal e isotrópico, estas propiedades se detallan en la **Tabla 1**.

Tabla 1. Propiedades mecánicas de todos los elementos de la UDA

TEJIDOS - UDA	E (Mpa)	Relación de Poisson	REFERENCIAS
HUESO TRABECULAR	1370	0.38	(Hussein H., et;(2010)) (16) (P.M Cattaneo, et; (2009)
HUESO CORTICAL	13700	0.26	(17) (Caeiro J,et;(2013))
DIENTE	20300	0.26	(K. Tanne, et; (1998)) (Jasna Leder Horina, et; (2018))

LP	1	0.49	(18)(Zhipeng Liaoa, et; (2016)). (7) (Wojciech Ryniewicz, et; (2016))
----	---	------	--

El arco fue simulado mediante un modelo de material con memoria de forma que exhibe propiedades de superelásticidad, las propiedades mecánicas utilizadas para modelar este comportamiento en el arco de NiTi y NiTiCu se detallan en la **Tabla 2**.

Tabla 2. Propiedades mecánicas - arcos de NiTi y NiTiCu

PROPIEDADES MECÁNICAS NiTi		PROPIEDADES MECÁNICAS NiTiCu		REFERENCIAS
ELASTICIDAD ISOTRÓPICA				
MODULO DE YOUNG (Gpa)	70		132	(19) (André Carvalho, et; (2016)).
RELACIÓN DE POISSON	0.33		0.33	(20) (Sara Fazelia, et;(2016)).
SUPERELÁSTICIDAD				
σMs (Mpa)	368		216	(21) (F.J, et; (1999))
σMf (Mpa)	484		299	
σAs (Mpa)	232		180	
σAf (Mpa)	100		165	
Épsilon (mm^{-1})	0.063		0.069	
Alpha	0		0	

Una vez identificada la oclusión que presenta el diente 11 que se encuentra extruido, se evidenció que el bracket cementado en la mitad de la corona clínica por la posición del diente no se encuentra al mismo nivel o en el mismo plano que el de los demás dientes, de igual manera ocurre con el arco que se deforma más, teniendo en cuenta estas condiciones clínicas en esta zona. Se obtuvieron los valores de desplazamiento en el espacio que presenta el arco de ortodoncia entre los dientes 11 y 12, **Fig.8**. Esto permite obtener un modelo más aproximado a la realidad e identificar las condiciones de frontera presentes en el modelo.

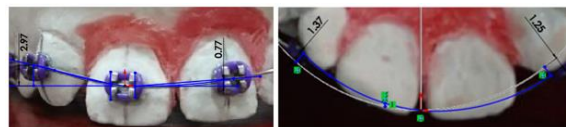


Fig. 8 Set-up condiciones de frontera diente11 [autor]

RESULTADOS

En los resultados se evaluaron los esfuerzos de Von Mises en el ligamento periodontal y el hueso cortical; Von Mises es un criterio de falla de los materiales que indica en dónde se está presentando una mayor concentración de los esfuerzos (17).

En el estudio se revisaron todos los tejidos que componen la UDA y también los arcos y el bracket, pero se muestran solo los resultados obtenidos para ligamento periodontal y hueso cortical, pues son los componentes de la UDA más impactados con el movimiento de intrusión y los que con más detalles se deben conocer teniendo en cuenta las condiciones de base, adicional por que el comportamiento de estos dos tejidos dan una idea de cómo se distribuyen los esfuerzos en los demás tejidos de la UDA.

1. UNIDAD DENTOALVEOLAR NORMAL – ESFUERZOS LP

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. 9** muestra el comportamiento de los esfuerzos presentes en el LP, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).

