

ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN EL ARCO, BRACKET Y UNIDAD DENTOALVEOLAR, UTILIZANDO ARCOS DE ELGILOY AZUL Y GUMMETAL, CON Y SIN ELÁSTICOS, MEDIANTE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

STRESSES AND DEFORMATIONS IN THE ARCH, BRACKET AND DENTOALVEOLAR UNIT, USING BLUE AND ARCHES ELGILOY AND GUMMETAL, WITH AND WITHOUT ELASTIC, THROUGH FINITE ELEMENT ANALYSIS

* Jácome F., Ramos F.,
Romero G., Zarta A.
** Pacheco D.
*** Barrera J.

RESUMEN:

OBJETIVO: Comparar la distribución de esfuerzos y deformaciones en el alambre, el bracket y la unidad dentoalveolar con y sin elásticos, utilizando arco de Elgiloy azul 0.016 x 0.022 con multiansas y arco de Gummetal 0.018 x 0.022 mediante análisis de elementos finitos.

MÉTODOS: Estudio experimental por simulación con elementos finitos finitos, con modelo tipo estructural estático lineal. Se realizó reconstrucción tridimensional de maxilar inferior y unidad dentoalveolar mediante prototipaje rápido (PR), procedimiento configurado mediante el Software Mimics. La reconstrucción de la geometría de brackets y arcos se realizó en Solidworks versión 2014. El conjunto total se importó a Ansys workbench versión 14 para procesamiento. Se aplicó una carga de 300 gr por concepto de elásticos de clase III. Se identifica mediante mapa de colores la distribución de esfuerzos y deformaciones para arcos, brackets, dientes, hueso cortical y hueso esponjoso.

RESULTADOS: El comportamiento de las distribuciones de esfuerzos y deformaciones de todos los elementos analizados fue el mismo con o sin uso de la carga generada por los elásticos de clase III, mostrando valores más elevados para los arcos siempre que se aplicó la carga de los elásticos. La distribución de las deformaciones para hueso cortical y hueso esponjoso mantuvo siempre sus valores máximos a nivel de la cresta, decreciendo hacia la sínfisis mandibular y hacia distal en el cuerpo mandibular; tendencia mostrada al emplear ambos arcos. Siempre que un arco, generó mayores esfuerzos, fue el mismo que mostró mayores deformaciones cuando se comparó en el bracket, el hueso cortical y el arco propiamente dicho. En los dientes y el hueso esponjoso, se presentó una relación inversa. **CONCLUSIONES:** Las distribuciones de esfuerzos y deformaciones para los dos tipos de arco son coherentes con el movimiento distal en masa en los dientes y hueso cortical. El uso de elásticos no afecta la distribución de esfuerzos ni deformaciones, y potencializa las fuerzas de la mecánica impresa en el arco sin importar su aleación. El Elgiloy azul con multiansas mostró valores máximos de esfuerzos comparado con el Gummetal, cuando no se utilizó carga elástica.

Palabras Clave: Gummetal, Elgiloy, Meaw, elementos finitos, esfuerzo, deformación

ABSTRACT:

OBJECTIVE: To compare the distribution of stress and strain in the wire, the bracket and the dentoalveolar unity without elastics, using arch Blue Elgiloy 0.016 x 0.022 with Gummetal multiloop arch and 0.018 x 0.022 using finite element analysis

METHODS : Experimental study by finite element simulation with finite, with a linear static structural model. Dimensional reconstruction of mandibular and dentoalveolar unity was performed using rapid prototyping (RP), a procedure set by Mimics software. The reconstruction of the geometry of brackets and arches was made in SolidWorks version 2014. The total set was imported into ANSYS Workbench version 14 for processing. A load of 300 g was applied by elastic concept of class III. The distribution of stresses and strains for arches, brackets, teeth, cortical bone and cancellous bone is identified by color map.

RESULTS : The behavior of stress and strain distributions of all elements analyzed was the same with or without use of the load generated by the elastic class III, showing higher values for arches whenever the load applied to the elastics. The distribution of cortical bone strains and cancellous bone always maintained their peak level of the ridge, decreasing towards the mandibular symphysis and distal to the mandibular body; trend shown by using both arches. Whenever an arc generated efforts, it was the same that showed greater strain when compared to the bracket, the cortical bone and the arch itself. Teeth and cancellous bone, an inverse relationship was presented. **Conclusions:** The stress and strain distributions for the two types of arc are consistent with the mass movement in distal teeth and cortical bone. The use of elastics does not affect the stress distribution and strain, and potentiates the mechanical forces applied on the arch regardless its alloy. Blue Elgiloy with multiloops showed maximum values of the strains in comparison with Gummetal, without elastic load.

Key Words: Gummetal, Elgiloy, Meaw, finite element, stress, strain

* Estudiantes postgrado de ortodoncia y ortopedia maxilar, Bogotá. Institución Universitaria Colegios de Colombia - Bogotá UNICOC.

** Odontóloga, especialista en ortodoncia. Docente posgrado de ortodoncia y ortopedia maxilar, Institución Universitaria Colegios de Colombia - Bogotá UNICOC. ***Odontóloga, Especialista en Epidemiología. Investigador Centro de Investigación Institución Universitaria Colegios de Colombia - Bogotá UNICOC.

INTRODUCCIÓN

El movimiento ortodóntico es el resultado de la transmisión de una fuerza aplicada sobre dientes a los tejidos que los rodean.¹⁻³

Esta fuerza es obtenida por medio de alambres insertados a los brackets, integrando un sistema que se comporta mecánicamente como una ecuación de vigas, donde la flexibilidad y la rigidez están determinadas entre otras cosas, por el grosor y longitud de los mismos.⁴ La relación entre carga y deflexión de un alambre varía según su configuración anatómica, la aleación que le otorga propiedades plásticas y elásticas, y la longitud del alambre, lo que precisará su capacidad de transmitir cargas.^{5,6}

La filosofía ortodóntica de MEAW (Multiloop Edgewise Arch Wire) se ha caracterizado por la utilización de multiansas incorporadas en arcos rectangulares de Elgiloy azul, que le permiten una adecuada relación entre el coeficiente carga- deflexión del alambre, y que combinadas con el uso de elásticos intermaxilares, se considera como un instrumento efectivo para realizar movimientos dentales en masa.^{7,8}

Siempre que se utiliza en un paciente un sistema de elásticos, se genera un componente de fuerza horizontal y un componente de fuerza vertical, pero en menor sentido. Esto está dado por la angulación que tiene el elástico con respecto al plano de oclusión, ya que éste

se acentúa cuando el paciente abre la boca para comer, hablar, o bostezar.

