

COMPARACIÓN DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN ALTURA ÓSEA Y LONGITUD RADICULAR DISMINUIDAS UTILIZANDO TRES TIPOS DE ALAMBRES, MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

* Pacheco D

**Arenas R, López C, Rosero A, Solano Y

*** Parra D

RESUMEN

OBJETIVO: Comparar la distribución de esfuerzos y deformaciones que se generan en una altura ósea y longitud radicular disminuidas utilizando alambres Gummetal, Acero Inoxidable y TMA 0,018" x 0,022" en el incisivo central superior derecho (11), cuando se expresa el torque en una aparatología preajustada (MBT), mediante el método de los elementos finitos (FEM).

MÉTODO: Estudio experimental por simulación matemática con FEM, donde se utilizó como unidad de análisis la distribución de esfuerzos y deformaciones en un incisivo central superior derecho (11) con: altura ósea y longitud radicular disminuidas y adecuadas, durante un movimiento de torque, expresado por los alambres Gummetal, Acero inoxidable y TMA; utilizando tomografía computarizada de pacientes con estas condiciones. **RESULTADOS:** En el hueso alveolar disminuido el arco de Gummetal generó menor esfuerzo (1,90e-02 Mpa) que el Acero Inoxidable (0,74499 Mpa), este mismo comportamiento se ve reflejado durante la deformación: Gummetal (8,25e-4mm) y Acero Inoxidable (2,82e-03Mpa). En una longitud radicular disminuida el esfuerzo y la deformación mínima fue expresada por el Gummetal (3,63e-02 Mpa) (2.50e-4mm), respectivamente.

CONCLUSIONES: El arco Gummetal demostró menor esfuerzo y deformación sobre una altura ósea y longitud radicular disminuidas durante un movimiento de torque al compararlo con los arcos de Acero Inoxidable y TMA.

Palabras clave: Raíz del diente, reabsorción radicular, torque, pérdida de hueso alveolar, Gummetal, Acero Inoxidable, TMA, análisis de elementos finitos.

ABSTRACT

OBJECTIVE: To compare the distribution of stresses and strains generated in patients with decreased and normal alveolar bone height and root length using Gummetal, stainless steel and TMA wires 0.018" x 0.022" on the right central incisor (11) when a torque movement is expressed in a pre-adjusted edge-wise appliance (MBT) using the finite element method (FEM). **METHOD:** An experimental study using mathematical simulation with FEM was conducted to determine the distribution of stresses and strains on a right central incisor (11) using computed topography from patients with decreased alveolar bone height or root length and patients with normal bone height and root length, during a simulation of torque movement, expressed by Gummetal, Stainless steel and TMA wires **RESULTS:** With decreased alveolar bone height, Gummetal wire generates less stress (1,90e-02Mpa) than Stainless steel (0,74499Mpa). This same behavior is reflected during strain: Gummetal (8,25e-4mm) and Stainless Steel (2,82e-3mm). With decreased root length, the least amount of stress and strain were seen with the Gummetal wire (3,63e-02 Mpa - 2.50e-4mm). **CONCLUSIONS:** Under the same mechanical conditions the Gummetal wire showed the least stress and strain in patients with decreased alveolar bone height and root length with applied torque movement compared to stainless steel and TMA wires

Key words: root tooth, root resorption, torque, alveolar bone loss, Gummetal, Stainless steel, TMA, finite element analysis.

* Asesor Científico, Odontóloga, Especialista en Ortodoncia, Especialista en Docencia universitaria

** Residentes IV Semestre Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.

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

INTRODUCCIÓN

En los últimos años se ha presentado un incremento en el número de pacientes que desean realizarse tratamiento ortodóntico, por lo tanto el ortodoncista está en la búsqueda constante de cumplir un objetivo en común, el cual consiste en escoger los materiales idóneos que proporcionen movimientos dentales efectivos con la mínima cantidad de efectos secundarios¹.

Es importante que el clínico tenga en cuenta que algunos pacientes pueden presentar alteraciones en el complejo dentoalveolar como la anomalía de raíz corta o enanismo radicular, término introducido por Lind en 1972, caracterizada por una formación radicular completa con ápice cerrado pero con longitud disminuida, así como la condición de altura ósea disminuida como resultado de procesos patológicos previos. Esto implica una dinámica de tratamiento diferente, en la cual se deben utilizar materiales que proporcionen fuerzas ligeras y continuas que permitan desarrollar el tratamiento sin complicaciones y en lo posible sin reactivación de estas

condiciones. Estando esto relacionado con lo que reportan numerosos estudios que sugieren que para realizar un movimiento dental en periodonto disminuido, se requiere una disminución de la fuerza, dando como resultado un incremento en la proporción momento-fuerza (M/F). Los movimientos ortodónticos en dientes con raíces cortas tienden a generar un alto riesgo de reabsorción radicular, probablemente influenciada por la disminución de la proporción entre la longitud de la raíz y la longitud de la corona^{2,3,4,5,6}.

