

Comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar (UDA) de un incisivo central bajo un tratamiento de ortodóntico, utilizando arcos de NiTi y NiTiCu: simulación 3D mediante elementos finitos

Biomechanical behavior of the dentoalveolar unit (UDA) of a central incisor under an orthodontic treatment, using wires of NiTi and NiTiCu: 3D simulation using finite elements

Lopez R¹ ; Ortega R²; Pacheco D³; Soler J⁴; Pantoja F⁵; Naranjo F⁶

¹ Asesor científico, Universidad Santo Tomas. oscarlopez@usantotomas.edu.co

² Coinvestigador, Universidad Santo Tomas. rafaelortega@usantotomas.edu.co

³ Asesor científico, Institución universitaria colegios de Colombia "UNICOC". dpacheco@unicoc.edu.co

⁴ Coinvestigador, Institución universitaria colegios de Colombia "UNICOC". jsoler@unicoc.edu.co

⁵ Coinvestigador, Institución universitaria colegios de Colombia "UNICOC". mfpantoja@unicoc.edu.co

⁶ coinvestigador, Institución universitaria colegios de Colombia "UNICOC". mnaranjo@unicoc.edu.co

Resumen

Durante el tratamiento de ortodoncia se pueden encontrar diferentes patologías tanto a nivel periodontal como radicular, las cuales se pueden intensificar si no se utiliza la biomecánica adecuada. Los dispositivos ortodónticos pueden producir cargas de gran magnitud dentro de la UDA originando una oclusión vascular y un corte en el suministro de sangre al ligamento periodontal (LPD). En los tratamientos ortodónticos es común el uso de arcos manufacturados en Nitinol (NiTi) y NitiCopper (NiTiCu) como fuente de generación del estímulo mecánico para producir los movimientos ortodónticos. En esta investigación se determinó que tipo de material para el arco (NiTi o NiTiCu) proporciona una mejor relación entre el estímulo mecánico y la respuesta biológica de la UDA. Para esto, se desarrolló una experimentación in-silico mediante el uso de elementos finitos, modelando los arcos ortodónticos como un material con memoria de forma (SMA). El dominio de trabajo fue obtenido mediante tomografía computacional diferenciando cada uno de los tejidos presentes en la UDA; hueso trabecular y cortical, diente y LPD. Como resultado se obtuvo el comportamiento

biomecánico de la UDA y el campo de esfuerzos producidos en el ligamento periodontal y el hueso alveolar, determinando que tipo de material para el arco de ortodoncia disminuye el riesgo de patologías o movimientos ortodónticos no deseados.

Palabras clave: Biomecánica, Elementos finitos, ortodoncia.

Abstract

In the orthodontics treatment is possible to find different pathologies at radicular and periodontal level, which can be intensified if no is used the adequate biomechanics. The orthodontics devices can produce large loads inside the UDA that cause a vascular occlusion and a cut in the blood supply to the periodontal ligament (PDL). In orthodontic treatments it is common the use of arches manufactured in Nitinol (NiTi) and NitiCopper (NiTiCu) as a source of generation of mechanical stimulus to produce orthodontic movements. In this investigation was determined what type of material for the arch (NiTi or NiTiCu) offers a better relationship between the mechanical stimulus and the

23

biological response of the UDA. For this, an in-silico experiment can be done through the use of finite elements, modeling the orthodontic arches as a material with shape memory (SMA). The computational domain was obtained by computed tomography, differentiating each tissue present in the UDA; trabecular and cortical bone, tooth and PDL. As a result, was obtained the biomechanical behavior of the UDA and the

stress field in the periodontal ligament and the alveolar bone, determining what type of material for the orthodontic arch decreased the risk of pathologies or incorrect orthodontic movements.