Por lo tanto, cuando un paciente realiza apertura, la fuerza horizontal disminuye aproximadamente en un 10%, mientras que la fuerza extrusiva incrementa hasta en un 64%.⁹

El tratamiento ortodóntico es fuertemente dependiente de las cargas desarrolladas por los alambres, y la opción de un arco ortodóntico debe basarse en su rendimiento mecánico.¹⁰

El Elgiloy azul es una aleación que ha sido utilizado principalmente en la fabricación de arcos ideales, arcos utilitarios y resortes en la técnica bioprogresiva de Ricketts.

Está compuesto por 40% de cobalto, 20% de cromo, 15% de níquel, 15,8% de hierro, 7% de molibdeno, 2% de manganeso, 0,16% de carbono y 0,04% de berilio; esto le confiere propiedades que se asemejan a las del acero inoxidable pero con una mayor capacidad de conformación; característica idónea para los arcos MEAW donde tradicionalmente se ha utilizado dicha aleación.¹¹⁻¹³

En la actualidad la técnica MEAW optó por el uso de arcos con una aleación distinta, el Gummetal, con una fórmula específica: Ti-23Nb-0,7Ta-2Zr-O cuyas características superelásticas reducen sustantivamente la necesidad de ansas en el arco, sus propiedades contradictorias en relación al resto de aleaciones muestran una combinación única de módulo de

Young considerablemente bajo con una resistencia extremadamente alta.⁸

Estudios han reportado el uso clínico del Gummetal como la nueva aleación plástico – elástica que simplifica los procedimientos en los tratamientos, extendiendo el rango de aplicabilidad del alambre rectangular, debido a que la cantidad de torque activo transmitido a un diente en cualquier fase puede ser fácilmente ajustado según las fuerzas continuas óptimas ideales, al presentar un módulo de Young menor en comparación al Nitinol es posible utilizarlo sin alineamiento previo; la duración del tratamiento activo es más corta en comparación a cualquier otro arco teniendo en cuenta que es posible comenzar el control vertical acoplado al torque activo en fases iniciales.¹⁴⁻²⁰

Pacheco y colaboradores en 2014, compararon la distribución de esfuerzos y deformaciones entre arcos Gummetal y Nitinol mediante el análisis de elementos finitos, concluyeron que bajo las mismas condiciones mecánicas el Gummetal demostró menor esfuerzo y deformación comparado con el nitinol.²¹

El análisis de elementos finitos es el método numérico para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales, utilizado para evidenciar el efecto de la aplicación de diferentes fuerzas.²² Siendo útil en la simulación numérica de los distintos procesos de cambio durante el movimiento dental, permite modelar estructuras de geometría compleja como

los dientes, el ligamento periodontal y el hueso, reproduciendo fenómenos físicos reales como la elasticidad, el electromagnetismo, la transferencia de cargas entre otros, con una confiabilidad del 97% en los resultados obtenidos.²³⁻²⁵

El objetivo del éste estudio fue comparar la distribución de esfuerzos y deformaciones en el alambre, el bracket y la unidad dentoalveolar, con y sin elásticos, utilizando arco de Elgiloy azul 0.016 x 0.022 con multiansas y arco de Gummetal 0.018 x 0.022 mediante análisis de elementos finitos.

MÉTODO

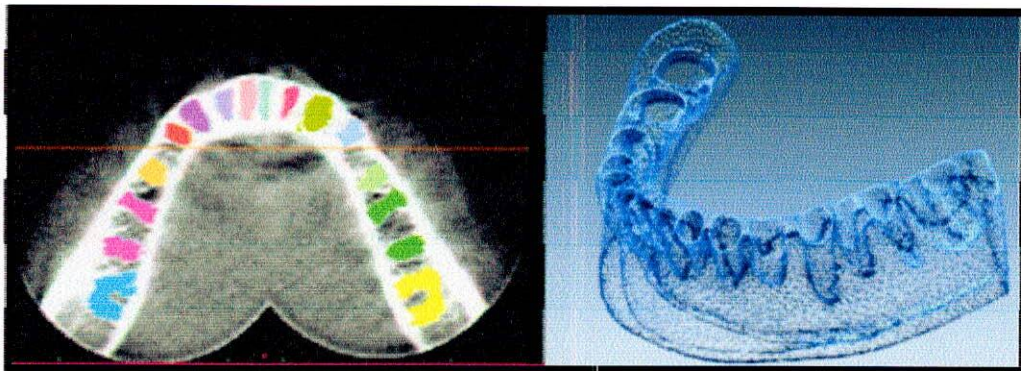
Estudio experimental por simulación con elementos finitos, modelo tipo estructural estático lineal.

El modelo fue desarrollado en un ordenador con procesador de 2,53 GHz, memoria RAM de 4,00 Gb, sistema operativo de 64 Bits y disco duro de 500 Gb.

Pre-procesamiento

A partir de imágenes tomadas por tomografía axial computarizada (TAC) del maxilar inferior, se realizó la reconstrucción tridimensional mediante prototipaje rápido (PR), realizando conversión de archivo Dicom (imagen digital y comunicación en medicina) a archivo STL (Estereolitografía), utilizando software MIMICS donde las estructuras se visualizan como "nube" de puntos como se observa en la Figura 1.

Figura 1. Conversión de archivo DICOM a archivo STL



Para lograr una aproximación real de las formas anatómicas a replicar, en este caso hueso esponjoso, hueso cortical y dientes, cada parte fue reconstruida como un elemento diferente, de tal forma que puedan exportarse como elementos independientes.

La reconstrucción de la geometría de brackets y arcos, se generó en SOLIDWORKS (versión 2014 Dassault Sytems, Waltham, Massachusetts, USA) a partir de medidas tomadas de los elementos físicos: brackets estándar slot 0,018 x 0,022, arco Gummetal 0,018 x 0,022 y arco Elgiloy azul 0,016 x 0,022 con multiansas.

Se realizó elaboración del conjunto en Solid Works (versión 2014 Dassault Sytems, Waltham, Massachusetts, USA), creando un único archivo con la totalidad de los elementos que lo conforman. Este conjunto se importó a ANSYS

WORKBENCH (versión 14.0. Ansys Inc, Canonsburg, USA), dando inicio al proceso del modelamiento por elementos finitos, como se observa en la Figura 2.

Figura 2. (A) Enmallado de modelo con arco de Elgiloy azul. (B) Enmallado del modelo con Gummetal



El número de elementos finitos total generados para arco Gummetal fue de 122.537 y 223.988 nodos; y para el arco Elgiloy azul con multiansas fue de 123.409 y 226.590 nodos.

Se realizó la aplicación de las propiedades mecánicas de los materiales utilizados, los cuales se describen en la Tabla 1.

Tabla 1. Propiedades mecánicas de los materiales utilizados

MATERIAL	MODULO DE YOUNG Mpa	COEFICIENTE DE POISSON	REFERENCIA
DIENTE	19.600	0.3	Meštrović (26)
HUESO CORTICAL	13.700	0.3	Meštrović (26)
HUESO ESPONJOSO	500	0.3	Meštrović (26)
ELGILOY AZUL	189.600	0.2	Math web (27)
GUMMETAL	45.000	0.3	RMMC (28)
ACERO INOXIDABLE (BRACKET)	193.000	0.2	Pacheco (21)

Posteriormente se realizó dos aplicaciones de carga. La primera para el arco, la cual se genera cuando éste entra en la ranura del bracket. Para definir el valor de la carga se utiliza la ecuación de vigas, donde se asume que el arco se comporta como una viga en voladizo. La ecuación se muestra en la Figura 3.