Por ello para planear los movimientos, se deben conocer y controlar las fuerzas que se aplican, dado que estas generan cambios en el hueso alveolar, ligamento periodontal y tejido dental, pues al no ser controladas, pueden empeorar las condiciones preexistentes⁷.

Durante los movimientos ortodónticos, la aparatología que se utiliza expresa su información; uno de los desplazamientos dentales más sutiles durante el tratamiento es el torque, el cual provee un control vestibulo palatino en la posición de las raíces de

todos los dientes, siendo de gran importancia para lograr la estabilidad final y una óptima estética⁸.

Para generar este movimiento son utilizados alambres cuadrados y rectangulares con propiedades específicas que le brindan a la unidad dentoalveolar una serie de esfuerzos y deformaciones determinadas. Dentro de estos se encuentra el alambre de acero inoxidable, conocido por su alta resistencia a la corrosión, productor de mayores fuerzas aplicadas durante cortos periodos de tiempo, menor recuperación elástica y alta rigidez. Otro material que se utiliza para realizar este movimiento es el TMA, aleación de titanio molibdeno, cuyo módulo de elasticidad es menos de la mitad que la del acero inoxidable, y además presenta buena formabilidad, rigidez media, excelente conformabilidad y superelasticidad. En el año 2003 en Japón en la sección de investigación de Metalurgia de los laboratorios Toyota Central R & D, fue desarrollada una nueva aleación de titanio conocido como Gummetal, caracterizado por combinar un módulo de Young extremadamente bajo y buena resistencia a la tensión, así como una

superelasticidad a temperatura ambiente y buen trabajo en frío^{9,10,11}.

Para analizar los esfuerzos generados por estos aditamentos en el complejo dentoalveolar, se ha utilizado el método de los elementos finitos, el cual es un análisis numérico computacional considerado 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, como lo reportado en 1999 por De Carlos y en el 2001 por Rudolph^{6,12,13,14}.

En el método de los elementos finitos, es utilizado el análisis de esfuerzos de Von Mises, también conocido como criterio de máxima energía de distorsión, se representa gráficamente la función de la energía de distorsión asociada a los cambios de forma en el material. 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^{15,16}.

Con base en lo anterior, el objetivo de este estudio es comparar la distribución de esfuerzos y deformaciones que se generan en una altura ósea y longitud radicular disminuidas, utilizando alambres Gummetal, TMA y acero inoxidable en el incisivo central superior derecho cuando se expresa el torque de una aparatología pre-ajustada (MBT) mediante el método de los elementos finitos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Estudio experimental por simulación matemática con elementos finitos, donde el objeto de estudio fue la distribución de esfuerzos y deformaciones en altura ósea y longitud radicular disminuidas y adecuadas, durante un movimiento de torque expresado mediante el uso de los alambres Gummetal, Acero Inoxidable y TMA, utilizando como muestra Tomografías Computarizadas (TC) de pacientes atendidos en la Clínica de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar UNICOC.

En cuanto a los criterios de inclusión se tuvieron en cuenta 3 pacientes a los cuales se les tomaron Tomografías

computarizadas con las siguientes condiciones: TC de un paciente con altura del hueso alveolar tipo 3 disminuida (3mm) del diente central superior derecho 11, TC de un paciente con longitud radicular disminuida (proporción 1:1) del diente central superior derecho 11 y TC de un paciente con longitudes óseas y radiculares adecuadas del diente central superior derecho 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.

Para el desarrollo de la investigación, se utilizó un computador con procesador Intel Core 3.20GHz con memoria RAM de 8.00GB, sistema operativo de 64 bits, procesador x64, mediante el programa Ansys 16.0 de Elementos finitos. El procedimiento realizado cuenta con las siguientes etapas:

Etapas 1.

Selección de pacientes atendidos en la clínica de Ortodoncia y Ortopedia

Maxilar de UNICOC, cuyas tomografías fueron tomadas teniendo en cuenta las condiciones de la investigación, con previo consentimiento informado. Las TC fueron tomadas por el mismo operador con el tomógrafo Cranex3D de la marca Soredex.

