

ORTODONCIA

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



Dra. Diana Isabel Pacheco Blanco*
Dra. Piedad Malaver*
Dra. Claudia Marcela Forero**
Dra. Andrés Felipe Girón**
Dra. Diana Catalina Sánchez**

Recibido para publicación: 24-11-2013
Aceptado para publicación: 05-02-2014

RESUMEN

Objetivo: Comparar la distribución de esfuerzos y deformaciones en la unidad dento-alveolar del molar 37, el alambre y el tubo utilizando arco de Gumm metal y Nitinol 0.018 x 0.022 mediante análisis de elementos finitos. **Métodos:** Se realizó un estudio de tipo descriptivo donde la unidad de observación fue Tubo sin prescripción slot 0.018 * 0.025 con arco de Gumm metal y Nitinol full site en unidad dento alveolar de molar 37 con inclinación de 20° con hueso alveolar. Con el software de Elementos finitos, Ansys 14.0, se simuló la unidad de observación. Se procedió a realizar la simulación de carga mecánica de 0.9807 Newton aplicada por estrés mecánico del arco en el tubo y distribuida a lo largo del cuadrante inferior izquierdo. Se identificó mediante una gama de colores la distribución de esfuerzo y deformación. **Resultados:** El arco de Gumm metal genera menor esfuerzo 214.28 MPa que el Nitinol 219.93 MPa y presentan la misma deformación 0.007mm. El molar expresa mayor esfuerzo y deformación al usarse el arco Nitinol (0.078 MPa - 0.000000931 mm) comparado con el Gumm metal (0.056 MPa - 0.000000668mm). El hueso alveolar expresa mayor esfuerzo y deformación al usarse el arco en nitinol (0,01615 MPa - 0,000000741 mm) comparado con el gumm metal (0,01158 Mpa - 0,00000103 mm). El tubo molar expresa mayor esfuerzo al usarse el arco en Nitinol (1,502 Mpa) Vs Gumm metal (1,078 Mpa) y mayor deformación con el Nitinol (0,00000558 mm - 0,00000778 mm). **Conclusión:** Bajo las mismas condiciones mecánicas el Gumm metal demostró menor esfuerzo y deformación comparado con el Nitinol.

Palabras Clave: Gumm metal – Nitinol – Analisis de elementos finitos, Esfuerzo, Deformación

ABSTRACT

Objective: To compare the distribution of stresses and strains in the dento - alveolar unit molar 37, wire and tube using metal arc Gum 0.018 x 0.022 Nitinol using finite element analysis. **Methods:** This was a descriptive study where the unit of observation was counter tube slot with 0.018 * 0.025 Nitinol arch and full site Gumm metal in dento alveolar molar unit 37 with inclination of 20° with alveolar bone. With Finite Element software, Ansys 14.0, was simulated observation unit. We proceeded to perform the simulation of Newton 0.9807 mechanical load applied by mechanical stress in the pipe arch and distributed along the lower left quadrant. Was identified by a color range distribution of stress and strain. **Results:** The arc generates less effort Gumm metal the Nitinol 214.28 219.93 MPa MPa and have the same deformation 0.007 mm. The molar expresses effort and deformation when used Nitinol arch (0.078 MPa - 0.000000931 mm) compared to Gumm metal (0.056 MPa - 0.000000668 mm). Alveolar bone stress and strain expresses greater when used in nitinol arc (0.01615 MPa - .000000741 mm) compared with gumm metal (0.01158 Mpa - 0.00000103 mm). The molar tube expresses more effort to use the bow in Nitinol (1,502 MPa) Vs Gumm metal (1,078 MPa) and greater deformation with Nitinol (0.00000558 mm - .00000778 mm). **Conclusion:** Under the same mechanical condition showed the least effort Gumm metal and deformation compared with Nitinol.

Keywords : Gumm metal - Nitinol - Finite Element Analysis , Effort , Deformation

* Docentes Posgrado de Ortodoncia y Ortopedia maxilar. UNICOC Bogotá.