Figura 3. Ecuación de Vigas utilizada para definir valor de las cargas en el arco.



$$p = \frac{3 * E * I * y}{L^2}$$

E = Módulo de elasticidad del material.

I = Momento de inercia de la sección transversal del alambre.

Y = Distancia vertical entre los dos extremos del alambre analizado.

L = Distancia horizontal entre los dos extremos del alambre analizado.

Una segunda carga es aplicada al modelo, mediante elásticos de clase III, que se activan con una angulación de 45° hacia atrás desde el gancho del bracket del canino. La carga aplicada es de 300 gr de fuerza por lado.

Se establecen condiciones de frontera con restricción de desplazamientos en la parte posterior de la mandíbula para cada modelo.

Procesamiento

La segunda etapa corresponde a la solución, por parte del software ANSYS 14.0, de los sistemas de ecuaciones que se plantean para el análisis estático, obteniéndose así los resultados de esfuerzos y deformaciones que permitieron observar el comportamiento bajo carga de los diferentes elementos que constituyen el conjunto.

Pos procesamiento

En esta etapa se procede a visualizar los resultados. El análisis es cuantitativo y se

basa en mapas codificados por color, donde rojo equivale al mayor valor de la variable y azul equivale a un menor valor. Este rango de valores máximos y mínimos varía para cada elemento perteneciente al conjunto bajo estudio.

RESULTADOS

Realizando la comparación de los comportamientos obtenidos en las simulaciones de los conjuntos bajo análisis, se pudo observar que los esfuerzos y deformaciones en cada componente, aumentaron al momento de aplicar la carga de los elásticos de clase III, permitiendo así corroborar la importancia de dicha carga en el proceso correctivo buscado. Tabla 2 y 3

Tabla 2. Valores máximos de esfuerzos.

	Elgiloy/ multiansas Sin elásticos MPa	Gummetal Sin elásticos MPa	Elgiloy / multiansas con elásticos MPa	Gummetal Con elásticos MPa
ARCO	11,279	0,0014089	14,795	6,238
BRACKET	81,449	0,0054125	94,483	116,73
DIENTE	2,9569	0,00071885	3,4301	1,1455
HUESO CORTICAL	0,71401	0,0011252	1,274	1,3691
HUESO ESPONJOSO	0,02236	3,8497e-5	0,039874	4,40366e-2

Tabla 3. Valores máximos de deformaciones.

	elgiloy/multiansas s elásticos. Milímetros	Gummetal Sin elásticos Milímetros	Elgiloy / multiansas Con elásticos Milímetros	Gummetal Con elásticos Milímetros
ARCO	0,0039646	2,1926e-6	0,0040831	0,0029041
BRACKET	0,0031012	2,2091e-6	0,0059436	0,0060263
DIENTE	0,00092507	2,2183e-6	0,0023616	0,0028876
HUESO CORTICAL	0,0004043	1,8668e-6	0,0019967	0,0022694
HUESO ESPONJOSO	0,00036954	1,8216e-6	0,0019474	0,002196

Los siguientes resultados describen el comportamiento en cada uno de los elementos con los valores máximos de toda

la simulación siempre que se simuló la carga por elásticos.

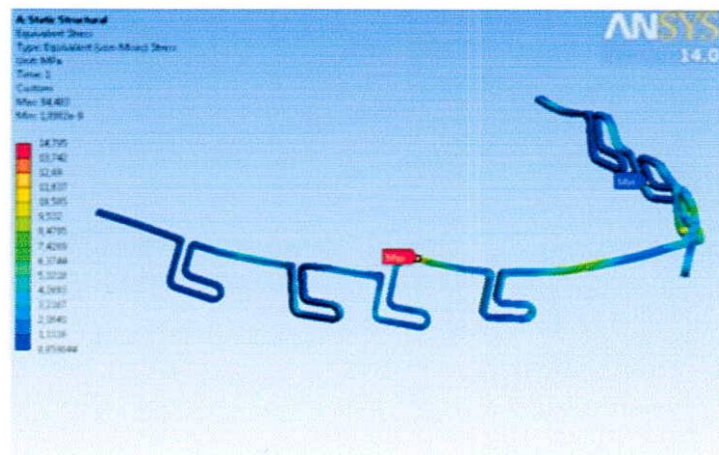
Esfuerzos y deformaciones en los arcos

Se evidencia mayor esfuerzo en el arco Elgiloy azul con multiansas que en el arco Gummetal. Esto se presentó en el segmento correspondiente al canino con un valor máximo de 14,795 Mpa; en el arco Gummetal la mayor concentración de

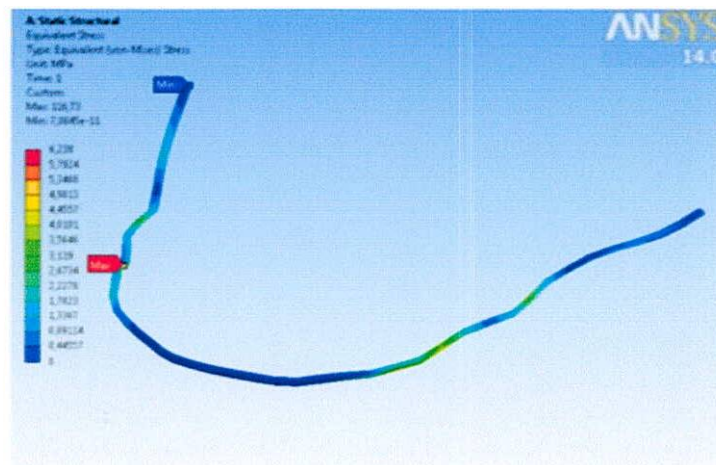
esfuerzos se mostró en zona de premolares con un valor máximo de 6,238 Mpa. En zona de molares mostró un rango comprendido entre 0 - 0,89114 Mpa, como se muestra en la Figura 4.

Figura 4. A. Distribución de esfuerzos en el arco Elgiloy azul con multiansas. B. Distribución de esfuerzos en el arco con arco Gummetal

a.



b.