Keywords: *Biomechanics, finite elements, orthodontic .*

1. 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. Los arcos de ortodoncia son los responsables de transferir la carga que mueve los dientes, permitiendo transmitir fuerzas suaves y continuas con la máxima eficiencia y el menor daño biológico, preservando la integridad del periodonto y la remodelación ósea fisiológica. (Schemann *et al.*,2012)

Para la selección de los arcos de ortodoncia, es importante tener en cuenta varios factores como calibre, resiliencia, alta flexibilidad, biocompatibilidad, tipo de aleación, fricción entre el arco y el bracket. 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. (Bhat *et al.*,2012)

En el movimiento dental ortodóntico ocurre un proceso fisiológico de reabsorción por parte de las células osteoclásticas, es la actividad básica que permite que el hueso se remodele y los dientes se muevan. Estas células son llevadas por la sangre al sitio de su actividad y traen como resultado la reabsorción ósea, Si la fuerza es

excesiva y supera la presión capilar de 20-25 gf/cm² se producirá una necrosis del ligamento periodontal, creando zonas de hialinización impidiendo el movimiento dental. (Cossetin *et al.*,2012)En ortodoncia se han estudiado dichos fenómenos a través de varios métodos, uno de ellos es el análisis 3D mediante elementos finitos o FEA, es una técnica de modelación matemática que examina la distribución de esfuerzos y deformaciones de un modelo geométrico al cual se le asignaran propiedades reales. El FEA 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 con una geometría compleja como los dientes, ligamento periodontal y hueso alveolar. (Baek y Cha ,2012)

El objetivo del presente trabajo es determinar el comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar utilizando dos tipos de arcos (NiTi) y (NiTiCu) mediante simulación por elementos Finitos en fase de alineación y nivelación. Para llevar a cabo este proceso se realizó una reproducción a escala real utilizando la herramienta Set-up, la cual es útil en el diagnóstico de ortodoncia permitiendo revelar las condiciones oclusales del paciente en las tres dimensiones del espacio. (Araujo *et al.*,2012)

Una vez identificada las condiciones oclusales del paciente, se realiza un modelo 3D a partir de tomografías computacionales

24

que reproducen los tejidos normales que conforman la unidad dentoalveolar: diente, ligamento periodontal, hueso cortical y hueso trabecular. Para los componentes externos de la UDA: arco de ortodoncia y bracket, Se realiza una reproducción 3D de dichos componentes haciendo uso de la metrología con los elementos reales.

2. Metodología

2.1 Caracterización material con memoria de forma

El comportamiento super elástico 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 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 como se observa en la **Fig. 1**. (Leonardo Lecce *et al*, 2014)

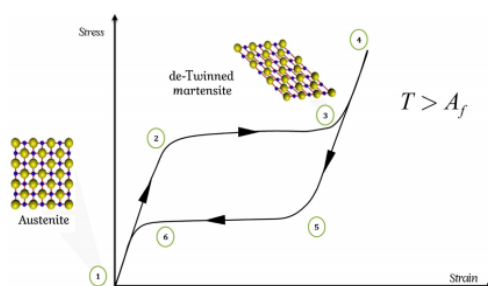
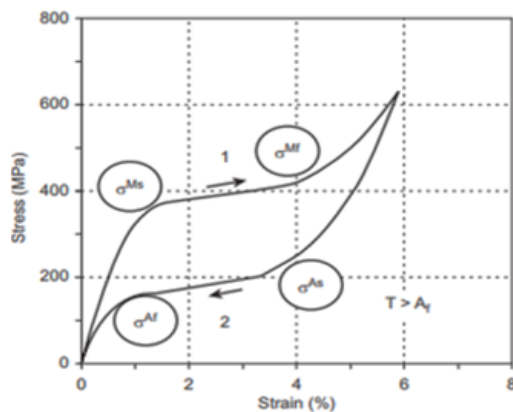


Fig1. Super elasticidad SMA grafica esfuerzo – deformación (Leonardo Lecce *et al*, 2014)

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 **Fig. 2**, durante la fase de carga la respuesta es casi lineal en un nivel de esfuerzo (σ_{Ms}) 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 (σ_{Mf}), 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 (σ_{As}). Al final de la meseta el esfuerzo disminuye a un nivel (σ_{Af}), donde la respuesta se endurece y se vuelve casi lineal, siguiendo la misma pendiente que se observó durante la carga. (Leonardo Lecce *et al*, 2014)



σ_{Ms} : Inicio del esfuerzo para la transformación de martensita

σ_{Mf} : Fin del esfuerzo para la transformación de martensita.