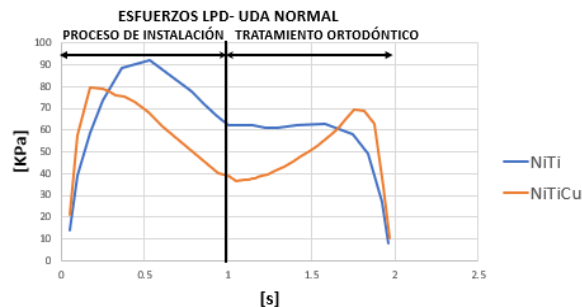


Figura 9 Comportamiento del esfuerzo en el LP durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la **Fig. 9** evidencia que el estado de esfuerzos en el LP 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 LP 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 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 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 LP por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la **Fig. 10**

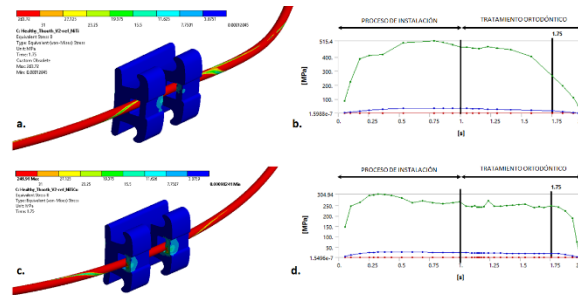
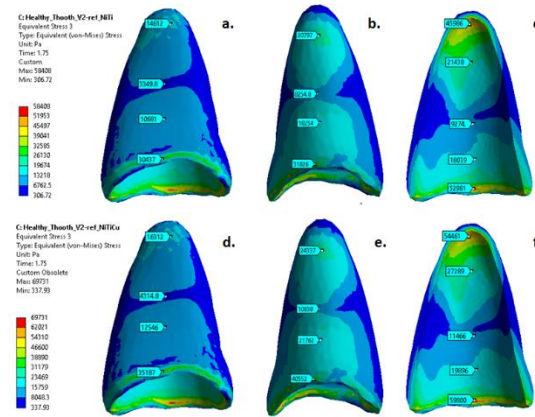


Figura 10. Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.



Las figuras **10a** y **10c** permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (**Fig. 10a**) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las ligaduras que impiden que el arco salga del slot, mientras que la deformación del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos ligaduras 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 **10b** y **10d** permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (**Fig. 10c**) 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. 10b**) 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 LP. La **figura 11**. Da a conocer en detalle la comparación y distribución de esfuerzos en el LP para un pseudotiempo de 1.75 s. 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 LP se aumenta por una mayor deformación en el NiTiCu. Se observa una mayor concentración de

esfuerzos a nivel cervical y en la zona del ápice, tras la aplicación total del desplazamiento generado por el arco de ortodoncia en la UDA.

Figura 11. Distribución de esfuerzos LP a. LP vista frontal arco de NiTi. b. LP vista posterior arco de NiTi. c. corte de sección LP arco de NiTi. d. LP vista frontal arco de NiTiCu. e. LP vista posterior arco de NiTiCu f. corte de sección LP arco de NiTiCu.

2. UNIDAD DENTOALVEOLAR RAÍZ CORTA – ESFUERZOS LP

La **Fig. 12** muestra el comportamiento de los esfuerzos presentes en el LP, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).

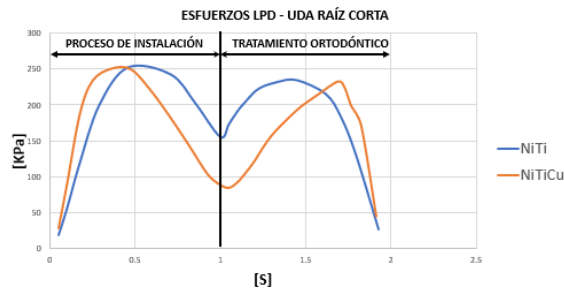


Figura 12 Comportamiento del esfuerzo en el LP durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la **Fig. 12** evidencia que el estado de esfuerzos en el LP 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 LP 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 medida 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 LP por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la **Fig. 13**