** Residentes Posgrado de Ortodoncia y Ortopedia maxilar. UNICOC Bogotá

INTRODUCCIÓN

El movimiento ortodóncico se da como respuesta a fuerzas aplicadas sobre el diente y el periodonto, siendo útil los alambres, brackets, elásticos y otros aparatos que serán insertados y activados por el ortodoncista.⁽¹⁻³⁾

Los elementos tisulares que sufren cambios durante el movimiento dentario son principalmente el ligamento periodontal, con sus células, fibras, capilares y el hueso alveolar.⁽⁴⁻⁸⁾

Es importante evaluar las fuerzas que se generan en un procedimiento determinado del tratamiento y evaluar también la respuesta fisiológica frente a esas fuerzas.⁽⁹⁾ El proceso fisiológico de reabsorción por parte de las células osteoclasticas es la actividad básica que permite que el hueso cambie y los dientes se muevan. Dado que estas células osteoclasticas son llevadas por la sangre al sitio de su actividad y traen como resultado la reabsorción ósea, el factor clave para el movimiento efectivo de los dientes parece ser el suministro sanguíneo que lleva a estas células y soporta su actividad. Cuando puede mantenerse un generoso aporte sanguíneo aplicando una fuerza ligera, el movimiento dentario es más eficiente.⁽¹⁰⁾ Cuando el suministro sanguíneo es limitado en una zona, la actividad osteoclastica de la reabsorción ósea es limitada y los dientes no se mueven o lo hacen más lentamente.⁽¹¹⁾ Las fuerzas intensas que exprimen las células sanguíneas pueden limitar la respuesta fisiológica y afectar notablemente la velocidad del movimiento dentario. Dicha fuerza no debe sobrepasar la óptima, esto con el fin de permitir una respuesta fisiológica que lleve a un movimiento dentario eficiente. Cualquier diente puede moverse en cualquier dirección con la aplicación adecuada de presión (fuerza por unidad de área).⁽¹²⁾

El método de los elementos finitos es un método numérico general para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales muy utilizado en diversos problemas de ingeniería y física.^(13,14)

Siendo útil en la simulación numérica de los distintos procesos de cambio durante el movimiento dental ya que permite modelar estructuras de geometría compleja como los dientes, el ligamento periodontal y el hueso a través de un modelo que reproduce fenómenos físicos reales como la elasticidad el electromagnetismo la transferencia de calor entre otros.⁽¹⁵⁾ La confiabilidad de los resultados obtenidos en propiedades mecánicas con el método de elementos finitos es del 97%.^(16, 17)

Su aplicación no obstante se ha centrado fundamentalmente en el campo de la biomedicina. Cattaneo en 2009 en el campo de implantes dentales midieron las concentraciones de estrés observados en la cresta del hueso cortical⁽¹⁸⁾, el mismo autor en 2005 utilizó elementos finitos en estudio del soporte dental, que se sometió a una serie de fuerzas, tales como resistencia a la tracción, fuerza masticatoria, y la carga de torsión, durante eliminación de soporte dental.^(19, 20)

Aunque los científicos conocían algunas propiedades del Nitinol desde 1932, las primeras aplicaciones prácticas no comenzaron a desarrollarse hasta 30 años más tarde. En los laboratorios de la marina de los EE.UU. William Beuhler descubrió una aleación de Níquel (Ni) y Titanio (Ti) que presentaba estas propiedades, en un programa de investigación encaminado a la obtención de una aleación con alta resistencia a la corrosión.⁽²¹⁾ El equipo de investigadores que lo descubrió bautizó el nuevo material con el nombre de Nitinol (acrónimo de Ni-Ti-Naval Ordnance Laboratory). Se trata de una aleación de níquel y titanio en proporciones casi equimolares y que tiene propiedades de memoria de forma espectaculares. La memoria de

forma se manifiesta cuando, después de una deformación plástica, el material recupera su forma.⁽²²⁾

Es un material con una recuperación excelente y con una muy baja rigidez. Esto es de vital importancia en ortodoncia, ya que las fuerzas de baja intensidad mantenidas de manera continua son las que han demostrado una mayor efectividad y un menor período de tratamiento en la corrección de maloclusiones dentales. Aleación de Nitinol superelástico (44,1% en peso Ti).^(23, 24)

La técnica ortodóntica MEAW creada por Young H Kim en los años 70 y popularizada por Sato caracterizado por el uso de multiloop y la utilización de fuerzas ligeras recientemente optó por el uso de arcos con aleación de titanio-niobio-tantalio-zirconio y oxígeno, llamado Gummetal⁽²⁵⁾ "Metal Gum" es una marca registrada de Toyota Central R & D Labs quienes demostraron que esta aleación tiene características especiales compatibles pero innovadoras con los arcos usados comúnmente en ortodoncia como son los arcos de Níquel Titanio^(26,28).