σ_{As} : Inicio del esfuerzo para la transformación de austenita.

σ_{Af} : Fin del esfuerzo para la transformación de austenita.

Épsilon: Esfuerzo residual máximo.

Alpha: relación de tensión – compresión.

Fig2. grafica esfuerzo – deformación SMA (Leonardo Lecce et al, 2014)

2.2 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 él 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. 3**

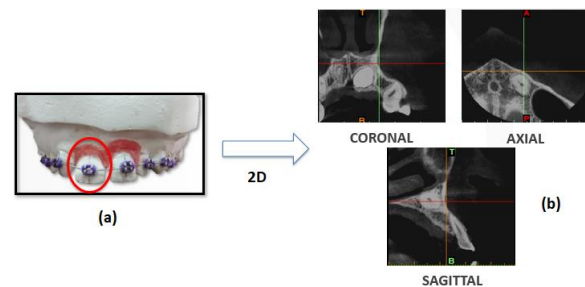


Fig. 3 (a) Set-up incisivo central número 11. (b) tomografías incisivo central número 11 [autor]

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. 4**.

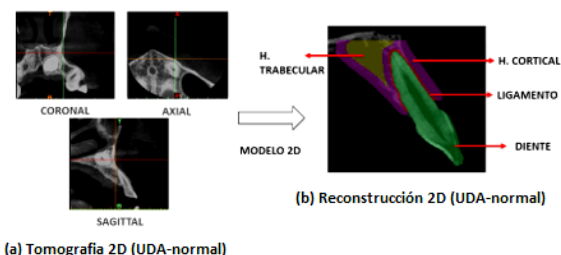


Fig. 4 (a) Tomografía 2D (UDA-normal). (b) reconstrucción 2D (UDA-normal) [autor]

Realizada la reconstrucción 2D de la (UDA-normal), se lleva la reconstrucción a un modelo 3D como se observa en la **Fig. 5**, 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.

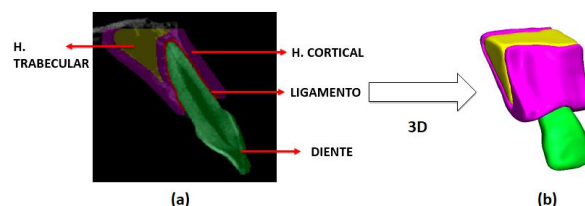


Fig. 5 (a) 2D (UDA) normal. (b) reconstrucción 3D (UDA-normal) [autor]

26

Una vez obtenido el modelo 3D y comprobada la geometría interna de no presentar sobreposiciones en cada uno de sus componentes internos, **Fig. 6**, 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.

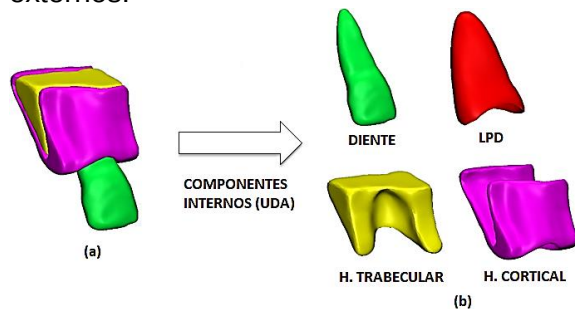


Fig. 6 (a) 3D (UDA-normal). (b) componentes internos (UDA-normal) [autor]

Tabla 1. propiedades mecánicas tejidos de la unidad dentoalveolar [Hussein H., et;(2010), P.M Cattaneo, et; (2005), K. Tanne, et; (1998), Jasna Leder Horina, et; (2018), Zhipeng Liaoa, et; (2016), Wojciech Ryniewicz, et; (2016)]

TEJIDOS - UDA	E (Mpa)	Poisson's ratio
HUESO TRABECULAR	1370	0.38
HUESO CORTICAL	13700	0.26
DIENTE	20300	0.26
PDL	1	0.49

2.3 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 importan 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. (Kapila S et al,1998)

2.3.1 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 por el bracket, 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. 7** para su posterior ensamble con la unidad dentoalveolar.