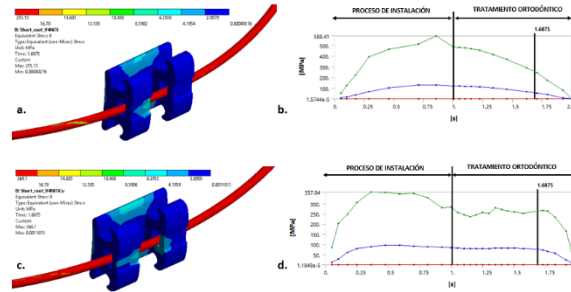


Figura 13 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

Las figuras **13a** y **13c** permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (**Fig. 13a**) 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 **13b** y **13b** permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (**Fig. 13c**) 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. 13b) 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 LP. En la **figura 14** se puede observar la comparación y distribución de esfuerzos en el LP para un pseudotiempo de 1.6875 (s) 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 LP se aumenta por una mayor deformación en el NiTiCu, siendo mayor la concentración de σ a nivel cervical y en la zona del ápice.

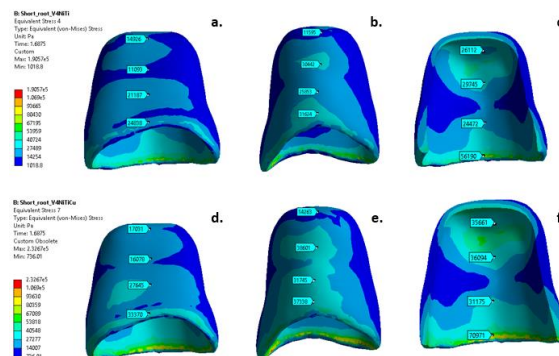


Figura 14 Distribución de esfuerzos LP a. LP vista frontal arco de NiTi. b. LP vista posterior arco de NiTi. c. corte sección LP arco de NiTi. d. LP vista frontal arco de NiTiCu e. LP vista posterior arco de NiTi. f. corte de sección LP arco de NiTiCu.

3. UNIDAD DENTOALVEOLAR PERIODONTO DISMINUIDO- ESFUERZOS EN EL LP

La **Fig. 15** muestra el comportamiento de los esfuerzos presentes en el LP, en cada uno de estos procesos se utilizó un arco de NiTi (línea azul) y un arco de NiTiCu (línea naranja).

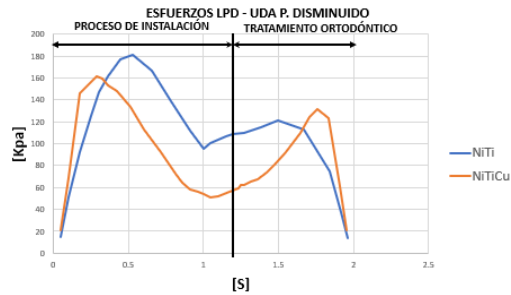


Figura 15 Comportamiento del esfuerzo en el LP durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la **Fig. 15** evidencia que el estado de esfuerzos en el LP 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 LP 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 medida 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 LP por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco, este efecto se puede observar en la **Fig. 16**

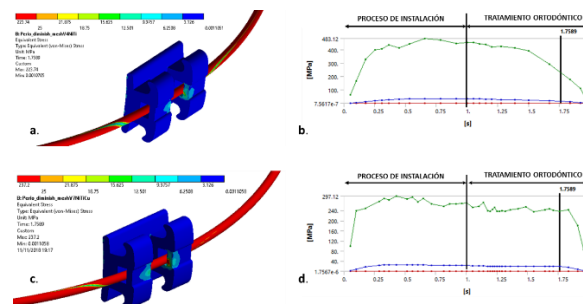


Figura 16. Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

Las figuras **16a** y **16c** permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (**Fig. 16a**) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las ligaduras que impiden que el arco salga del slot, mientras que la deformación del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos ligaduras 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 **16b** y **16d** permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (**Fig. 16c**) 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. 16b**) 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 LP. La **figura 17**. Presenta la comparación y distribución de esfuerzos en el LP para un pseudotiempo de 1.7589 (s) 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 LP se aumenta por una mayor deformación en el NiTiCu, presentando una mayor concentración de σ a nivel cervical y en la zona del ápice,