Sato en 2003, Furuta en 2005; Gutkin en 2006; Kuramoto en 2006, establecieron que el Gummetal ha sido desarrollado y utilizado para muchas aplicaciones técnicas debido a sus propiedades mecánicas notables. Su bajo módulo de elasticidad y alta resistencia son útiles para hacer tornillos precisos, marcos de gafas ligeras especiales y artículos deportivos, tales como raquetas de tenis y palos de golf con una gran flexibilidad y resistencia.⁽²⁹⁻³²⁾ Laino y col, en 2011 mencionaron que el Gummetal cuenta con modulo elástico de 40.0+-3.2 Gpa.⁽³³⁾ Este metal ha prestado gran utilidad en técnicas ortodónticas en mecánicas de desinclinación molar siendo la inclinación mesial de segundos molares inferiores un rasgo genético predominante con marcada presencia en la población latina o caucásicos⁽³⁴⁾.

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

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

El realizar este análisis permitirá confirmar las propiedades y beneficios del Gummetal así como el uso seguro de esta aleación.

El objetivo de este estudio fue comparar la distribución de esfuerzos y deformaciones en la unidad dento alveolar, el alambre y el bracket utilizando arco de Gummetal y Nitinol 0.018 x 0.022 aplicando una fuerza de 0.9807 Newton mediante análisis de elementos finitos.

MÉTODOS

Estudio descriptivo donde la unidad de observación fue: tubo sin prescripción slot 0.018 x 0.025 con arco Gummetal 0.018 x 0.022, tubo sin prescripción slot 0.018 x 0.022 con arco Nitinol 0.018 x 0.022, unidad dento alveolar de molar 37 con inclinación de 20°, analizado y recreado mediante elementos finitos.

El procedimiento que se siguió para hacer posible esta investigación fue mediante el programa Ansys 14.0 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 80Gb.

Se determinó el uso de software ANSYS versión 14.0, para cargar las propiedades mecánicas de Arco 0.018 x 0.022 "Metal Gum" registrada de Toyota Central R & D Labs, Arco 0.018 x 0.022 Nitinol ORMCO, Bracket sin prescripción slot 0.018 x 0.025 RMO y hueso Tipo 3. Con ayuda de ANSYS 14.0 herramientas work bench + desing modeler, se realizó la recreación de elementos finitos por etapas:

Etapa 1: Pre-procesamiento

Se realizó la descripción topográfica de las características de estructura de la unidad de observación (Figura 1).



Figura 1. Modelo de geometría inicial

Etapa 2: Enmallado

La geometría se definió en una malla conformada por elementos y nodos que representaron puntos en los cuales se calculó el análisis estructural. (Figura 2) Para la reproducción de la unidad de observación se produjo enmallado de 151.172 Nodos y 86.982 Elementos Finitos

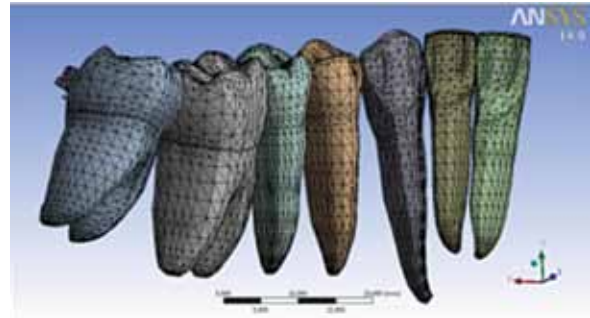


Figura 2. Malla de geometría

Etapa 3: Aplicación de las propiedades mecánicas (Tabla 1) Se incluyen la información del módulo elástico de la unidad de observación como característica relevante para en sus propiedades mecánicas.

Tabla 1. Propiedades de unidad de observación

Material (Objeto)	Módulo Elástico	Referencias
Hueso Alveolar	0.0137 GPa	Gamba 2010
Dentina	0.02 GPa	Gamba 2010
Ligamento Periodontal	0,00098 GPa	Cosseting 2012
Acero Inoxidable	0.193 GPa	Pacheco 2012
Gummetal	40 GPa	Laino 2011
Nitinol	33.8 GPa	Varghese 2012

Etapa 4: Aplicación de cargas

Se aplicó carga de stress de 0.9807 newton en el tubo molar con el alambre, que se distribuyó en la unidad de observación (Figura 3)



Figura 3. Condiciones de Carga

Comparación de la distribución de esfuerzos y deformaciones en la unidad dento alveolar

Etapa 5: Condiciones de frontera

Se restringió el movimiento de los cuerpos siendo posible así la medida de distribución de esfuerzo y deformación (Figura 4).