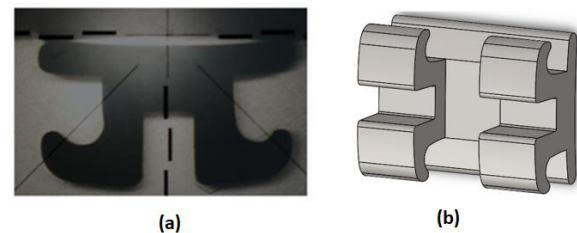


Fig. 7 (a) Metrología bracket. (b) modelo 3D bracket [autor]

2.3.2 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. (Ravichandra Sekhar Kotha1 et al, 2014)

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. 8** se realiza la metrología necesaria para obtener la sección del arco de ortodoncia que se va a usar en la UDA.

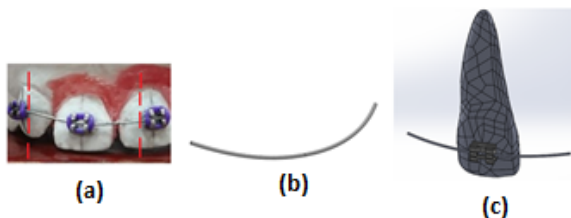


Fig. 8 (A) set up incisivo central # 11 (B) arco de ortodoncia (c) ensamble modelo 3D [autor]

2.3.3 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 **Fig. 9** de esta grafica se caracterizaron las propiedades mecánicas del NiTi como se observa en la **Tabla 2**. (André Carvalho et; al (2016).)

27

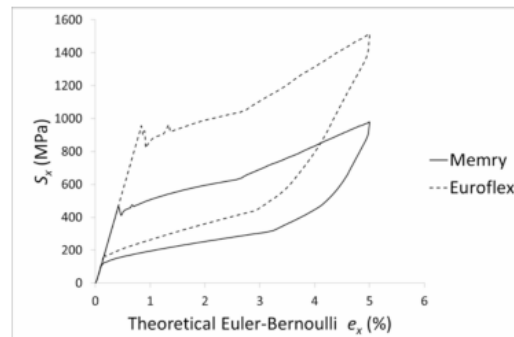


Fig. 9 grafica esfuerzo vs deformación (NiTi) (André Carvalho et; al (2016).)

2.3.1. Arco de ortodoncia NiTiCu

Las ventajas que presenta 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. (Sara Fazelia et al; (2016)) 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 **Fig. 10**, como resultado NiTiCu cargado en ciclos de (1, 100 y 300 veces) presento una curva de histéresis más pequeña y una super elasticidad más estable, en comparación de las aleaciones de NiTi.(F.J. et al; (1999)). De la gráfica esfuerzo – deformación con N=300 se caracterizaron las propiedades mecánicas de aleación como se presentan en la **Tabla 2**.

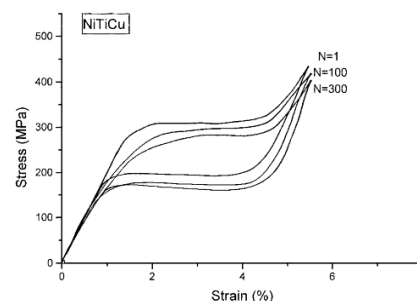


Fig. 10 grafica esfuerzo vs deformación (NiTiCu) (F.J. et al; (1999))

Propiedades mecánicas aleación con memoria de forma (SMA) – NiTi, NiTiCu

Tabla 2. propiedades mecánicas NiTi - NiTiCu (André Carvalho et; al (2016). ((F.J. et al; (1999)) (Sara Fazelia et al; (2016)))

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

2.4 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 cada componente que conforma la unidad dentoalveolar identificando que se hallan exportado correctamente cada uno de los tejidos 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. 11**