Las deformaciones estuvieron concentradas para los dos arcos en el

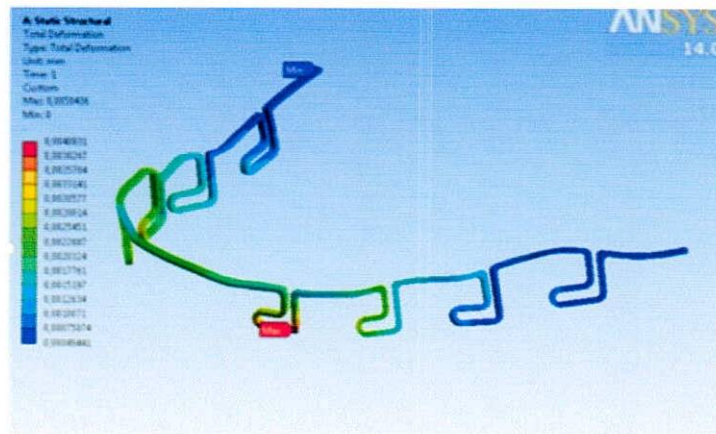
segmento anterior siendo mayores para el arco de Elgiloy azul con multiansas con un

Valor de 0,0040831 milímetros en comparación con 0,0029041 milímetros

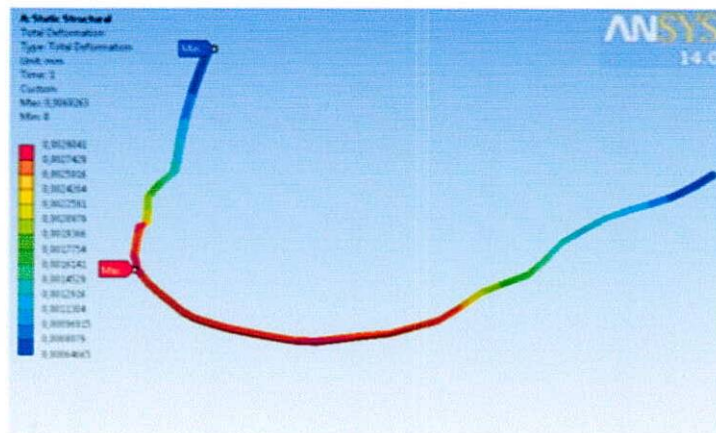
que mostró el arco Gummetal como se muestra en la Figura 5.

Figura 5. A. Distribución de deformaciones en el arco Elgiloy azul con multiansas. **B.** Distribución de deformaciones en el arco con arco Gummetal

A.



B.

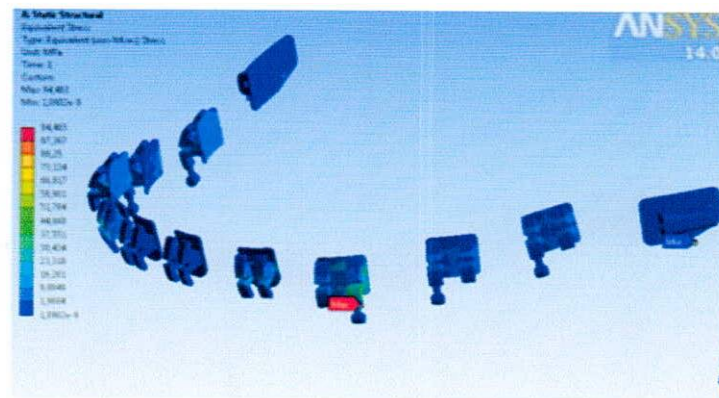


Esfuerzos y deformaciones en los brackets

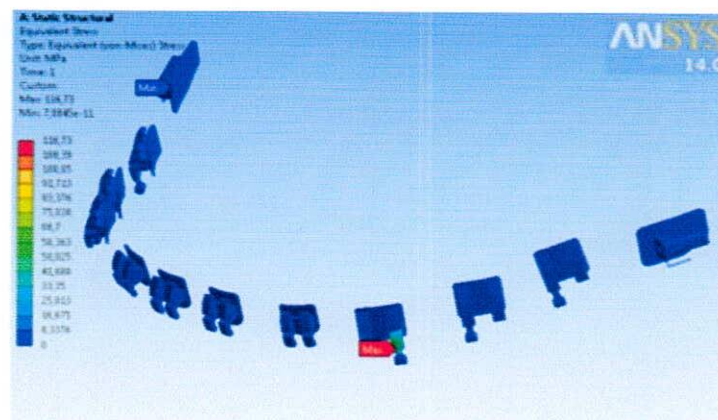
El mayor valor de esfuerzo se muestra cuando se utiliza arco Gummetal con un valor de 116,73 Mpa para el bracket del

Canino a nivel de la aleta gingival distal del mismo, igual comportamiento presenta cuando se usa arco de Elgiloy azul con multiansas con un valor menor de 94,483 Mpa, como se muestra en la Figura 6.

A.



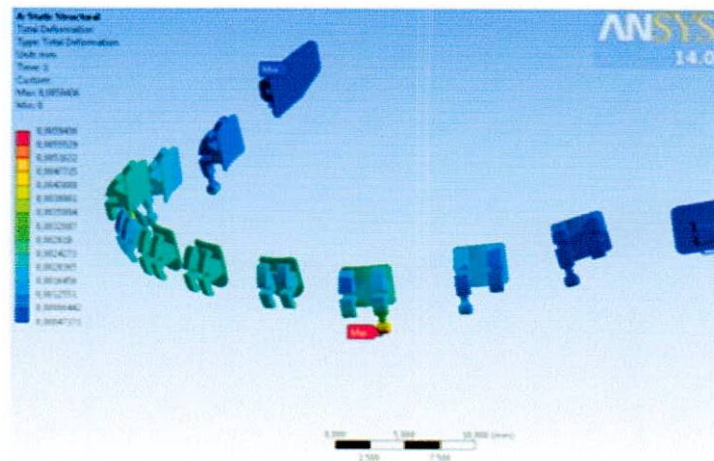
B.



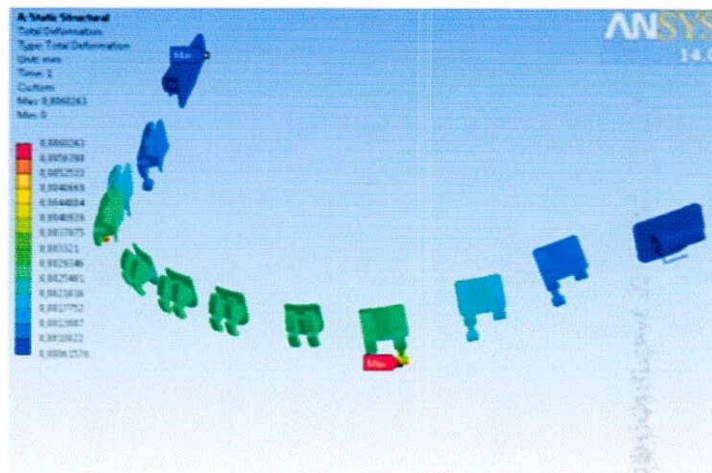
máximo de 0,0059436 milímetros. La distribución de la deformación se agrupó en el sector anterior y disminuyen hacia distal, como se muestra en la Figura 7.