Etapa 2. Pre-procesamiento

Construcción de la Geometría: Se realizó la reconstrucción de 3 modelos tridimensionales del Maxilar superior de canino a canino a partir de las imágenes tomadas de la TC, con las siguientes condiciones: altura ósea y longitud radicular disminuidas y adecuadas, realizando una conversión de archivo DICOM al archivo STL (Estereolitografía).

Para la reconstrucción de los brackets MBT slot 0,022" x 0,028", se tomaron las dimensiones de éstos por medio de un calibrador digital (Mitutoyo). Utilizando un estereomicroscopio se obtuvieron las imágenes en formato JPEG, las cuales fueron ingresadas al programa Solidworks Premium 2015, el cual realizó el modelamiento en 3D.

El siguiente procedimiento consistió en la realización de cortes tomográficos transversales, los cuales fueron

ingresados al programa 3D Doctor versión 4.0, formato STL, donde se reconstruyó el contorno de las estructuras dentoesqueletales. Estos formatos STL fueron adicionados al programa Rapid FormXOR3 versión 3.004, para convertirlos en Sólido.

Definición de los materiales:

Alambres Gummetal, Acero inoxidable y TMA de 0,018" X 0,022", bracket de Acero inoxidable prescripción MBT slot 0,022" x 0,028", hueso alveolar tipo 3, dientes superiores anteriores de canino a canino.

Ingreso de las propiedades de los materiales al software

Estructuras y arcos	Módulo de Young (Mpa)	Módulo de Poisson	Referencias
Diente	20300	0,26	Geramy, 2010
Hueso	34000	0,15	Geramy, 2010
Gummetal	40000	0,1	Furuta, 2005
TMA	62000	0,3	Szuhanek, 2010
Acero	160000	0,3	Kojima, 2004

Tabla 1: Propiedades de los materiales

Generación del enmallado del elemento:

En este paso se discretizó el modelo con puntos nodales, los cuales fueron conectados desde elementos finitos que en conjunto forman el volumen del material. En total se

utilizaron 493887 nodos y 288529 elementos.

Aplicación de cargas: se realizó en nodos y elementos; la cantidad prescrita fue por un movimiento de torque de 17° (MBT), la cual fue editada desde el pre-procesador.

Definición de las condiciones de frontera: se establecieron condiciones de frontera con restricción de desplazamientos, en un corte horizontal de la superficie libre de la geometría del hueso maxilar a nivel de la espina nasal anterior a la espina nasal posterior.

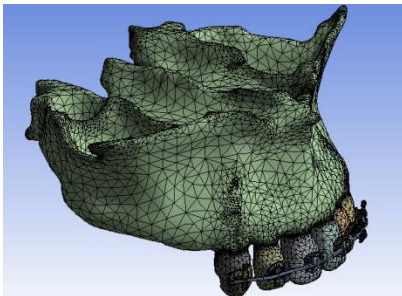


Imagen 1: Modelamiento de la unidad dentoalveolar.

Etapas 3. Procesamiento: Proceso de información planteando las ecuaciones de equilibrio para resolverlas, generando un archivo con los resultados obtenidos.

Etapas 4. Post-procesamiento: Realización del análisis

Solución del sistema de ecuaciones algebraicas lineales: La aplicación de los pasos descritos, conduce a un sistema de ecuaciones algebraicas simultáneas solucionadas por el programa.

Visualización de los resultados: al realizarse el movimiento de torque se observaron los resultados en mapas codificados por color, donde rojo equivale al mayor valor y azul al menor valor, estos rangos de valores máximos y mínimos varían para cada elemento.

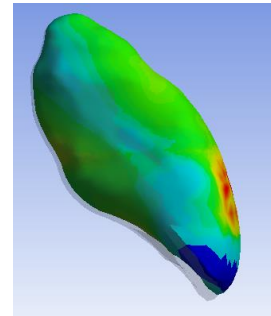


Imagen 2: Visualización de resultados en el movimiento de torque.

Cálculo de esfuerzos:

Máximos y mínimos a nivel de la longitud radicular disminuida.

Máximos y mínimos a nivel del hueso alveolar disminuido.

Máximos y mínimos a nivel de longitudes radiculares y óseas adecuadas.

RESULTADOS

Según el modelamiento conseguido con el programa ANSYS 16.0, cuando se realizó el movimiento de torque expresado por la aparatología se obtuvieron los siguientes resultados:

Sobre la condición de hueso alveolar disminuido, el esfuerzo causado fue mayor por el arco de acero inoxidable, a nivel de la tabla vestibular con un valor promedio de 0,74499Mpa, mientras que el menor esfuerzo se dio en la tabla palatina con un valor de 1,90e-02Mpa con el alambre Gummetal.