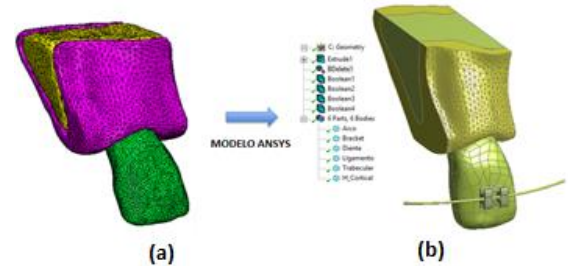


Fig. 11 (a) modelo 3D (UDA-normal) – (b) modelo 3D (UDA-normal) desing modeler – ANSYS [autor]

2.4.1. 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 numero 22 como un punto fijo como se observa en la **Fig.12**. Esto permite obtener un modelo más aproximado a la realidad e identificando las condiciones de frontera presentes en el modelo.

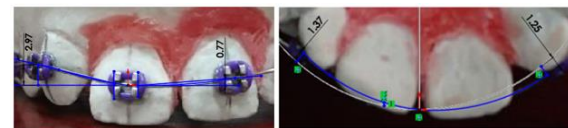


Fig. 12 Set-up condiciones de frontera incisivo central numero11 [autor]

2.4.2. 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. 13**.

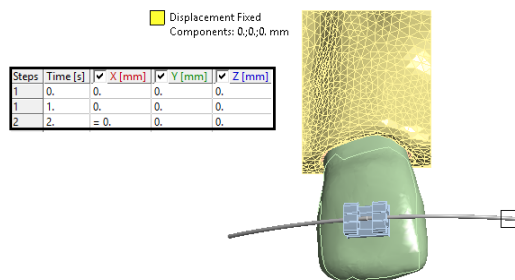


Fig. 13 Condiciones de frontera desplazamiento fijo-ANSYS [autor]

2.4.3. 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 aplico 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. 14**.

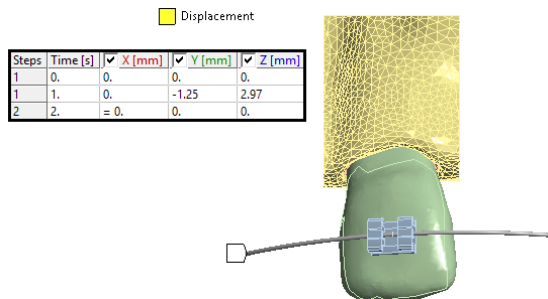


Fig. 14 Condiciones de frontera desplazamiento fijo-ANSYS [autor].

3 Resultados

El análisis de resultados se realizó para el ligamento periodontal, el diente, el hueso trabecular y cortical elementos que constituyen la UDA, y para el bracket. Los resultados de los esfuerzos máximos

utilizando arcos de NiTi y NiTiCu. Se muestran en la **Tabla 3**

Tabla 3. Esfuerzos máximos en la UDA y el bracket

	NiTiCu	NiTi
Unidad dentoalveolar (UDA)	Esfuerzo máximo (Mpa)	Esfuerzo máximo (Mpa)
Bracket	148.78	274.45
Diente	0.965	1.135
LPD	0.079	0.092
Hueso cortical	0.539	0.649
Hueso trabecular	0.0176	0.0209

Los esfuerzos más altos se presentaron en el bracket seguido del diente, hueso cortical, LPD y hueso trabecular.

En los resultados obtenidos por elementos finitos del bracket **Fig. 15** se observa una mayor concentración de esfuerzos en la zona de ligado y en la zona interna de las ranuras, tras la aplicación total del desplazamiento generado por el arco de ortodoncia. Donde la mayor concentración de esfuerzos se presenta en el modelo de NiTi en comparación con el NiTiCu, se observa una reducción del esfuerzo máximo entre el modelo de NiTi y el modelo de NiTiCu del 45.78%.

