

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO.**

**ÀREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA.
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR.**



**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.**

AUTORES

**FREDY OSWALDO JACOME QUICENO
FREDY RAMOS SANCHEZ
GRISSETTE MARIA ROMERO MARTINEZ
ANDREA DEL PILAR ZARTA ESCOBAR**

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA.
COLEGIO ODONTOLÓGICO.
AREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA.
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR.
BOGOTÁ 2015.**

**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.**

AUTORES

**FREDY JACOME
FREDY RAMOS
GRISSETTE ROMERO
ANDREA ZARTA**

**Asesor Científico
DRA. DIANA ISABEL PACHECO BLANCO
OD. Esp. Ortodoncia y Ortopedia Maxilar**

**Asesor Metodológico
DRA JUDITH BARRERA
OD. Esp. Epidemiología**

**Asesor Tecnológico
ING. RICARDO RIOS
Ingeniero Mecánico**

**INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA.
COLEGIO ODONTOLÓGICO.
AREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA.
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR.
BOGOTA 2015**

CONTENIDO

1. ASPECTOS TEÓRICO – CIENTÍFICOS	12
1.1. Planteamiento del problema	12
1.2 Justificación	13
1.3. Propósito	14
1.4. Antecedentes	14
1.5. MARCO TEORICO	17
1.5.1. Unidad dentoalveolar	17
1.5.1.1. Propiedades biomecánicas del Hueso	18
1.5.1.2. Propiedades biomecánicas del periodonto	20
1.5.1.3. Propiedades biomecánicas del diente	22
1.5.2. Técnica Meaw	27
1.5.2.1. Biomecánica	29
1.5.2.2. Estructura básica de Meaw	31
1.5.2.3. Instrumentos necesarios en la construcción Meaw	32
1.5.2.4. Doble de primer orden	32
1.5.2.5. Doble de segundo orden (ansa horizontal)	33
1.5.2.6. Doble de tercer orden (doble de torque)	33
1.5.2.7. Tratamiento con calor para Meaw	34
1.5.2.8. Ajuste Meaw	34

1.5.2.9. Elgiloy azul _____	35
1.5.2.10. Diferentes temples del Elgiloy _____	35
1.5.2.11. Ventajas de los alambres de cobre-cobalto _____	36
1.5.2.12. Gummetal _____	37
1.5.2.13. Desarrollo del alambre Gummetal _____	38
1.5.2.14. Características del Gummetal _____	38
1.5.2.15. Alambre de ortodoncia Gummetal _____	40
1.5.2.16. Propiedades elásticas del Gummetal _____	42
1.5.3. Elementos finitos _____	44
1.5.3.1. Aplicaciones FEM _____	46
1.5.3.2. Ventajas del modelo de elementos finitos _____	46
1.5.3.3. Limitaciones de los modelos de elementos finitos _____	47
1.5.3.4. Pasos básicos que intervienen en la realización del análisis de elementos finitos _____	47
1.5.3.5. Pre procesamiento _____	48
1.5.3.6. Conversión del modelo geométrico en modelo de elementos finitos _____	48
1.5.3.7. Recolección de datos de propiedades de los materiales _____	49
1.5.3.8. Definición de condiciones de contorno _____	49
1.5.3.9. Cargando configuración _____	49
1.5.3.10. Procesamiento _____	49
1.5.3.11. Post-procesamiento _____	50
1.5.3.12. Prototipaje rápido _____	50

1.5.3.13. Principio tomográfico/tomografía convencional _____	52
1.5.3.14. Formación de la imagen digital _____	55
1.5.3.15. Archivos STL _____	56
1.6. OBJETIVOS _____	57
1.6.1. Objetivo general _____	57
1.6.2. Objetivos específicos _____	57
2. ASPECTOS METODOLOGICOS _____	59
2.1. Tipo de estudio _____	59
2.2. Objeto de estudio _____	59
2.3. Unidad de observación _____	59
2.4. Variables de estudio _____	60
2.4.1. Variables independientes _____	60
2.4.2. Variables dependientes _____	60
2.5. Procedimiento _____	60
2.5.1. Pre-procesamiento _____	60
2.5.2. Procesamiento _____	6
2.5.3. Pos-procesamiento _____	64
3. RESULTADOS _____	64
4. DISCUSION _____	77
5. CONCLUSIONES _____	81
6. RECOMENDACIONES _____	82
REFERENCIAS _____	83

1. ASPECTOS TEÓRICOS – CIENTÍFICOS

1.1 Planteamiento del problema

A través de los tiempos ha existido una considerable investigación acerca de los sistemas de fuerza ortodónticos y la biomecánica. Muchos clínicos y estudios de laboratorio han confirmado la relación entre la fuerza aplicada y el movimiento dental. (1)