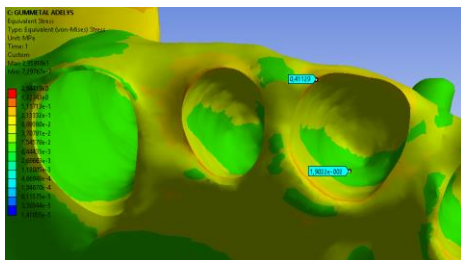


Imagen 3: Modelamiento de esfuerzos producidos por el Gummetal en el hueso disminuido.

Con respecto a la deformación generada por los alambres evaluados sobre hueso alveolar disminuido, el mayor cambio se presentó con el arco de acero inoxidable siendo esta de 2,82e-03mm, en la zona de la tabla vestibular, en contraste con el arco de Gummetal el cual causó una

deformación de 8,25e-04mm, siendo éste el menor valor, encontrado en la tabla palatina.

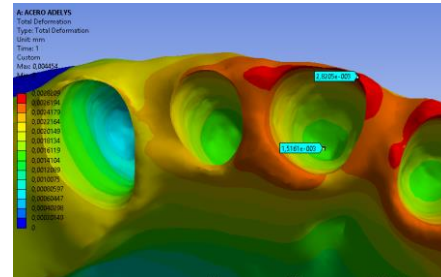


Imagen 4: Modelamiento de la deformación producida por el acero inoxidable en el hueso disminuido

Al observar los datos conseguidos cuando existe raíz corta, se mantiene el comportamiento obtenido en la altura ósea, siendo el arco Gummetal el que causó menor esfuerzo (3,63e-02 Mpa) a nivel radicular en el tercio apical en su cara palatina, comparado con los 0.4Mpa del TMA y los 0,59 Mpa del arco de acero inoxidable.

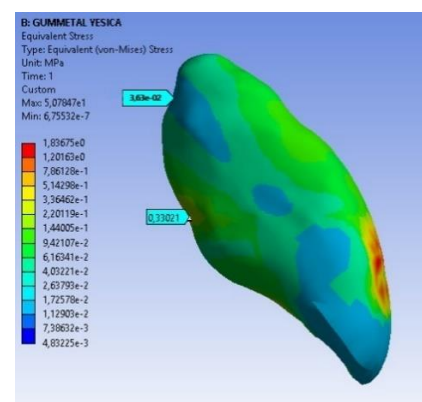


Imagen 5: Modelamiento del esfuerzo producido por el Gummetal en raíz disminuida.

Cuando se observan los cambios en función de la deformación, el menor valor fue de $2,50\text{e-}4\text{mm}$ para el arco Gummetal a nivel del tercio apical por su cara palatina.

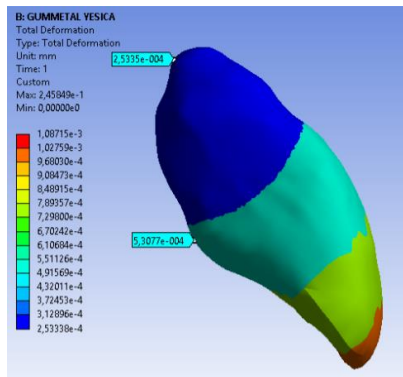


Imagen 6: Modelamiento de deformación producido por el Gummetal en raíz disminuida.

También, cabe mencionar que sigue siendo el arco de acero inoxidable el que genera mayor deformación y esfuerzo a nivel óseo en la tabla vestibular y a nivel radicular en el tercio cervical de la cara palatina.

El alambre Gummetal fue el que menor esfuerzo y deformación causó con respecto a los otros tipos de alambre cuando las longitudes de hueso y raíz se encuentran sin alteración.

Adicionalmente el alambre de TMA mostro un comportamiento intermedio entre el Acero inoxidable y el Gummetal, el cual se ve reflejado en los

esfuerzos y deformaciones en la mayoría de las condiciones analizadas.

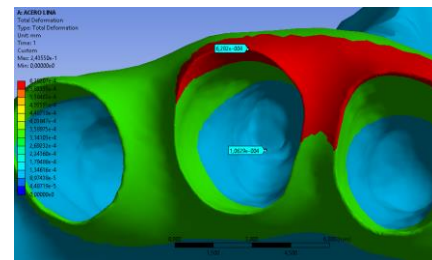


Imagen 7: Modelamiento de deformación producida por el acero inoxidable en condiciones adecuadas de altura ósea.