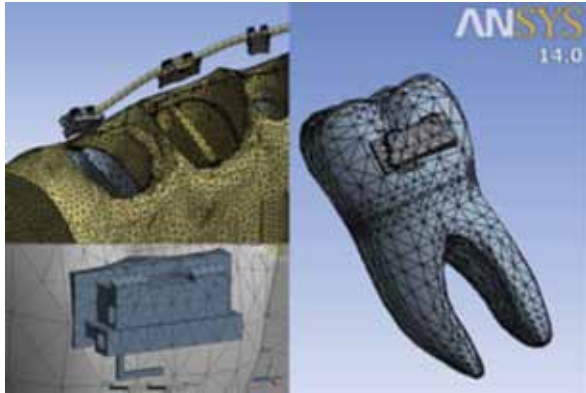


Figura 4. Grafica limitacion de frontera

Etapa 6: Análisis

Se realizó el proceso computacional de esfuerzo y deformación de la unidad de observación.

RESULTADOS

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

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

Al analizar el arco se produjo esfuerzo de 214.28 MPa en el Gummetal y 219.93 MPa en el nitinol. Se encontró que el Gummetal tiene mayor capacidad de absorber energía al ser comparado con el Nitinol. (Figuras 5, 6).

En cuanto a la deformación los dos metales reportaron el mismo comportamiento de 0.007mm (Figuras 7a, 7b).

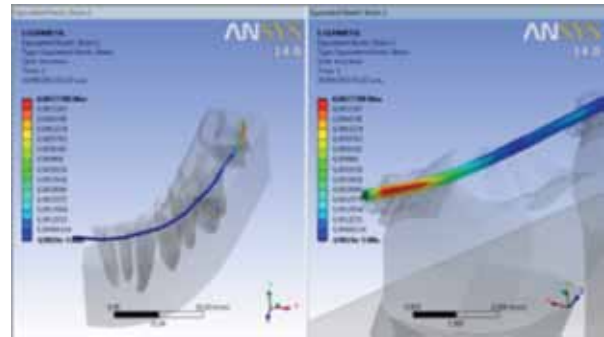


Figura 5. Esfuerzo evaluado sobre el arco de Gummetal

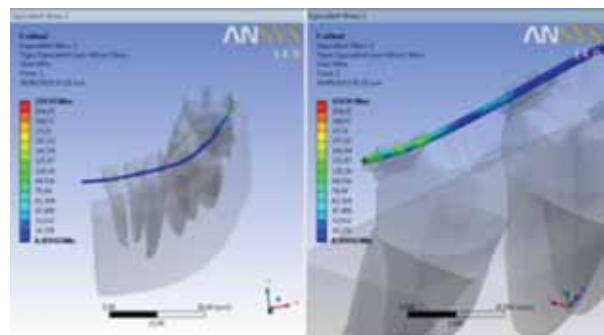


Figura 6. Esfuerzo evaluado sobre el arco de Nitinol

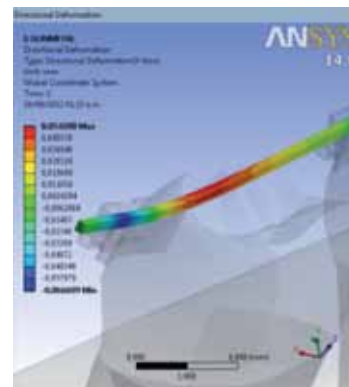


Figura 7a. Deformación evaluado sobre el arco de Gummetal.

Comparación de la distribución de esfuerzos y deformaciones en la unidad dento alveolar

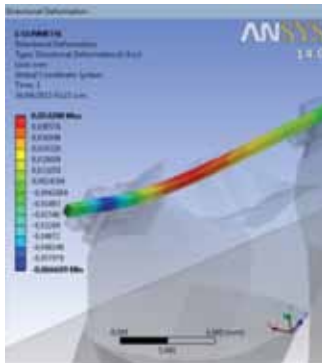


Figura 7b. Deformación evaluado sobre el arco de Nitinol

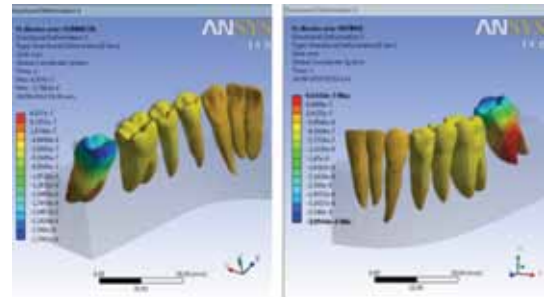


Figura 10a. Deformación evaluado sobre el diente con Gummetal.