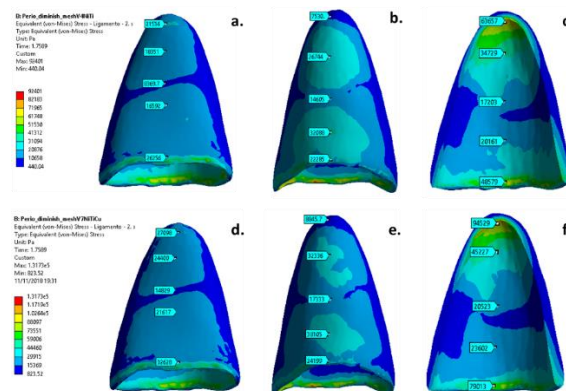


Figura 17. Distribución de esfuerzos LP a. LP vista frontal arco de NiTi. b. LP vista posterior arco de NiTi. c. corte de sección LP arco de NiTi. d. LP vista frontal arco de NiTiCu. e. LP vista posterior arco de NiTiCu f. corte de sección LP arco de NiTiCu.

4. UNIDAD DENTOALVEOLAR NORMAL – ESFUERZOS EN EL HUESO CORTICAL

La **Fig. 18** 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).

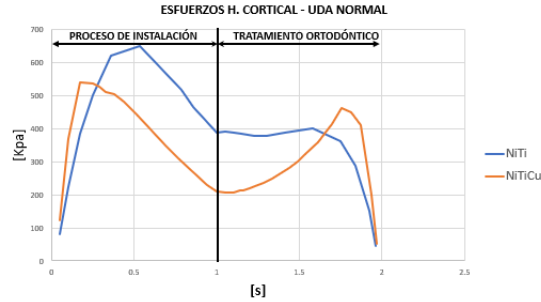


Figura 18 Comportamiento del esfuerzo en el **hueso cortical** durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la **Fig. 18** 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 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 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. 19**

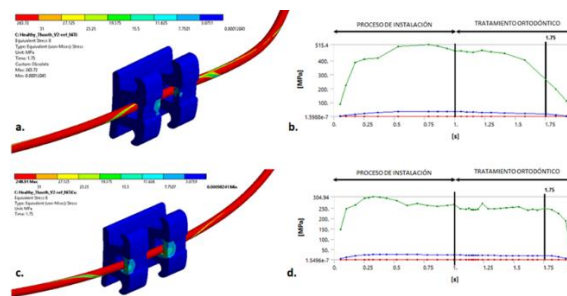


Figura 19 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco a. arco de NiTi b. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi t c. arco de NiTiCu d. grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

Las figuras **19a** y **19c** permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (**Fig. 19a**) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las ligaduras que impiden que el arco salga del slot, mientras que la deformación del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos ligaduras del bracket lo que

conlleva a un aumento en el estado de esfuerzos en la estructura biológica. La figura **19b** y **19d** permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (**Fig. 19c**) 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. 19b**) 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 20** muestra 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, obteniendo una mayor concentración de σ en la parte lateral hacia el mesial tercio coronal del diente 11.

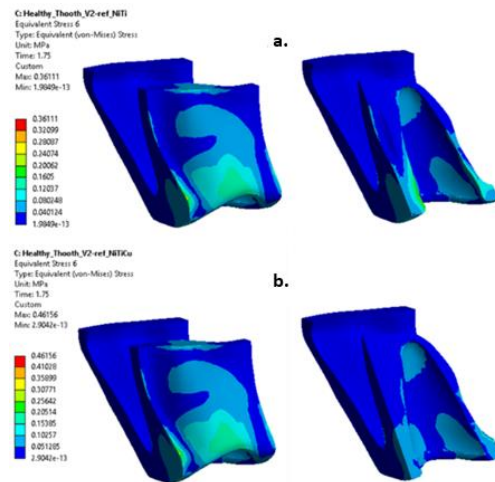


Figura 20 Distribución de esfuerzos “hueso cortical” **a.** hueso cortical arco de NiTi. **b.** hueso cortical arco de NiTiCu.