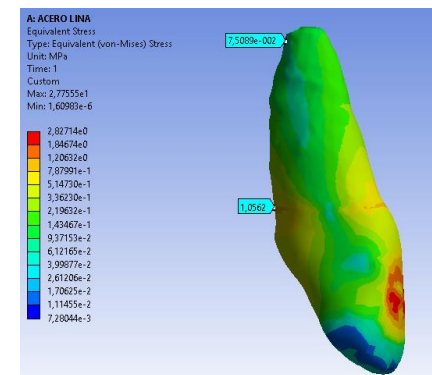


Imagen 8: Modelamiento del esfuerzo producido por el Arco Acero Inoxidable en condiciones adecuadas de altura ósea.

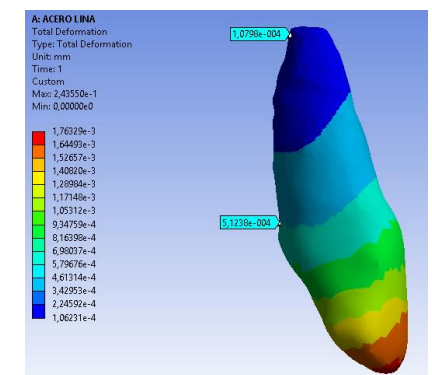


Imagen 9: Modelamiento de la deformación producida por el acero inoxidable en condiciones adecuadas.

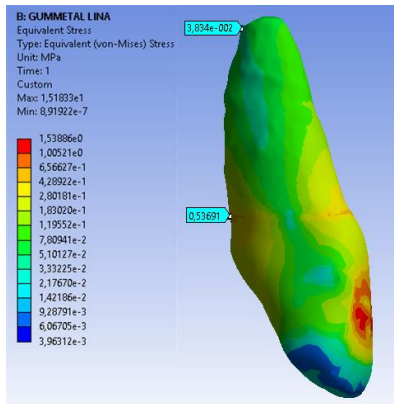


Imagen 10: Modelamiento del esfuerzo producido por el Gumm metal en condiciones adecuadas.

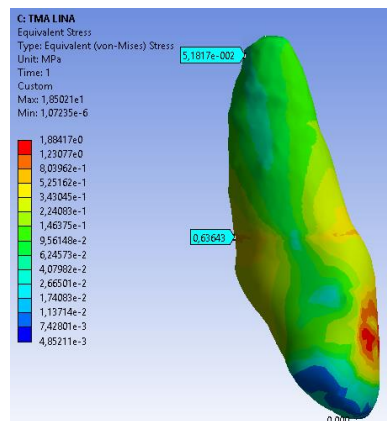


Imagen 11: Modelamiento del esfuerzo producido por el TMA en longitud radicular adecuada.

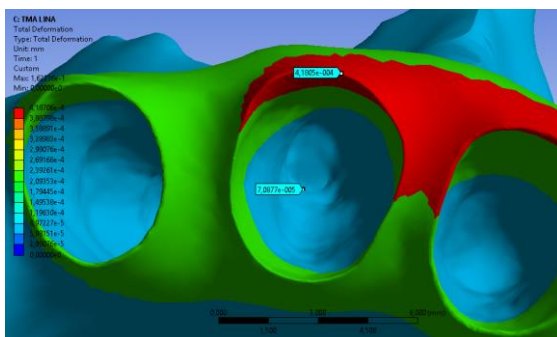


Imagen 12: Modelamiento de la deformación producida por el TMA en altura ósea adecuada.

DISCUSIÓN

En la actualidad los tratamientos ortodónticos constituyen la herramienta de primera elección para el manejo de problemas estéticos, funcionales y de salud oral asociados con la posición dental y oclusal. El mecanismo de acción de estos tratamientos consiste en la consecución de movimientos dentales planeados por el ortodoncista, y que se llevan a cabo por el trabajo mecánico que proporcionan los aditamentos empleados, tales como los alambres. Dichos cambios producen esfuerzos y deformaciones sobre la unidad dentoalveolar, haciendo indispensable la adecuada selección de los arcos¹⁷.

A la hora de tomar decisiones para la elección de los alambres y demás aditamentos, se deben tener en cuenta distintos aspectos como: la fase de tratamiento, el tipo de movimiento que se desee conseguir, la condición dentoalveolar específica del paciente, entre otras, pues el mercado ofrece una variedad de materiales, desde los ampliamente usados como los de acero inoxidable hasta aquellos innovadores como aleaciones de β -Titanio que

permiten conseguir los objetivos proyectados bajo distintas condiciones asociadas a las propiedades dadas por sus componentes ^{11,18,19,20}.