Figura 10b. Deformación evaluado sobre el diente con Nitinol

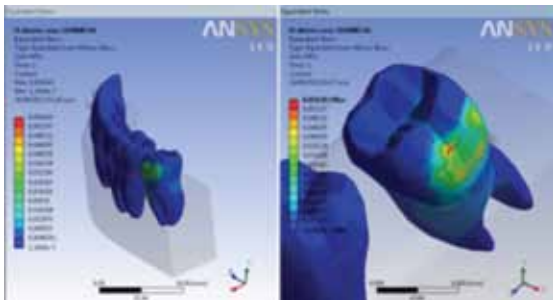


Figura 8. Esfuerzo evaluado sobre el diente con Gummetal

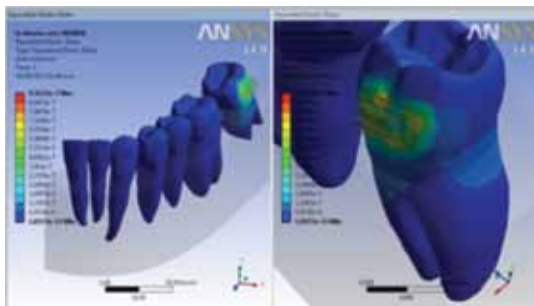


Figura 9. Esfuerzo evaluado sobre el diente con Nitinol

El hueso alveolar reportó esfuerzo máximo de 0,01158 Mpa con Gummetal y 0,01615 Mpa con Nitinol (Figura 11). Deformación de 0,000000741 mm con Gummetal y 0,00000103 mm con el Nitinol. Se encontró que el hueso alveolar expresa mayor esfuerzo y deformación al usarse el arco en nitinol comparado con el gummetal.

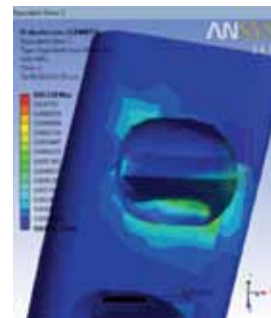


Figura 11a. Esfuerzo evaluado hueso alveolar con Gummetal.

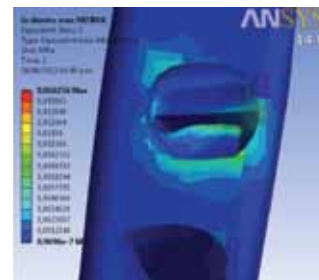


Figura 11b. Esfuerzo evaluado hueso alveolar con Nitinol

En el molar al evaluar el mayor esfuerzo se observa en el Gummetal 0.056 MPa (Figura 8) y con Nitinol 0.078 MPa (Figura 9), la deformación con Nitinol de 0.000000931 mm (Figura 10a) y con Gummetal de 0.000000668 mm (Figura 10b). Se encontró que el molar expresa mayor esfuerzo y deformación al usarse el arco en Nitinol comparado con el Gummetal.

En el bracket se produjo un esfuerzo máximo de 1,078 Mpa con Gumm metal (Figura 12) y 1,502 Mpa con Nitinol (Figura 13). Deformación de 0,00000558mm con Gumm metal (Figura 14a) y 0,00000778mm con Nitinol (Figura 14b). Se encontró que el tubo molar expresa mayor esfuerzo al usarse el arco en nitinol comparado con el gumm metal. Reporta mayor deformación al analizarlo con el Nitinol.