Figura 7. A. Distribución de deformaciones en los brackets, utilizando arco Elgiloy azul con multiansas B. Distribución de deformaciones en los brackets arco utilizando arco Gummetal

A.



B.

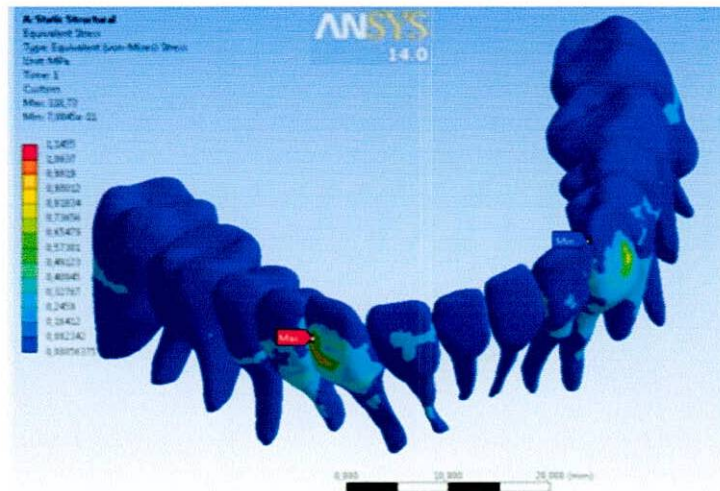


Esfuerzos y deformaciones en los dientes

Los valores de esfuerzos máximos se concentraron a nivel de tercio medio de la corona del canino cuando se utilizó los dos

tipos de arcos, siendo mayor el esfuerzo al utilizar arco Elgiloy azul con multiansas con un valor de 3,4301 Mpa agrupadas en el segmento anterior y disminuyendo hacia distal con el valor mínimo en los molares, como se muestra en la Figura 8.

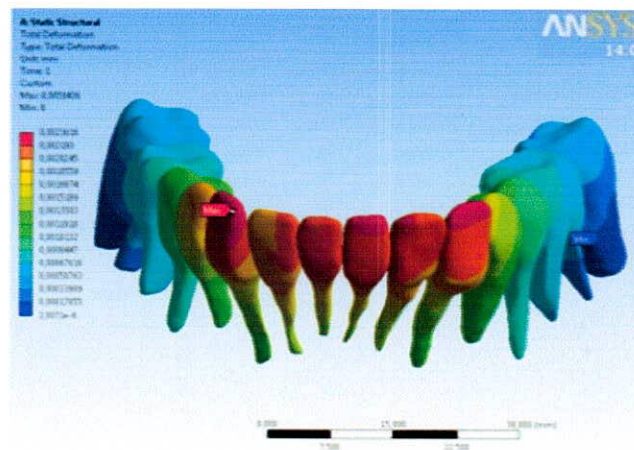
A.



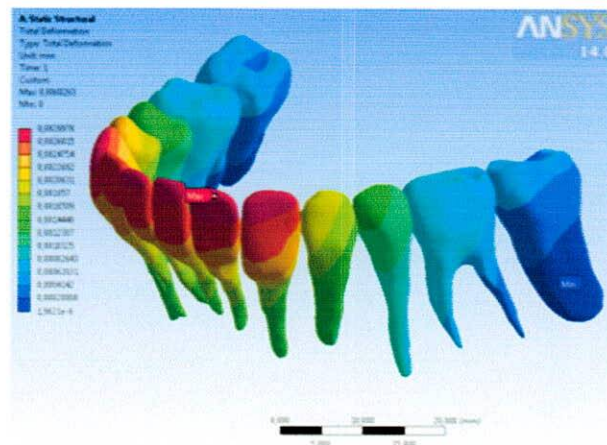
anteriores de 33 a 43 para los dos arcos; en general presentaron una tendencia de distribución decreciente de anterior a posterior: mayor en la corona que en la raíz y a su vez mayor en mesial que en distal de cada diente y de todos en conjunto, como se muestra en la Figura 9.

Figura 9 A. Distribución de deformaciones en los dientes, utilizando arco Elgiloy azul con multiansas. **B.** Distribución de deformaciones en los dientes, utilizando arco Gummetal

A.



B.



En este elemento se pudo ver una relación inversa de entre los esfuerzos y deformaciones entre los dos arcos los mayores esfuerzos los generó el arco de Elgiloy azul con multiansas y las mayores deformaciones el arco Gummetal.

Esfuerzos y deformaciones en el hueso cortical

Los mayores esfuerzos se muestran distribuidos a nivel del cuerpo mandibular

en la zona posterior con un rango entre 0,076089 - 0,17375 Mpa; y en la cresta alveolar insinuados generalmente en distal de la zona correspondiente a cada órgano dentario, dando su valor máximo en la región distal del segundo molar con 1,3691 Mpa cuando se utilizó arco Gummetal,

mismo comportamiento con valores inferiores, como se muestra en la Figura 10.

A.

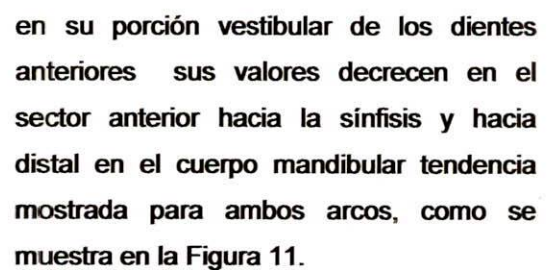
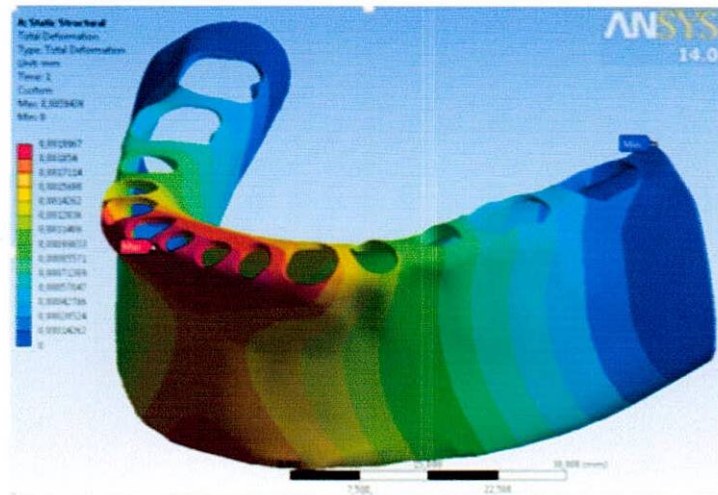
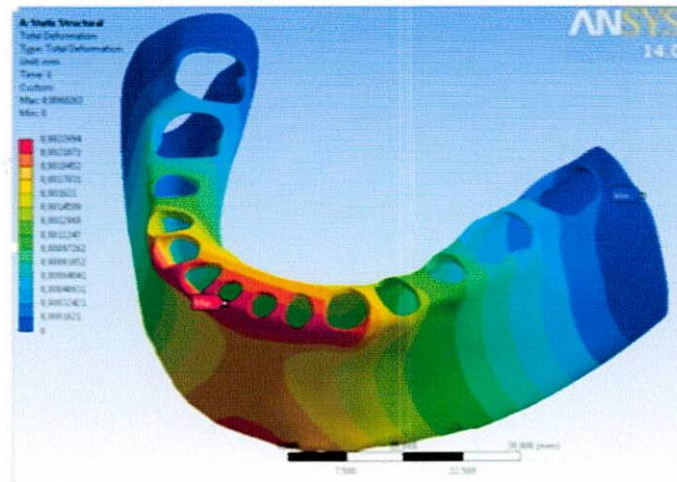


Figura 11. A. Distribución de deformaciones en el hueso cortical, utilizando arco Elgiloy azul con multiansas. **B.** Distribución de deformaciones en el hueso cortical, utilizando arco Gummetal.