Tradicionalmente la técnica y /o filosofía ortodóntica de MEAW se ha caracterizado por la utilización en su mecánica de arcos rectangulares fabricados en una aleación en particular como lo es el elgiloy azul, dichos arcos llevan incorporados múltiples ansas que le permite generar fuerzas a la unidad dentoalveolar mediante los brackets para generar el movimiento ortodóntico con una baja carga deflexión y la rigidez propia de la aleación. (2)

En la actualidad dicha aleación ha sido remplazada por el gummetal cuyas *propiedades superelásticas reducen sustantivamente la necesidad de Loop o ansas en el arco, propiedades contradictorias en relación a el resto de aleaciones mostrando una baja carga deflexión con un alto limite proporcional.*(3)

Sin embargo no se encuentra ampliamente referenciado estudios que determine las diferencias presentes o no de estos dos arcos en cuanto a los esfuerzos y deformaciones generados cuando estos se encuentran cargados en el slot del bracket y si el gummetal con las extraordinarias propiedades que posee remplaza o mejora al elgiloy azul con multiansas en ese aspecto.

¿Cuál es el esfuerzo y la deformación en el alambre ,el bracket y la unidad dentoalveolar 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

1.2. Justificación

La base del tratamiento ortodóntico consiste en la aplicación clínica de conceptos biomecánicos para la obtención del movimiento dental como resultado de la aplicación de fuerzas producidas por la aparatología que emplea brackets, elásticos, alambres, etc. Es importante saber la respuesta fisiológica de estructuras importantes como la unidad dentoalveolar ya que pueden verse afectadas o favorecidas por los movimientos dentales y por la fuerza aplicada. Cabe resaltar la gran importancia de los calibres y aleaciones utilizadas ya que su correcta utilización desencadena respuestas favorables y que son la base del éxito de cualquier tratamiento. (4,5)

El tratamiento ortodóntico utilizando la técnica meaw ha ido evolucionando, mediante la incorporación de aleaciones relativamente nuevas como el gummetal, el cual exhibe propiedades que mejoran los resultados biomecánicos comparados con el elgiloy azul tradicionalmente usado en esta técnica.

Es importante dar a conocer éstas nuevas aleaciones que pueden ser utilizadas en diferentes técnicas ortodóntica, con el fin que el profesional se abra al conocimiento y a nuevas opciones de tratamiento. Cabe resaltar la importancia que ésta nueva aleación ofrece al profesional y al paciente ya que proporciona comodidad en la manipulación y en el uso.

Es importante mencionar que en el campo de la investigación en ingeniería biomédica existe la limitación de realizar experimentos directamente sobre humanos ya que en algunos casos podría resultar costoso y éticamente cuestionable. Por ello, es cada vez más común la utilización de modelos numéricos que se aproximen a problemas reales, los cuales, dependiendo de la calidad de la simulación, pueden ser aplicados a modelos clínicos. Dentro de los métodos numéricos aplicables en bioingeniería existe el análisis por elementos

finitos, el cual permite estimar la respuesta de un medio continuo ante acciones externas, mediante la subdivisión del mismo en unidades elementales. (6-8)

1.3. Propósito

Mediante la elaboración de este proyecto se contribuye a la aplicación de la ortodoncia basada en la evidencia, identificando y comparando el esfuerzo en la unidad dentoalveolar y el bracket, de los arcos gumm metal y elgiloy azul, mediante la aplicación de fuerzas. El análisis por elementos finitos aporta al estado del arte del manejo de dicha tecnología en la ortodoncia y odontología en general, como alternativa fiable para la investigación en salud con bajo riesgo para los individuos y acortando los tiempos dichos procesos.

1.4. Antecedentes

El primer estudio del FEM en la odontología apareció en 1974, en el cual Farah y Craig realizaron un análisis de las tensiones con el elemento finito en un primer molar asimétrico restaurado. La aplicación de esta teoría es relativamente nueva en la investigación ortodóntica. (9)

Se ha demostrado que el FEM puede ser aplicable al problema de los niveles de las deformaciones-tensiones inducidas en las estructuras internas. Este método también tiene el potencial de un modelo matemático equivalente de un objeto real de forma complicada y con diferentes materiales. Por tanto, el FEM presenta un método ideal para modelar con exactitud el sistema diente - periodonto con su complicada geometría tridimensional. (9)

Los sistemas de fuerza que son usados en un paciente ortodóntico pueden ser complicados. El FEM hace posible aplicar analíticamente varios sistemas de fuerza en cualquier punto y en cualquier dirección. Es muy importante tener en cuenta que el FEM producirá los resultados basados en la naturaleza de los

sistemas de modelamiento y, por esa razón, el procedimiento para el modelamiento es más importante.