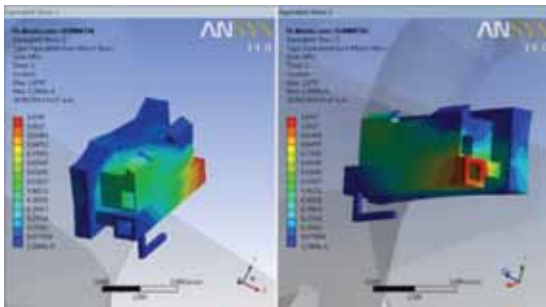


Figura 12. Esfuerzo evaluado en tubo molar con Gumm metal

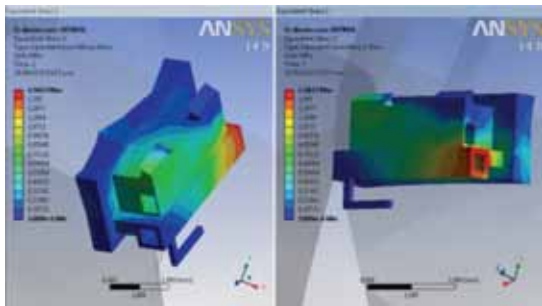
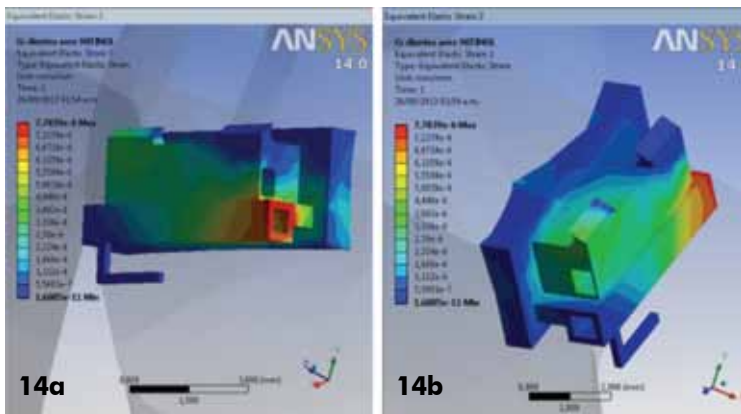


Figura 13. Esfuerzo evaluado en tubo molar con Nitinol



DISCUSIÓN

Jones en 2001, para evaluar el comportamiento del ligamento periodontal después de la aplicación de una acción externa y para demostrar cuáles serían las áreas de mayor tensión generada en el hueso alveolar y ligamento periodontal, utilizó el Método de los Elementos Finitos en comparación con los resultados obtenidos in vivo en modelos experimentales en la rata. Demostró que el análisis de elementos finitos es una herramienta adecuada para estudiar la distribución de fuerzas ortodóncicas⁽³⁵⁾.

Gerson L. Ulema R. en 2010 reportan que el uso del arco Gumm metal multi loop en pacientes con maloclusión clase III con cara larga y con mordida abierta anterior, trae consigo excelentes resultados durante el tratamiento ortodóncico, dando a entender que la aleación Gumm metal es una opción aceptada en ortodoncia y que demuestra excelentes resultados acompañado de la destreza del profesional.⁽³⁶⁾

Cuoghi, O. en 2011 menciona en su estudio que el arco nitinol utilizado en el tratamiento de ortodoncia resiste fuerzas de tensión, únicamente cuando es sometido a tratamiento térmico, lo que indica que el tratamiento térmico de los arcos de nitinol utilizados en ortodoncia establecen una condición favorable e indispensable para evitar deformaciones cuando son sometidos a tensiones.⁽³⁷⁾

Figura 14a. Deformación evaluada en tubo molar con Gumm metal.

Figura 14b. Deformación evaluada en tubo molar con Nitinol

Young-II. Soo-Jung Shin, en su estudio en el 2004 realizado con análisis de elementos finitos reportan que al momento de distalizar en cuerpo los dientes permanentes superiores, el arco Meaw 0.016x0.022 con tip back de 5° y aplicando una fuerza de 300gr/f, producía movimientos más uniformes, equilibrados, menos desplazamiento vertical y menor rotación de cada diente en comparación con el arco ideal de acero inoxidable 0.016x0.022 con tip back de 5°; por lo tanto el arco Meaw es el más apropiado en el momento de realizar movimientos en masa hacia distal en la dentición permanente.⁽³⁸⁾