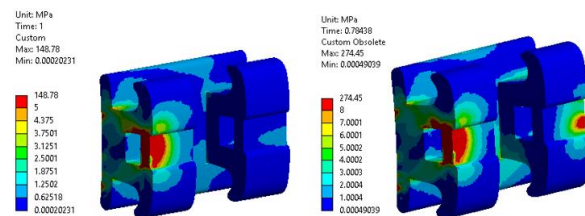


Fig. 15 Concentración de esfuerzos en bracket (NiTiCu – NiTi) - ANSYS [autor]

En los resultados obtenidos por elementos finitos del diente **Fig. 16** se observa una mayor concentración de esfuerzos a nivel medio apical por palatino y en la zona coronal a nivel de la aleta distal, tras la aplicación total del desplazamiento generado por el arco de ortodoncia en la UDA. Donde la mayor concentración de esfuerzos se presenta en el modelo de NiTi en comparación con la de NiTiCu, se observa una reducción del esfuerzo máximo entre el modelo de NiTi y el modelo de NiTiCu del 14.97%.

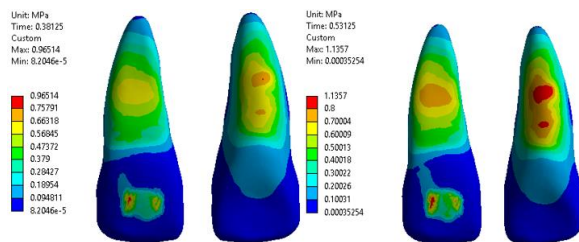


Fig. 16 Concentración de esfuerzos en el diente (NiTiCu – NiTi) - ANSYS [autor]

En los resultados obtenidos por elementos finitos del ligamento periodontal **Fig. 17** y **Fig. 18**, 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. Donde la mayor concentración de esfuerzos se presenta en el modelo de NiTi en comparación con el NiTiCu, se observa una reducción del esfuerzo máximo entre el modelo de NiTi y el modelo de NiTiCu del 14.13%.

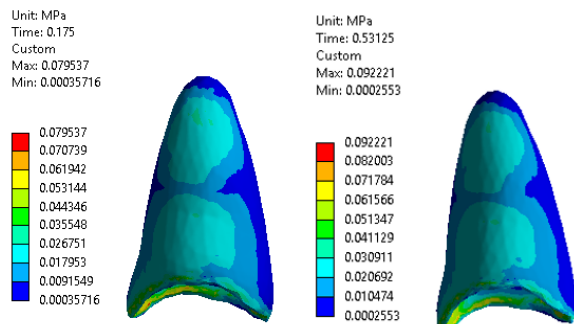


Fig. 17 Concentración de esfuerzos en ligamento periodontal (NiTiCu – NiTi) - ANSYS [autor]

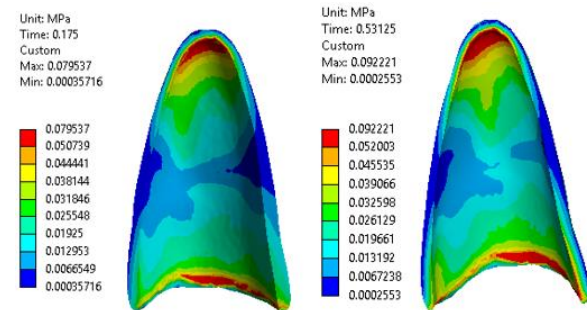


Fig. 18 Concentración de esfuerzos en ligamento periodontal corte transversal (NiTiCu – NiTi) - ANSYS [autor].

En los resultados obtenidos por elementos finitos del hueso trabecular **Fig. 19** se observa una mayor concentración de esfuerzos en la cara frontal cerca al límite cervical, tras la aplicación total del desplazamiento generado por el arco de ortodoncia en la UDA. Donde la mayor concentración de esfuerzos se presenta en el modelo de NiTi en comparación con el NiTiCu, se observa una reducción del esfuerzo máximo entre el modelo de NiTi y el modelo de NiTiCu del 15.78 %.