5. UNIDAD DENTOALVEOLAR RAÍZ CORTA – ESFUERZOS EN EL HUESO CORTICAL

La **Fig. 21** 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).

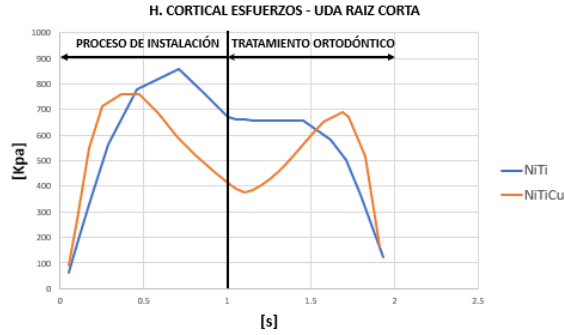


Figura 21 Comportamiento del esfuerzo en el “hueso cortical” durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la **Fig. 21** muestra que el estado de esfuerzos en el “hueso cortical” presentes al momento 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 medida 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. 22**

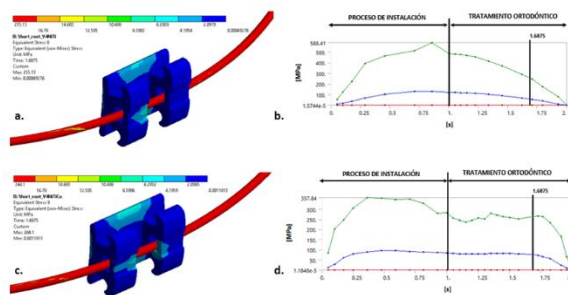


Figura 22 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco **a.** arco de NiTi **b.** grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi **c.** arco de NiTiCu **d.** grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

Las figuras **22a** y **22c** permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (**Fig. 22a**) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las ligaduras que impiden que el arco salga del slot, mientras que la deformación

del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos ligaduras 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 22b y 22d permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (Fig. 22c) 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. 22b) 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 23. 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, en donde se presentó una concentración de esfuerzos en el tercio coronal, en un corte frontal se presentó un esfuerzo mayor en la cresta cervical mesial.

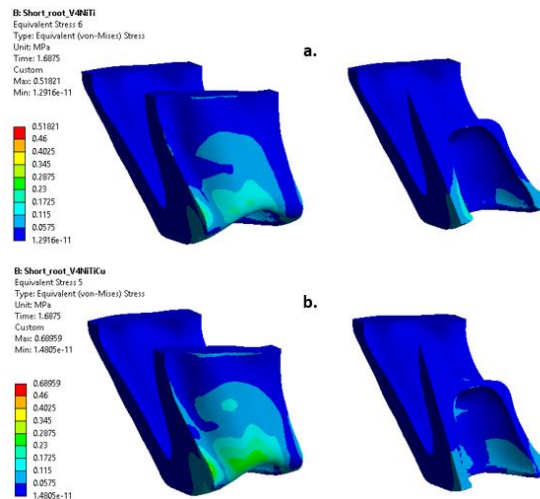


Figura 23 Distribución de esfuerzos “hueso cortical” a. hueso cortical arco de NiTi. b. hueso cortical arco de NiTiCu.

6. UNIDAD DENTOALVEOLAR PERIODONTO DISMINUIDO – ESFUERZOS EN EL HUESO CORTICAL

La Fig. 24 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).

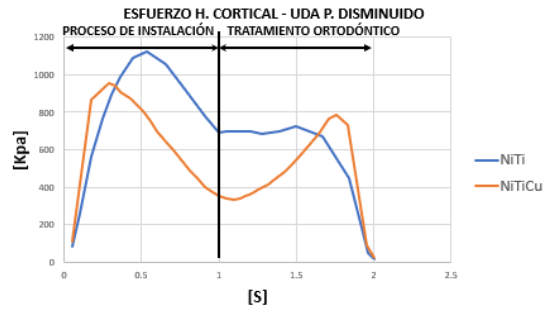


Figura 24 Comportamiento del esfuerzo en el “hueso cortical” durante el tratamiento de ortodoncia. La gráfica muestra en el eje (y) el valor de los esfuerzos y en el eje (x) pseudotiempo utilizado para el análisis (no es el tiempo que dura el tratamiento).