En cuanto a la deformación manifestada tanto en el caso de altura ósea reducida como en longitud radicular disminuida, el alambre Gummetal presentó mejor comportamiento frente al Acero Inoxidable y el TMA, tal y como lo expresan Pacheco y cols. (2014) y Gerson y cols. (2010); esto puede asociarse a propiedades como la alta capacidad de resistencia y superelasticidad de esta nueva aleación. Con respecto al esfuerzo causado en el complejo dentoalveolar, bajo dichas condiciones especiales se mantuvo el comportamiento ya reportado, siendo el Gummetal el arco que arrojó menor valor en comparación con los otros dos alambres evaluados. Esta respuesta puede respaldar lo que reporta la literatura, y es que este tipo de aleación se caracteriza por un muy bajo módulo elástico comparable al del hueso alveolar, mostrando una compatibilidad mecánica superior con los tejidos adyacentes, así como también a su activación en frío, y como

lo indica la evidencia disponible, este alambre no cede hasta que la tensión aplicada se aproxime a las fuerzas ideales de trabajo^{21,22,23,24}.

Además de evidenciar la naturaleza más afín de los arcos de β -titanio sobre diente y hueso, esta investigación mostró que el arco de Acero Inoxidable ejerce una carga mayor bajo condiciones dentoalveolares modificadas. En la literatura se presenta el acero inoxidable como el alambre con mayor rigidez y transmisión de cargas, y menor capacidad de recuperación elástica, lo cual se puede convertir en un factor agravante para la evolución o reactivación de escenarios alterados a nivel dentoalveolar, que se suma a uno de los efectos secundarios del tratamiento de ortodoncia cuando se presenta disminución de la longitud de la raíz, como es el riesgo de presentar reabsorción radicular tal como lo expresa Valladares y cols en (2013)^{25,26,27}.

De igual forma, cuando el hueso alveolar presenta una disminución en su altura, y los esfuerzos y deformaciones que expresan cierto tipo

de alambres como el acero inoxidable son mayores en comparación a otras aleaciones, se pueden desencadenar reacciones tisulares adversas. Geramy en el 2000, evidencia que a medida que aumentan los niveles de pérdida ósea el momento/fuerza incrementa, por lo tanto se debe realizar una aplicación cuidadosa de los valores de fuerzas para un movimiento dental; así como Bharath en el 2016, cuyo estudio reporta que una fuerza óptima induce una respuesta celular máxima y favorable permitiendo establecer una buena estabilidad en el tejido óseo, relacionado con los valores mínimos de esfuerzos observados en el presente estudio en un diente con altura ósea disminuida, siendo el arco de Gummetal el que mostro este comportamiento^{28,29}

Jeon y cols. (2001) realizaron un estudio donde analizaron los esfuerzos de un diente con hueso alveolar disminuido durante un movimiento ortodóntico, encontrando que la relación momento/fuerza aumentaba al modelar diferentes alturas óseas según su criterio: a 2mm, 3.5mm y 6mm, en contraste con lo realizado en el presente estudio en donde se

analizaron los esfuerzos utilizando una tomografía de un paciente con una condición real de un diente con hueso alveolar disminuido³⁰.

Kamble y cols. (2012) investigaron la distribución del estrés 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, tal como se observó en este estudio en donde el esfuerzo máximo se evidencio en la misma zona. En un estudio similar realizado por Oyama y cols. (2006) encontraron que el esfuerzo se concentró en la mitad de la raíz al aplicar una fuerza en dirección lingual por FEM, esto es relacionado 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^{31,32}.

Al observar los resultados en esfuerzo y deformación generados por el alambre TMA, a pesar que no fueron

menores a los del Gummetal, se halló una mejor respuesta en comparación con el Acero inoxidable. Esto se podría relacionar a la baja rigidez, baja propiedad de deflexión de carga y alta capacidad de conformación que posee ésta aleación, lo que permite proveer la liberación de fuerzas mucho más ligeras y continuas que las que libera el Acero inoxidable, como lo reporta Guevara y cols. (2001). Aunque dichas diferencias entre Acero Inoxidable y TMA no son tan marcadas como lo encontró también Cash y cols. (2004)^{33,34,35}.