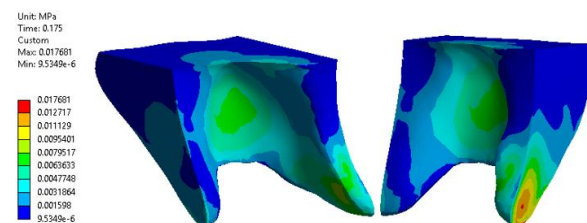


Fig. 19 Concentración de esfuerzos en el hueso trabecular (NiTiCu) - ANSYS [autor]

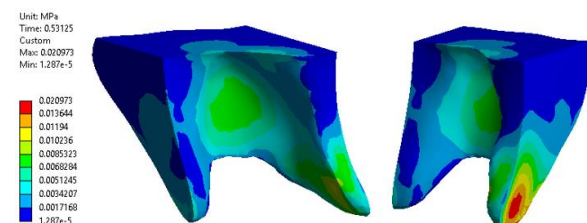


Fig. 19 Concentración de esfuerzos en el hueso trabecular (NiTi) - ANSYS [autor]

En los resultados obtenidos por elementos finitos del hueso cortical **Fig. 20** y **Fig. 21**, se observa una mayor concentración de esfuerzos en la parte lateral hacia el mesial tercio coronal, tras la aplicación total del desplazamiento generado por el arco de ortodoncia en la UDA. Donde la mayor concentración de esfuerzos se presenta en el modelo de NiTi en comparación con el NiTiCu, se observa una reducción del esfuerzo máximo entre el modelo de NiTi y el modelo de NiTiCu del 16.94 %.

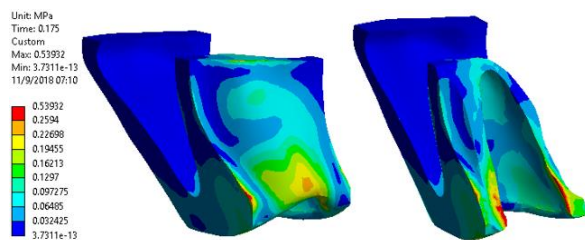


Fig. 20 Concentración de esfuerzos en el hueso cortical (NiTiCu) - ANSYS [autor]

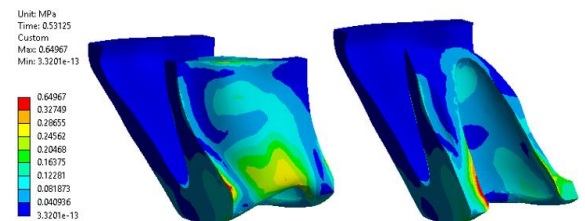


Fig. 21 Concentración de esfuerzos en el hueso cortical (NiTi) - ANSYS [autor]

Conclusiones

El comportamiento biomecánico de todos los elementos de la unidad dentoalveolar y el bracket muestra que hay una mayor concentración de esfuerzos en el modelo de NiTi, en comparación con el NiTiCu, tras la aplicación total del desplazamiento generado por el arco de ortodoncia en fase de alineación y nivelación utilizando el método de FEA, lo que se traduce en un mayor beneficio clínico para el paciente al obtener fuerzas más constantes y ligeras que no afectaran los tejidos sanos.

Es importante hacer más estudios al respecto.

Bibliografía

1. Schemann-miguel F, Cotrim-ferreira F, Strevia AM. (2012) "Comparative analysis of load / deflection ratios of conventional and heat-activated rectangular NiTi wires". Dental Press J Orthod; Vol. 17, No.3
2. Bhat FA, Shetty N, Ahmad F, Bhat M, Husain A. (2012)"Comparative Evaluation of Load - deflection Property of Different Brands of Nickel - titanium Archwires". Dent Press J Orthod. Vol. 17, No.3
3. Cossetin E, Hissae S, Nóbrega S, Goretti M, Carvalho F. (2012)"Study of tension in the periodontal ligament using the finite elements method". Dent Press J Orthod. Vol. 17, No.1
4. Baek S, Cha H MY. (2012) "Three-dimensional finite element analysis of the deformation of the human mandible: a preliminary study from the perspective of orthodontic mini-implant stability". Korean J Orthod. Vol. 42, No.4
5. Araújo TM, Fonseca LM, Caldas LD, Costa-Pinto RA. (2012) "Preparation and evaluation of orthodontic setup". Dental Press J Orthod. Vol. 17, No.3
6. Lecce L, Concilio A (2014), shape memory alloy engineering.
7. Liang y cols (2009)" Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: A 3-dimensional finite element analysis". Am J Orthod Dentofacial Orthop Vol. 135, No.3
8. Ryniewicz Wojciech y cols. (2016)" Three-dimensional finite element simulation of intrusion of the maxillary central incisor". Biocybernetics and biomedical engineering. Vol. 36
9. Toms S y Eberhardt A. (2003)A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under