A.



B.



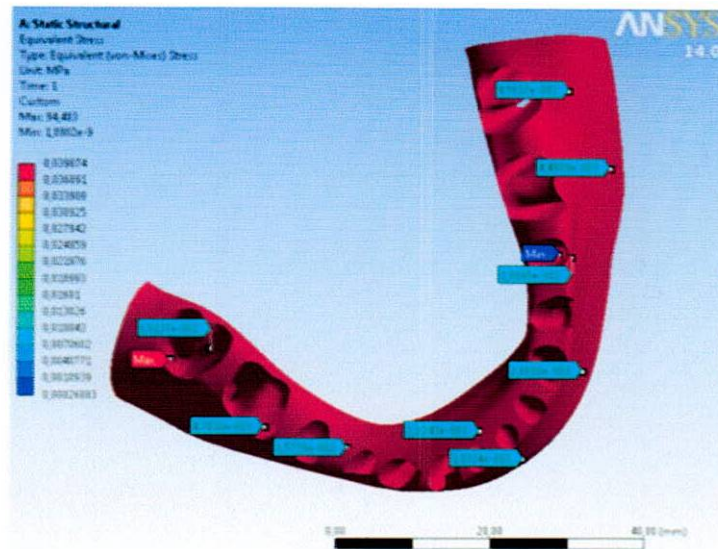
Esfuerzos y deformaciones en el hueso esponjoso

Los esfuerzos máximos los mostró el hueso esponjoso en la superficie vestibular del incisivo lateral cuando se empleó arco Gummetal, comparado con el arco de

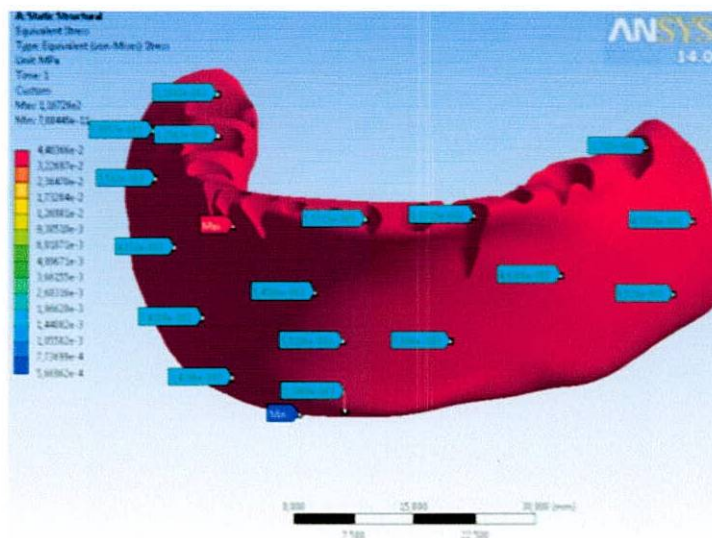
Elgiloy azul con multiansas donde el esfuerzo fue mostrado a nivel del alveolo del segundo molar como se muestra en la Figura 12.

Figura 12. Distribución de esfuerzos en el hueso esponjoso, utilizando arco Elgiloy azul con multiansas. B. Distribución de esfuerzos en el hueso esponjoso, utilizando arco Gummetal.

A.



B.

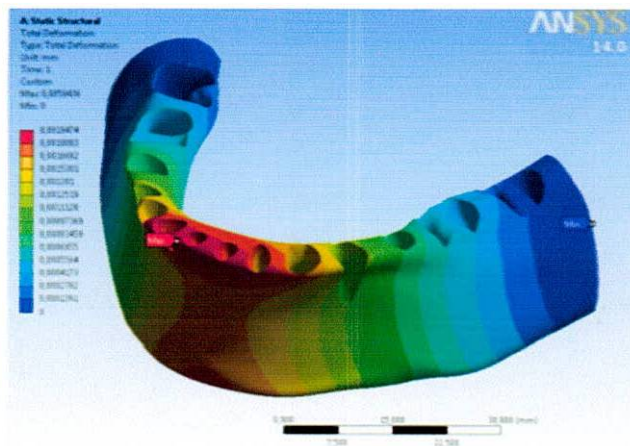


El comportamiento de la distribución de deformaciones es el mismo que presenta el hueso cortical, presentando su valor

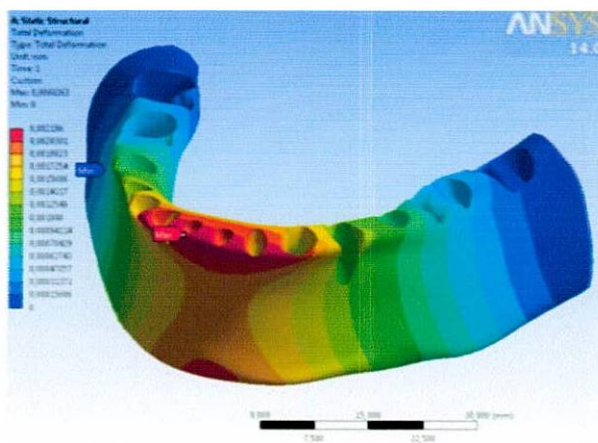
máximo 0,002196 milímetros cuando se empleó arco Gummetal, como se muestra en la Figura 13.

Figura 13. A. Distribución de deformaciones en el hueso esponjoso, utilizando arco Elgiloy azul con multiansas. B. Distribución de deformaciones en el hueso esponjoso, utilizando arco Gummetal

A.



B.



DISCUSIÓN

Las propiedades de las aleaciones son determinantes en los esfuerzos y deformaciones que se generan en la unidad dentoalveolar durante el movimiento ortodóntico, por lo tanto la selección de un

arco debe basarse en su rendimiento mecánico.¹⁰

El arco multiansas es considerado como una herramienta efectiva para los movimientos distales en masa.²⁹ Los arcos rectos de aleaciones rígidas como el acero inoxidable, minimizan el movimiento de dientes individualmente. Los arcos con

ansas doblados con inclinación hacia atrás y en conjunto con los elásticos intermaxilares permiten el movimiento distal en masa.