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

CONCLUSIONES

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

REFERENCIAS

1. Chung K, A radiographic analysis of tooth morphology following the use of a novel cyclical force device in orthodontics, *Kau Head & Face Medicine*. 2011; 12: 7-14.
2. Consolaro A, Bianco R, Advancements in the knowledge of induced tooth movement: Idiopathic osteosclerosis, cortical bone and orthodontic movement. *Dental Press J Orthod*. 2012; 17:12-18.
3. Gamba D, Sayako M, Ozawa T, Da Silva O, Alveolar bone morphology under the perspective of the computed tomography: Defining the biological limits of tooth Movement, *Dental Press J Orthod*. 2010 5:192-205.
4. Domenico M, D'apuzzo F, Feola A, Cito L, Monsurr A. Cytokines and VEGF Induction in Orthodontic Movement in Animal Models, *Journal of Biomedicine and Biotechnology*. 2012; 3:4-8.
5. Jiang R, Min-kui Fu Mc. Root resorption before and after orthodontic treatment: a clinical study of contributory factors. *European Journal of Orthodontics*. 2010; 32:693-697.
6. Vargas P, Piñeiro MS, Palomino H, Torres M. Factores modificantes del movimiento dentario ortodóncico, *Avances En Odontoestomatología*. 2010; 26:45 – 53.
7. Castellazzi R, De Mendonça M, Aparecido O. Histomorphometric Evaluation Of Periodontal Compression And Tension Sides During Orthodontic Tooth Movement In Rats, *Dental Press J Orthod*. 2012;17:108-135.
8. Consolaro A, Furquim L. Intrusive mechanics generates inclination forces and orthopedic stimulus followed by simultaneous dental repositioning and bone remodelling or Intrusion forces are not applied in intrusive mechanics, but intrusive effects are still obtained, *Dental Press J Orthod*. 2011; 16:20-29.

Comparación de la distribución de esfuerzos y deformaciones en la unidad dento alveolar

9. Mirković S, Šarčev I, Bajkin B, Tadić A, Đurđević M, Orthodontic-Surgical Therapy Of Retained Upper Canine. *Med Pregl.* 2012; 6:233-237.
10. Cossetin E, Hissae S, Freire M, Study of tension in the periodontal ligament using the finite elements method, *Dental Press J Orthod.* 2012; 17:47 -55
11. Pacheco M, Jansen W, Oliveira D, The role of friction in orthodontics. *Dental Press J Orthod.* 2012; 17:170-177.
12. Ricketts R, Ruel W, Carl F, James I, *Técnica Bioprogresiva de Ricketts*, Editorial Panamericana, Buenos aires. 1983; 6: 95 -109.
13. Varghese S, Ariga P, Padmanaban T, Subramanian R, A finite element thermal analysis of various dowel and core Materials, *Indian Journal of Dental Research*, 2012; 23: 176- 182.
14. DeMiguel D, Cegoñino J, Azanza B, Ruiz I, Morales J, Aplicación del análisis 3D de elementos finitos en el estudio biomecánico de la dentición de mamíferos. Análisis preliminar en *Procervulus ginsburgi* (Cervidae, Artiodactyla), *Estudios Geol.* 2006, 62:115-122.
15. Rougemont L, Oliveira A, Norman D, Asymmetric headgear for differential molar movement: a study using finite element analysis. *Journald Orthodontic*, 2009; 36:146-151.
16. Shyagali T, Chandralekha B, Shashikala S, Deepak P. Evaluation of the stresses generated by altering the bracket mesh base design in the bracket-cement-tooth continuum using the finite element method of stress analysis, *Scientific Inovatio.*; 2012; 13: 66 – 75
17. Pilliar R, Sagals G, Meguid S, Oyonarte R, Threaded Versus Porous-Surfaced Implants as Anchorage Units for Orthodontic Treatment: Three-dimensional Finite Element Analysis of Peri-implant Bone Tissue Stresses, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2006; 21:879 – 891.
18. Baeka S, Chab H, Chac J. Three-dimensional finite element analysis of the deformation of the human mandible: a preliminary study from the perspective of orthodontic miniimplant stability, *The Korean Journal Of Orthodontics kjod.* 2012; 42:154-159.
19. Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B. Strains in periodontal ligament and alveolar bone associated with orthodontic tooth movement analyzed by finite element, *Orthod Craniofacial.* 2009; 12:120-128.
20. Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B. The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement, *J Dent Res.* 2005; 84:428-433.
21. Cuoghi O, Aparecido A, Effect of heat treatment on stainless steel orthodontic wires. *Braz. oral res.* 2011; 25: 128-134
22. Queiroz G, Comparative study of frictional forces generated by NiTi archwire deformation in different orthodontic brackets: In vitro evaluation. *Dental Press J. Orthod.* 2012, 17: 45-50.
23. Pacheco M, Jansen W., Oliveira D. The role of friction in orthodontics. *Dental Press J Orthod.* 2012; 17:170-177.
24. Uggeri E, Hiroshi M, Tanaka O, Camargo E, Mechanical evaluation of space closure loops in Orthodontics. *Braz Oral Res.* 2010; 25:63-71.
25. Plancher E, Tasan C, Sandloebes S, Raabe D. On dislocation involvement in Ti-Nb gum metal plasticity; *Scripta Materialia.* 2013; 9:420-426.
26. Gerson L, Ulema R, Saulo R. Multiloop .edgewise archwire in the treatment of a patient with an anterior open bite and a long face, *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 138:89-95.
27. Talling R, Dashwood R, Dye D. Compositional variability in gum metal; *Scripta Materialia.* 2009; 60: 1000-03.
28. Withey E, Jina M, Minor A, Kuramoto S, Chrzan D, Morris J. The deformation of “Gum Metal” in nanoindentation; *Materials Science and Engineering.* 2008; 493: 26-32.
29. Kuramoto S, Furuta T, Hwang J, Nishino K, Saito T. Elastic properties of Gum Metal; *Materials Science and Engineering.* 2006; 442: 454-457.
30. Bobylev S, Ishizaki T, Kuramoto S, Ovid’ko I. Formation of nanocrystals due to giant-fault deformation in Gum Metals; *Scripta Materialia.* 2011; 65: 668-671.
31. Gutkin M, Ishizaki T, Kuramoto S, Ovid’ko I, Skiba V. Giant faults in deformed Gum Metal. *International Journal of Plasticity.* 2008;24:1333-1359.
32. Furuta T, Kuramoto S, Morris J, Nagasako N, Withey E, Chrzan D, The mechanism of strength and deformation in Gum Metal; *Scripta Materialia.* 2013; 1: 1-6.
33. Laino G, De Santis R, Gloria A, Calorimetric and Thermomechanical Properties of Titanium-Based Orthodontic Wires: DSC -DMA Relationship to Predict the Elastic Modulus, *European journal of orthodontics.* 2011; 1:1-6.
34. Shapira Y, Finkelstein T, Mandibular second molar impaction. Part I: Genetic traits and characteristics Principio del formulario, *AJODO.* 2009; 1:39-46.
35. Jones M, Hickman J, Middleton J. A Validated Finite Element Method Study of Orthodontic Tooth Movement in the Human Subject, *Journal Of Orthodontics.* 2001; 28: 29 – 38.
36. Gerson L, Ulema R, Saulo R. Multiloop edgewise archwire in the treatment of a patient with an anterior open bite and a long face, *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 138:89-95.
37. Cuoghi O, Aparecido A. Effect of heat treatment on stainless steel orthodontic wires. *Braz. oral res.* 2011; 25: 128-134.
38. Young-II Chang, Soo-Jung Shin, Seung-Hak Baek. Three-dimensional finite element analysis in distal en masse movement of the maxillary dentition with the multiloop edgewise archwire. *European journal of orthodontics.* 26 2004:339-45.