10. orthodontic tooth loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop Vol. 123
11. Fer£eca y cols. (2012) "Determination of Stresses and Forces on the Orthodontic System by Using Numerical Simulation of the Finite Elements Method". Acta physica polonica. Vol. 122
12. Parisa S y cols.(2015) "Evaluating Stress Distribution Pattern in Periodontal Ligament of Maxillary Incisors during Intrusion Assessed by the Finite Element Method". J Dent (Shiraz). Vol. 16, No.4
13. Phukaoluan,A.khantachawana, A. Kaewtatip,P. Dechkunakorn ,S. Kajornchaiyakul,J(2016) . "Improvement of mechanical and biological properties of TiNi alloys by addition of Cu and Co to orthodontic archwires". International Orthodontics Vol. 14
14. Leonardo Lecce, Antonio Concilio (2014), shape memory alloy engineering.
15. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires (1989). Am J Orthod Dentofac Orthop. 1989; 96:100–9.
16. Ravichandra Sekhar Kotha1, Rama Krishna Alla, Mohammed Shammash, Rama Krishna Ravi. (2014) An Overview of Orthodontic Wires.
17. Andre Carvalho, Luis Reis, Diogo montalvao, Manuel Fonte (2016). Rotary Fatigue Testing to Determine the Fatigue Life of NiTi alloy Wires: An Experimental and Numerical Analysis.
18. Sara Fazelia, Morteza Vahedpoura *, Sayed Khatiboleslam Sadrnezhad (2016) Effect of copper content on tensile mechanical properties of ternary NiTiCu alloy nanowire: Molecular dynamics simulation
19. F.J. Gill; J.A. Planell (1999) Effect of Copper Addition on the Superelastic Behavior of Ni-Ti Shape Memory Alloys for Orthodontic Applications
20. Hussein H. Ammar, Peter Ngan, Richard J. Crout, Victor H. Mucino and Osama M. Mukdadi. (2010). Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement
21. P.M Cattaneo, M Dalstra and B. melsen (2005). The finite element method a tool to study orthodontic tooth movement.
22. K. Tanne, S Yoshida, T. kawata, A. Sasaki (1998). An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects.
23. Jasna Leder Horina, Bert Van Rietbergen, Tanja Jurcevic Lulic (2018). Finite element model of load adaptive remodelling induced by orthodontic forces
24. Zhipeng Liaoa, Junning Chena, Wei Lia, M. Ali Darendelilerb, Michael Swainb, Qing Li (2016) Biomechanical investigation into the role of the periodontal ligament in optimising orthodontic force: a finite element case study.
25. Wojciech Ryniewicz a, Anna M. Ryniewicz b, Lukasz Bojko b, Piotr Pelka, Jolanta Filipek , Stephen Williams, Bartłomiej W. Loster. (2016) Three-dimensional finite element simulation of intrusion of the maxillary central incisor.

*Para citar este artículo: Lopez R; Ortega R; Pacheco D; Soler J; Pantoja F ; Naranjo



F.Biomechanical behavior of the dentoalveolar unit (UDA) of a central incisor under an orthodontic treatment, using wires of NiTi and NiTiCu: 3D simulation using finite elements. Revista Bistua.2019.17(3):22-33

.

+ Autor para el envío de correspondencia y la solicitud de las separatas: Lopez R. Asesor científico, Universidad Santo Tomas. Email:oscarlopez@usantotomas.edu.co

Recibido: Octubre 20 de 2018

Aceptado: Enero 21 de 2019