El arco de Gummetal curvado hacia atrás desde el canino sin necesidad de multiansas también permite estos movimientos como se muestra en los resultados de este estudio, donde se generó un comportamiento de la distribución agrupadas siempre en los dientes anteriores y más específicamente en los tercios medio e incisal de la corona con los valores máximos en incisal y decreciendo hacia apical, y teniendo en cuenta el centro de resistencia de estos órganos dentarios, lo anterior resultaría en un desplazamiento hacia lingual de los mismos.

Dicho resultado es coherente con el movimiento distal en masa. Estudios han reportado que cuando se utiliza el arco MEAW con multiansas existe una inclinación corono lingual y desplazamiento lingual en bloque de los dientes anteriores y una inclinación coronal distal con desplazamiento distal en bloque de los dientes posteriores.²⁹

En cuanto al segmento posterior en el hueso cortical se muestran los esfuerzos distribuidos con puntos máximos en la cresta alveolar distal de los segmentos correspondientes a cada diente a partir del canino, en estos segmentos de esfuerzos, es donde biológicamente ocurriría el remodelado osteolítico para el movimiento dental, ocurriendo lo contrario en la zona de tensión, donde se daría la neo

formación ósea.³⁰ por tanto el comportamiento en el segmento posterior confirma el movimiento distal en masa para los dos arcos siendo mayor los esfuerzos para el Gummetal con una diferencia de 0,0951 Mpa.

Chang YI y colaboradores En el 2004³¹ compararon los efectos de un arco de canto multiansas MEAW en el movimiento distal en masa con un arco de alambre liso de acero inoxidable por medio de modelo tridimensional de elementos finitos. Encontraron que el arco MEAW mostró que la cantidad de desplazamiento de los dientes era inferior y el movimiento dental individual fue más uniforme y equilibrado, concluyeron que este arco parece tener ventajas para el movimiento distal en masa de la dentición superior.

Seung-hak y colaboradores³² en 2008 mostraron que el acero inoxidable liso reveló que el estrés estaba concentrado en áreas distales específicas tales como el canino mandibular y el primer premolar adyacente a los postes, donde se aplicaban los elásticos clase III. Sin embargo, el arco multiansas MEAW mostró una distribución relativamente uniforme del estrés en toda la dentición a pesar de los elásticos clase III.

En el modelo en conjunto, integrado por arco, brackets, dientes, hueso cortical y hueso esponjoso los mayores esfuerzos, los obtuvo el conjunto que empleó arco Gummetal, esto pudo ser debido a que en el arco de Elgiloy azul los componentes verticales y horizontales de las ansas

actúan como un neutralizador entre los dientes disminuyendo la carga deflexión interbracket, al tiempo que controla la posición horizontal y vertical de los dientes.²⁹ Por tanto el arco Gummetal diseñado sin ansas, logró los mayores valores de deformaciones para bracket, diente, hueso cortical y hueso esponjoso con una diferencia de 0,0000827 milímetros en comparación con el arco Elgiloy azul con multiansas.

Rubin R³³ en 1994 reportó que el uso de elásticos clase III en la técnica MEAW causan una Proinclinación de los dientes anteriores superiores, y Retroinclinación de los dientes anteriores inferiores mientras que, el componente vertical de los elásticos ayudan al cierre de la mordida abierta anterior que pueda presentarse por la activación que se le realiza a los arcos.

La ventaja preponderante de este estudio radica en la rapidez y precisión de la morfología al obtener un modelo anatómico estereolitográfico como representación en escala 1:1 de un modelo real a partir de una tomografía volumétrica y transformado a archivo STL, en comparación con los modelos tridimensionales y bidimensionales dibujados o creado directamente en un software CAD. Pacheco y colaboradores en el 2014²¹ simularon la unidad dentoalveolar para comparar esfuerzos y deformaciones de dos arcos y reportaron esfuerzos máximos en el hueso alveolar; sin embargo debido a la anatomía carente de accidentes topográficos del hueso en

relación a la cresta alveolar, es limitada la descripción de la localización de los esfuerzos y deformaciones en esta zona.

Por otro lado Fajardo Y. y cols. En el 2013¹ reportaron 100 horas para el proceso computacional de la solución, tiempo considerablemente mayor en relación a este estudio que tomo un tiempo aproximado de 60 horas incluyendo correcciones y refinamientos.

Una de las limitantes de este estudio, es la ausencia de simulación del comportamiento del ligamento periodontal en conjunto con las demás estructuras de la unidad dentoalveolar.

La descripción matemática completa del ligamento periodontal es escasa, y es la causante de errores de la información obtenida en las simulaciones del movimiento ortodóntico, ya que la precisión de los modelos matemáticos radica en las propiedades constitutivas de los mismos.³⁴⁻

³⁵ Muchos modelos han simulado propiedades lineales del ligamento asumiéndolo como isotrópico y homogéneo, adjuntándoles propiedades como un elemento solido de espesor uniforme y único comportamiento³⁵⁻³⁷, mas no del comportamiento real del mismo, lo que sería poco trascendente en resultados. Toms en 2003³⁸ demostró en su estudio que la incorporación de las propiedades mecánicas no lineales para el ligamento periodontal resultó en aumentos dramáticos en las tensiones en el ápice y

margen cervical en comparación con los modelos lineales.

Es necesario que futuras investigaciones reporten las propiedades mecánicas del ligamento periodontal con su comportamiento según la dirección de cada una de sus fibras y espesor variable teniendo en cuenta el carácter ortotrópico no lineal; así como estudios que muestren la distribución de esfuerzos y deformaciones del mismo en conjunto con los arcos evaluados en este trabajo.

Por otra parte sería interesante determinar la distribución de esfuerzos y deformaciones de estos dos arcos tomando como base el modelo matemático del presente estudio, al utilizar mecánica elástica de clase II.

Las posiciones de los dientes, serán factores influyentes en la distribución de esfuerzos y deformaciones, teniendo en cuenta, la deflexión que debe hacer el arco para insertarse en la ranura del bracket según sea el caso.

Para comparar la eficacia de los dos arcos por medio de análisis de elementos finitos sería necesario realizar un modelo tipo estructural dinámico, que evalúe secuencialmente los esfuerzos y desplazamientos en varios tiempos.

CONCLUSIONES

Las distribuciones de esfuerzos y deformaciones en los dientes y el hueso cortical para los dos tipos de arco, son coherentes con el movimiento distal en masa.

El Elgiloy azul con multiarcs mostró valores máximos de esfuerzos comparado con el Gummetal, cuando no se utilizó carga elástica.

El uso de elásticos no afecta la distribución de esfuerzos ni deformaciones, y potencializa las fuerzas de la mecánica impresa en el arco sin importar su aleación.