Se comprueba también la utilidad del método de elementos finitos como opción para estudios de reproducción virtual de situaciones clínicas, pues permite reconstruir el sistema original de tal modo que su comportamiento pueda ser entendido, así como también la respuesta a distintas intervenciones terapéuticas como las reportadas por distintos autores quienes lo han aplicado, entre otras, en la simulación de movimientos ortodónticos como el torque. Este tipo de estudios son de gran importancia para el clínico, ya que otorgan conocimiento experimental y evidencia científica útil para establecer

criterios clínicos aplicables en la práctica profesional, que llevan a una adecuada aplicación de un tratamiento específico para cada paciente^{36,37}.

Para mayor veracidad de los resultados en futuras investigaciones, se recomienda realizar modelamiento del ligamento periodontal con sus respectivas propiedades mecánicas, ampliar el número de casos con distintas condiciones dentoalveolares y distintos tipos de alambres, analizar esfuerzos y deformaciones en un solo alambre con las mismas condiciones dentoalveolares, realizar análisis al finalizar la etapa de alineación y nivelación del tratamiento ortodóntico teniendo en cuenta la angulación final del diente en su base ósea. Utilizar diferentes casas comerciales de la aparatología (Brackets).

CONCLUSIONES

Bajo las mismas condiciones de frontera, en una altura ósea disminuida el arco Gummetal presentó mejor respuesta en cuanto a esfuerzo y deformación durante un movimiento de torque, al compararlo con los arcos acero inoxidable y TMA.

En condición de longitud radicular disminuida, el alambre de acero inoxidable genera mayor transmisión de esfuerzos (0,59Mpa) y deformaciones ($7,90 \times 10^{-4}$ mm).

En una altura ósea y longitud radicular adecuadas, Gummetal produce los mínimos esfuerzos y deformaciones y a su vez el alambre de acero inoxidable genera los máximos valores.

En las diferentes condiciones dentoalveolares ya mencionadas, el alambre TMA evidencia esfuerzos y deformaciones que no son menores al Gummetal pero no supera los valores del Acero inoxidable.

Al existir condiciones tales como altura ósea y longitud radicular disminuidas, se debe escoger un alambre que disminuya la posibilidad de producir efectos adversos.

El método de los elementos finitos, es una herramienta de análisis útil en la reproducción de condiciones clínicas de gran importancia para investigaciones de nuevos materiales y procedimientos terapéuticos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

-
- ¹ Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Strains in periodontal ligament and alveolar bone associated with orthodontic tooth movement analyzed by finite element. *Orthod Craniofac Res.* 2009;12:120–128
- ² Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1984; 85: 294-307.
- ³ Kusy RP, Tulloch JFC. Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986; 90:127-31.
- ⁴ Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991; 100: 66-71
- ⁵ Cobo J, Arguelles J, Puente M, Vijande M. Dentoalveolar stress from bodily tooth movement at different levels of bone loss by an orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996; 110:256-62.
- ⁶ Lind V. Short root anomaly. *Scand J Dent Res.* 1972; 80(2):85-93.
- ⁷ De Carlos F, Fernández M, Puente M, Suarez D, Cobo J. Tensiones inducidas en el diente, periodonto y hueso alveolar después de aplicar un movimiento de torque cuando el hueso de soporte esta disminuido: análisis por el método de los elementos finitos. *Rev Esp Ortod.* 1999; 29:27-31.
- ⁸ Jayadeva V, Annigeri S, Jayade C, Thawani P. Biomechanics of Torque from Twisted Rectangular Archwires. A Finite Element Investigation. *Angle Orthodontist*, 2007; 77(2): 214 – 20.
- ⁹ Uribe G. Ortodoncia: teoría y clínica. 2ª ed. Colombia: Corporación para investigaciones biológicas; 2010.
- ¹⁰ Szuhaneck C, Fleser T, Glavan F. Mechanical Behavior of Orthodontic TMA Wires. *WSEAS Transactions on Biology and Biomedicine.* 2010; 7(3): 227- 86.
- ¹¹ Hasegawa S. Clinical use of Gummetal. Rocky Mountain Morita corporation: 1- 8.

¹² Soares CJ, Versluis A, Correia A, Valdivia M, Bicalho A, Veríssimo C, cols. Finite Element Analysis in Dentistry - Improving the Quality of Oral Health Care. Biomedical Applications to Industrial Developments. Dr. David Moratal (Ed.), In Tech, DOI: 10.5772/37353. Available from: <http://www.intechopen.com/books/finite-element-analysis-from-biomedical-applications-to-industrial-developments/finite-element-analysis-in-dentistry-improving-the-quality-of-oral-health-care>. 2012.

¹³ Rudolph D, Willes M, Sameshima G. A Finite Element Model of Apical Force Distribution From Orthodontic Tooth Movement. Angle Orthod 2001; 71:127–131.