**APROVECHA
PRECIOS INCREÍBLES**



MAXIDENT
Siempre somos su mejor opción.

Autoclave Sunclave 2235

Código de producto E083



**Ahorra
\$ 355.000**

Antes \$ 2.650.000
**PRECIO OFERTA
\$2.295.000**

Cantidades limitadas.

Guantes x 10 Sajas

Código de producto G035

TuffGlove



**20%
descuento**

Antes \$ 125.000
**PRECIO OFERTA
\$99.000**

Cantidades limitadas.

Lampara Tooth Lamp

Código de producto M087

Maxident



**30%
descuento**

Antes \$ 229.000
**PRECIO OFERTA
\$159.000**

Cantidades limitadas.

Lampara FenLed

Código de producto L065



**Ahorra
\$ 100.000**

Antes \$ 229.000
**PRECIO OFERTA
\$129.000**

Cantidades limitadas.

Lampara fotocurado LED DB-686

Código de producto L076



**PRECIO INTRODUCCIÓN
\$395.000**

Cantidades limitadas.

Camara intraoral TPC Alámbrica

Código de producto C258



**PRECIO PROMOCIÓN
\$1.295.000**

Cantidades limitadas.

Kit de esterilización Ley 1441 del 2013

Código de producto K047



Incubadora

Indicador clase 5
paquete x 50 tiras dobles



Integrador emu-graph paq x 30.



Cinta testigo
vapor

20 Controles
biológicos 12 - 24



**PRECIO INTRODUCCIÓN
\$590.000**

Cantidades limitadas.

DOMICILIOS

Teléfonos. 255 57 19 - 547 96 02 - 547 77 35 www.maxidentlda.com
Dirección. Calle 61 A - 14 -34 piso 1 cotizacionesmaxident@gmail.com