Los resultados presentados en la **Fig. 24** 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 medida 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. 25**.

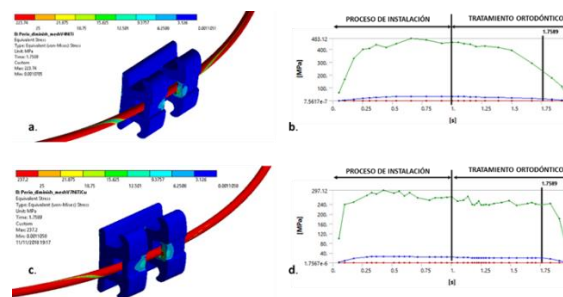


Figura 25 Distribución de esfuerzos en el Bracket por efecto de la deformación del arco **a.** arco de NiTi **b.** grafica esfuerzos en el bracket arco NiTi **c.** arco de NiTiCu **d.** grafica esfuerzos en el bracket arco NiTiCu.

Las figuras **25a** y **25c** permiten observar la diferencia en la deformación de los dos tipos de arco, el arco de NiTi (**Fig. 25a**) se deforma de tal manera que solo hace contacto con una de las ligaduras que impiden que el arco salga del slot, mientras que la deformación del arco de NiTiCu es tal que hace contacto con las dos ligaduras del bracket, lo que

conlleva a un aumento en el estado de esfuerzos en la estructura biológica. La figura **25b** y **25d** permite apreciar el comportamiento de los esfuerzos generados por el contacto entre el bracket y el arco, evidenciando que el arco de NiTiCu (**Fig. 25c**) 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. 25b**) 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”. En la **figura 26**. Se observa 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, se presentó una concentración de σ en el tercio coronal, en un corte frontal, un σ mayor en la cresta cervical mesial; tras la aplicación total del desplazamiento generado por el arco de ortodoncia en la UDA.

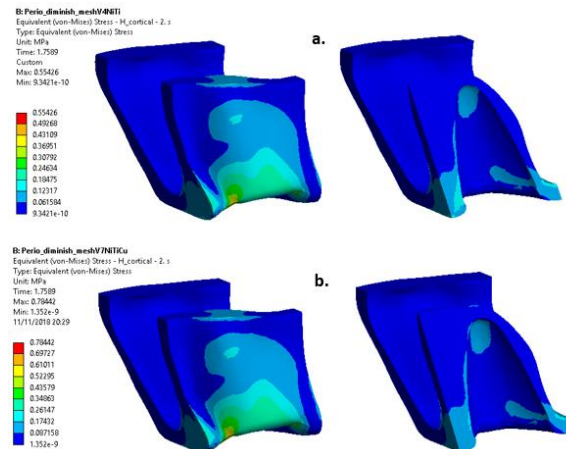


Figura 26 Distribución de esfuerzos “hueso cortical” **a.** hueso cortical arco de NiTi. **b.** hueso cortical arco de NiTiCu.

DISCUSIÓN

Los niveles de fuerza óptimos para el movimiento dental controlado son de suma importancia durante el tratamiento de ortodoncia, por lo cual es indispensable conocer los esfuerzos y deformaciones que causan las diferentes aleaciones sobre la unidad dentoalveolar, haciendo indispensable la adecuada selección de los arcos.

En el presente estudio el esfuerzo máximo en el ligamento periodontal se presentó en el ápice y a nivel cervical en el modelo normal tanto con NiTi como en el modelo de NiTiCu.