REFERENCIAS

1. Fajardo Y, Murillo L, Velásquez R, Silva J. Distribución de las deformaciones y esfuerzos en el arco, bracket y unidad dentoalveolar en cierre de espacios con el sistema Damon en pacientes con periodonto disminuido en dientes anteriores inferiores. Análisis por elementos finitos tridimensional. Revista Odontol. 2013; 40:35-54.
2. Graber T, Vanarsdall R. Ortodoncia principios generales y técnicos. 3^{ra} Ed. Madrid. Editorial médica panamericana. 2003. p 28-45.
3. Consolaro A, Consolaro R. Advancements in the knowledge of induced tooth movement: idiopathic osteosclerosis, cortical bone and orthodontic movement. Dental press J orthod. 2012; 17:12-18.
4. Jiménez I, Restrepo R. Biomecánica de la ortodoncia para el odontólogo integral. Rev. Ces 1989; 2:51-59.
5. Uribe G. Fundamentos de odontología ortodoncia teoría y clínica. 2^a. ed. Medellín.: Corporación para investigaciones biológicas; 2004. 11: 226-245.

6. Proffit W, Fields H, Sarver D. Ortodoncia contemporánea. 4ª ed. Madrid: Elsevier Mosby; 2009.
7. Sato S. Application of multiloop edgewise arch-wire (meaw) on the occlusal reconstruction of malocclusion. Japan ortho practice 1989; 5:57-73.
8. Kuroda S, Watanabe H, Nakajima A, Shimizu N, Tanaka E. Evaluation of torque moment in a novel elastic bendable orthodontic wire. Dent Mater J. 2014; 33(3):363-7.
9. SPENGEMAN. WG, Apr. "A technyque for early class III treatment. JCO. 1968 ;(4):182- 186.
10. Laino G, De Santis R, Gloria A, Russo T, Quintanilla DS, Laino A, Martina R, Nicolais L, Ambrosio L. Calorimetric and thermomechanical properties of titanium-based orthodontic wires: DSC-DMA relationship to predict the elastic modulus. J Biomater Appl. 2012; 26(7):829-44.
11. Gurgel J, Ramos A, Kerr S. Aparatos Ortodònticos fijos. Rev Dental Press Ortod. Ortop facial. 2001; 6 (4): 103-14.
12. Langlade M. Terapêutica ortodontica. 1ª. São Paulo.ed. Santos. 1993: 122-46.
13. Alobeid A, Hasan M, Al-Suleiman M, El-Bialy T. Mechanical properties of cobalt-chromium wires compared to stainless steel and β -titanium wires. J Orthod Sci. 2014. 3(4): 137-141.
14. Kuramoto S, Furuta T, Hwang J, Nishino K, Saito T. Elastic properties of Gummetal. Materials science and engieneering. 2005 August 31; (442) 454 – 457.
15. Furuta T, Kuramoto S, Morris J, Nagasako N, Withey E, Chrzan D. The mechanism of strength and deformation in gum metal. Scripta materialia.2013. (68): 767-772.
16. Laino, G, De Santis R, Gloria A, Russo T, Quintanilla D. S, Laino A, Ambrosio L. Calorimetric and ther momechanical proprieties of titanium – based orthodontic wire : dsc – dma relationship to predict the elastic modulus. Journal of biomaterials applications. 2011 ;(1):1 -6.
17. K. Nishino. Multifunctional new alloy "Gummetal". The japan mechanical engineer.2003; 106:61-70.
18. Furuta Develop of multifunctional new titanium alloy "Gummetal" material. Japan, 2004; (43):154-156.
19. Besse M, Castany P, Gloriant T. Mechanisms of deformation in gum metal TNTZ-O and TNTZ titanium alloys: A comparative study on the oxygen influence. Acta Materialia. 2011 ;(59):5982-5988.
20. Saito T, Furuta T, Hwang J, Kuramoto S, Nishino K, Susuky N, Chen R, Yamada A, Ito K, Seno Y, Nonaka T, Ikehata H, Nagasako N, Iwamoto C, Ikuhara Y, sakuma T. Multifunctional alloys obtained via a dislocation-free plastic deformation mechanism. Science.2003 ;(300):464-467.
21. Pacheco D, Malaver P, Forero C, Girón A, Sánchez C. Comparación de la distribución de esfuerzos y deformaciones en la unidad dentoalveolar, el alambre y el bracket utilizando arco de Gummetal y nitinol 0.018 x 0.022 mediante análisis de elementos finitos. Revista Odontos odontología integral. 2014; 2:28-38.
22. 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. Analisis preliminar en procervulus ginsburgi cervidae, artiodac -tyla, Estudios Geol.2006, 62: 115 -122.
23. Squeff LR, Ruellas AC, Penedo ND, Elías CN, Sant'anna EF, Casaccia GR, Gomes JC, Gouvêa JP. Asymmetric headgear for differential molar mmovement: a study using finite element analysis. J Orthod. 2009; 36(3):145-51.
24. 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 Inovation. 2012; 13: 66 – 75.
25. 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.
26. Meštrović S, Šlaj M, Petra R. Finite Element Method Analysis of the Tooth Movement Induced by Orthodontic Forces. Coll. Antropol. 2003; 27:17–21
27. Matweb LLC. Material Property data [online] 2014 [cited 2015 February 22]. Disponible en <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=9bd90091755740648e2afa5cdb9fb09b&ckck=1>
28. Department of craniofacial growth and development dentistry, Division of orthodontics, Hasegawa S. [homepage of the internet]. Yokosuka Japan: C2008 [cited 2014 May 12]. [about 2 screens]. Available from: <http://www.rmmc.co.jp/doc/gum.pdf>
29. Kim YH. Anterior openbite and its treatment with multiloop edgewise archwire. Angle Orthod. 1987 Oct; 57(4):290-321.
30. Canut J. Ortodoncia Clínica. 1a ed. Barcelona: Masson-Salvat Odontología; 1992. p 239-255.
31. Chang YI, Shin SJ, Baek SH. Three-dimensional finite element analysis in distal en masse movement of the maxillary dentition with the multiloop edgewise archwire. Eur J Orthod. 2004 Jun; 26(3):339-45.
32. Baek SH, Shin SJ, Ahn SJ, Chang YI. Initial effect of multiloop edgewise archwire on the mandibular dentition in Class III malocclusion subjects. A three-dimensional finite element study. Eur J Orthod. 2008 Feb; 30(1):10-5.
33. Rubin R. Commentary: Skeletal class III malocclusion. The angle Orthodontics. 1994; 64(2):111.
34. Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996 Feb; 109(2):155-62.
35. 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 May; 119(5):498-504.
36. Qian H, Chen J, Katona TR. The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001 Sep; 120(3):272-9.
37. Cobo J, Sicilia A, Argüelles J, Suárez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1993 Nov; 104(5):448-54.
38. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of periodontal ligament under orthodontic tooth loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003 Jun; 123(6):657-65.