¹⁴ Viaño J y cols. Simulación numérica en odontología y ortodoncia. Bol. Soc. Esp. Mat. Apl. 2005; 33: 113–147.

¹⁵ Kumar A, Konda P. Patterns of Stress Distribution During Simple Tooth Movements: A Finite Element Study. Indian J Stomatol. 2010; 1(1).

¹⁶ Laino G, De Santis R, Gloria A, Russo T, Quintanilla DS, Laino A, et al. Calorimetric and thermo mechanical properties of titanium-based orthodontic wires: DSC-DMA relationship to predict

the elastic modulus. J Biomater Appl. 2012; 26(7):829-44.

¹⁷ Anuradha K, Jayade VP. Metallurgical Properties of Stainless Steel Orthodontic Archwires: A Comparative Study. Trends Biomater. Artif. Organs. January 2005; 18 (2).

¹⁸ Kotha RS, Alla RK, Shamma M, Ravi RK. An Overview of Orthodontic Wires. Trends Biomater. Artif. Organs. 2014; 28(1):32-36.

¹⁹ Glenn S, Peter S. Predicting and preventing root resorption: Part I. Diagnostic factors. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001; 119: 505-10.

²⁰ Hohmanna A, Wolframb U, Geigera M, Boryora A, Sandera C, Faltinc R, et al. Periodontal Ligament Hydrostatic Pressure with Areas of Root Resorption after Application of a Continuous Torque Moment. A Study Using Identical Extracted Maxillary Human Premolars. Angle Orthodontist. 2007; 77(4).

²¹ Pacheco D, Malaver P, Forero CM, Girón AF, Sánchez DC. 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. Revista Odontos. 2014; 42: 27-35.

²² 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 Dento facial Orthop. 2010; 138:89-95.

²³ Kimura Y, Sekiguchi Y. Improvement of wear corrosion characteristics of GUMMETAL in quasi-human body environment by surface modification. Procedia Materials Science. 2014; 3: 1081 – 1086.

²⁴ Withey EA, Ye J, Minor AM, KuramotoS, ChrzanDC, Morris JWJr. Nanomechanical Testing of Gum Metal. Experimental Mechanics.2010; 50:37–45.

²⁵ Valladares J, Rino J, Batista J. Orthodontic movement of teeth with short root anomaly: Should it be avoided, faced or ignored? Dental Press J Orthod. 2013 Nov-Dec; 18(6):72-85.

²⁶ Devaki R, Nagachandran KS, Kummi P, Jayakumar P. A comparative evaluation of metallurgical properties of stainless steel and TMA archwires with timolium and titanium niobium archwires. An *in vitro* study. Indian J Dent Res. 2009; 20(4).

²⁷ Sekhar R, Krishna A, Shammam M, Krishna R. An Overview of Orthodontic Wires. Trends Biomater. Artif .Organs. 2014; 28(1): 32-36.

²⁸ Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3D analysis by means of the finite element method). Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 2000; 117(4): 339-405.

²⁹ Bharath J y cols. A finite element analysis of initial stresses and displacements in the tooth and the periodontium in periodontally compromised simulations: Labial versus lingual force application. Journal of Dr. NTR University of Health Sciences. 2016; 5(1):34-43.

³⁰ Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;119: 498-504.

³¹ Kamble R, Lohkare S, Hararey P, Mundada R. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies, A finite element study. Angle Orthod. 2012; 82: 799-805

³² Oyama K, Motoyoshi M. Hirabayashi M, Hosoi K, Shimizu N. Effects of root morphology on stress distribution at the root apex. Eur J Orthod. 2007; 29:113-117.

³³ Cash A, Curtis R, Garrigia-Majo D, McDonald F. A comparative study of the static and kinetic frictional resistance of titanium molybdenum alloy archwires in stainless steel brackets. European Journal of Orthodontics. 2004; 26: 105-111

³⁴ Krishnan V, Kumar K. Mechanical Properties and Surface Characteristics of Three Archwire Alloys. Angle Orthodontist. 2004; 74(6).

³⁵ Guevara A. Estudio clínico y cefalométrico de la aplicación de dos mecánicas de torsión para corregir la posición de incisivos superiores con

retroclinación. Med Oral. 2001; 3(4):155-163.

³⁶ Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement. J Dent Res. 2005; 84 (5):428-433.

³⁷ Neuppmann MF, Mazzeiro ET, Landre J. Estudo comparativo de diferentes prescrições de braquetes pre-ajustados em modelos virtuais pelo método de elementos finitos. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2009; 14 (4): 53-65.