En cuanto al modelo de raíz corta y periodonto disminuido los σ máximos también fueron encontrados a nivel cervical y en el tercio apical del LP. Al comparar los tres modelos se evidencia que los σ máximos son mayores en raíz corta a nivel cervical y apical tanto

para NiTi como para NiTiCu. A medida que va disminuyendo el nivel de inserción ósea, los mayores esfuerzos sobre el ligamento periodontal se encuentran sobre la región cervical. En todos los modelos analizados el esfuerzo máximo se presentó en el modelo de NiTiCu, ya que presenta una mayor deformación del arco en comparación con el modelo de NiTi.

Kamble y cols. (2012) investigaron la distribución del esfuerzo al aplicar una fuerza ortodóntica en raíces cortas por medio de elementos finitos y observaron que existe un aumento significativo de esfuerzo concentrado en el tercio cervical de la raíz; estos resultados coinciden con el presente estudio en donde el esfuerzo máximo se evidencio en la misma zona y en el ápice en el ligamento periodontal (22).

En un estudio similar realizado por Oyama y cols. (2006) el esfuerzo se concentró en el tercio medio de la raíz al aplicar una fuerza en dirección lingual por MEF, esto se relaciona con la alteración de la proporción entre la raíz y la corona; una disminución en esta proporción incrementa la carga en la raíz resultando en un esfuerzo significativo, por lo cual se recomienda tener en cuenta la forma y tamaño de la raíz durante el tratamiento de ortodoncia (1,16).

El movimiento intrusivo del diente produce tensiones máximas en la región apical del LP. Cuando estas tensiones están más allá de las tensiones óptimas, se produce una hialinización extensa en el LP en el ápice de la raíz, lo que puede causar reabsorción de la raíz apical (23).

Kumar y col. (2016) realizaron un estudio a través de FEM para determinar las tensiones iniciales producidas en el diente, el ligamento periodontal (LP) y el hueso cuando se aplicaba una fuerza de intrusión e inclinación labial y lingual en presencia de altura de hueso alveolar variable. Concluyeron que la pérdida de hueso alveolar provoca un aumento de las tensiones iniciales máximas en relación con las alturas de hueso alveolar normal y que Una fuerza intrusiva causa una mayor concentración de estrés a nivel apical (23).

Geramy (2000) concluyó que en un movimiento de intrusión las concentraciones de estrés fueron mayores en el nivel sub-apical del LP (23)

En 2001 Rudolph y col. mostraron que las tensiones se concentraban en la cresta alveolar cuando se aplicaba un movimiento labial y en el ápice de la raíz para los movimientos intrusivos y extrusivos (11).

Respecto al hueso cortical que es otro de los tejidos objeto de este estudio se sabe que el hueso contiene características de concentración de estrés, tales como vacíos y defectos naturales, pequeñas fallas como las lagunas pueden reducir la concentración de estrés (24)

Por tanto, 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. 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 (25). (26).

En el caso del presente estudio en el modelo normal, para el hueso cortical el valor máximo de concentración de esfuerzos con NiTiCu fue de 461 KPa, mientras que en el arco de NiTi produce un esfuerzo de 401 KPa; en el hueso trabecular el valor máximo de concentración de esfuerzos con NiTiCu 14 KPa, mientras que en el arco de NiTi produce un esfuerzo de 13 KPa; estos resultados se asemejan con los referenciados por Souza y col. 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 se obtuvieron valores menores de concentración de esfuerzos en hueso cortical con el uso de NiTi que con el uso de NiTiCu.

CONCLUSIONES

- Al realizar la simulación con FEA para determinar el comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar normal en el ligamento periodontal, la mayor concentración de esfuerzos se presentó a nivel cervical y en la zona del ápice. El esfuerzo es mayor en NiTi al instante de llevar el arco a la posición deformada, durante el tiempo los esfuerzos en el arco de NiTi se mantienen constantes hasta el pseudotiempo 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 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 LP por el arco de NiTiCu se presenta por el nivel de deformación ocurrido en el arco el cual es mayor en NiTiCu.
- En el modelo del LP con periodonto disminuido la mayor concentración de σ se presenta en el modelo de NiTiCu en comparación con el NiTi, en la zona cervical y apical del LP. Así mismo, la deformación del arco fue mayor en NiTiCu.
- En cuanto al modelo de ligamento periodontal con longitud radicular corta se observó una mayor concentración de σ a nivel cervical y en la zona del ápice al comparar con el modelo de UDA normal, siendo mayor la concentración de σ en

el modelo de NiTiCu. Con referencia a la deformación que presentó el arco de ortodoncia fue mayor en NiTiCu.

- Al comparar los resultados de las aleaciones estudiadas los dos tipos de arcos pueden ser usados en UDA normal y con condiciones de base como periodonto disminuido y raíz corta. Sin embargo, el NiTiCu puede proporcionar mayores beneficios a nivel clínico ya que su comportamiento biomecánico permite que los tejidos de la UDA se preparen o se recuperen para una aplicación de esfuerzo máximo cuando el arco empieza a recupera su geometría inicial.

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.

BIBLIOGRAFÍA

1. 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.
2. 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.
3. 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.
4. 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.
5. Cardaropoli D, Gaveglio L, Abou-arraj R V. defects : Rationale , timing , and clinical implications. *Semin Orthod.* 2014;20(3):177–87.
6. 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.
7. 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.

8. 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.
9. Fer J, Markovi E, Stamenkovi D. 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.
10. Bhat FA, Shetty N, Ahmad F, Bhat M, Husain A. Comparative Evaluation of Load - deflection Property of Different Brands of Nickel - titanium Archwires. *Dent Press J Orthod.* 2012;17(3):23–8.
11. 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.
12. Konda P, Sa T, Student P. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics Abstract : Introduction : - Pre processing : *J Pharm Biomed Sci.* 2012;16(16):1–8.
13. Soares CJ, Versluis A, Dolores A, Miranda C, Bicalho AA, Veríssimo C, et al. Finite Element Analysis in Dentistry – Improving the Quality of Oral Health Care. *Biomed Appl to Ind Dev.* 2011;
14. Araújo TM De, Fonseca LM, Caldas LD, Costa-pinto RA. Preparation and evaluation of orthodontic setup. *Dent Press J Orthod.* 2012;17(3):146–65.
15. Mustafa E, Levent P, Serdar U. Gingival response to mandibular incisor intrusion. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;132:9–13.
16. Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B. Strains in periodontal ligament and alveolar bone associates with orthodontic tooth moviment analyzed by finite element. *Orthod Craniofac Res.* 2009;12(2):120–8.
17. JR C, Gonzales P. Biomecánica y hueso (y II) : Ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea. *Rev Osteoporos Metab Min.* 2013;5(2):99–108.
18. Liao Z, Chen J, Li W, Darendeliler MA, Swain M, Li Q. Archives of Oral Biology Biomechanical investigation into the role of the periodontal ligament in optimising orthodontic force : a fi nite element case study. *Arch Oral Biol.* 2016;66:98–107.
19. Carvalho A, Montalvão D, Freitas M, Reis L, Fonte M. Determination of the rotary fatigue life of NiTi alloy wires. *Theor Appl Fract Mech.* 2016;85:37–44.
20. 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.
21. Govindjee S, Sackman JL. On the use of continuum mechanics to estimate the properties of nanotubes. *Solid State Commun.* 1999;110:227–30.
22. Kamblea R, Lohkare S, Hararey P V., Mundada RD. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies A finite element study. *Angle Orthod.* 2012;82(5):799–805.
23. Kumar JB, Reddy GJ, Sridhar M, Reddy TJ, Reddy PJ, Rao SS. A finite element analysis of initial stresses and displacements in the tooth and the periodontium in periodontally compromised simulations : Labial versus lingual force application. *J Dr NTR Univ Heal Sci.* 2016;5(1):34–43.
24. ã SK, Taylor D. A critical distance study of stress concentrations in bone. *J Biomech.* 2008;41:603–9.

25. 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.
26. Granada MN, Porras JV. Efecto de las fuerzas oclusales sobre el periodonto analizado por elementos finitos. *Univ Odontol.* 2016;35(74):85–92.