La biomecánica en ortodoncia se inició a principios de 1960 con el trabajo de Burstone y después Nikolay. Debido a la compleja estructura del sistema compuesto de dientes, ligamento periodontal, hueso alveolar, y debido al limitado poder de las computadoras, los primeros modelos numéricos eran bastante simples. Cuando se mejoró el Software de FEM se crearon programas sofisticados para la generación de modelos y gracias a la explosión del poder de las computadoras en la última década dió como resultado supuestos de modelos de dientes/periodonto más complejos. (10)

FEM ha sido ampliamente aplicado a la investigación ortodóntica. Yettram y colaboradores estuvieron entre los primeros en emplear un FEM bidimensional de un incisivo central maxilar para determinar el centro instantáneo de rotación de ese diente durante la traslación. Halazonetis utilizó un modelo bidimensional similar para determinar la distribución de las tensiones en el ligamento periodontal (LPD) luego de la aplicación de la fuerza a varias distancias del centro de resistencia de un incisivo maxilar.

McGuiness y Wilson mediante el uso de modelos tridimensionales más complejos así como Tanne y colaboradores han estudiado las proporciones entre el momento de la fuerza y las distribuciones de las tensiones durante el movimiento dental ortodóntico. (11)

El comportamiento mecánico de los alambres ortodónticos y un diseño diferente de brackets y su problema de contacto pueden ser bien modelados y simulados por el método de elementos finitos. Este método es una herramienta importante en el desarrollo y mejoramiento de los brackets y los alambres en ortodoncia.

FEM es útil para el análisis de las tensiones producidas en el ligamento periodontal cuando éste se somete a fuerzas ortodónticas, como también para

estudiar la distribución de las tensiones en los dientes en relación a los diferentes diseños.

Puede ser usado el tipo de modelo de computador predictivo descrito para estudiar la biomecánica del movimiento dental, y a la vez evaluar exactamente el efecto de los nuevos sistemas de aparatos y materiales sin la necesidad de usar modelos en animales u otros modelos menos representativos.

El tratamiento de ortodoncia se basa en el uso de diversos aparatos que producen una fuerza que provoca el movimiento dental ortodóntico. La activación del aparato de ortodoncia produce sistemas de fuerzas que se transfieren en los dientes y en las estructuras de apoyo. El resultado final es el movimiento dental. Fuerzas de ortodoncia en contacto con los dientes y las estructuras de soporte son inmediatamente transformadas. Reacciones tisulares inducidos por las cargas ortodónticas dependen de su anatomía, características físicas y mecánicas y también se caracterizan por el crecimiento y el proceso de remodelación. La reacción tisular inicial es mecánica y depende cuantitativamente y cualitativamente en las características del tejido. La reacción mecánica es seguida por la biológica. Por lo tanto, es muy importante conocer los principios básicos de la fuerza de ortodóntica que actúa de tal modo que se alcance el movimiento dental controlado. Magnitud de la fuerza y la dirección son factores importantes en la evaluación de los aparatos de ortodoncia y su reacción tisular e influye en gran medida el éxito del tratamiento. Las fuerzas liberadas por un aparato de ortodoncia pueden ser determinadas por medio de la medición de instrumentos adecuados, o en parte, por cálculo matemático. Hay que recordar que la mayoría de los aparatos de ortodoncia liberan un conjunto relativamente complicado de fuerzas y momentos. En estudios clínicos, por lo tanto, es útil emplear aparatos de construcción simple en el que las fuerzas son más fácilmente determinadas. Por la misma razón en estudios clínicos en los que las variables de fuerza son controladas es probable que suministren más información que los datos de los pacientes de la práctica rutinaria de ortodoncia. (11)

El método de elementos finitos (FEM), que se introdujo como uno de los análisis numéricos, se ha convertido en una técnica útil para el análisis de tensión en los sistemas biológicos. El problema de las tensiones de los dientes es muy complicado debido a él no carácter homogéneo del material de los dientes y la irregularidad de los contornos de los dientes. La estructura dental consta de pulpa, cemento, ligamento periodontal y el hueso. Cada una de ellas tiene propiedades variables. (11)

1.5. MARCO TEÓRICO

1.5.1 Unidad dentoalveolar

El hueso alveolar, los dientes y el ligamento periodontal engranan a la unidad dentoalveolar cada uno con funciones específicas para el equilibrio fisiológico de todo el sistema estomatológico. Los dientes se encuentran rodeados por hueso que se adapta a su superficie radicular y que forma una cavidad denominada alvéolo. Cada diente está fijado al hueso alveolar por una fuerte estructura colágena de sostén: el ligamento periodontal.

Éste se compone principalmente de una red de fibras colágenas paralelas que se insertan en el cemento de la superficie radicular y en la lámina dura del hueso; el colágeno del ligamento se renueva constantemente durante la función normal. Además el ligamento periodontal presenta otros componentes de gran importancia: elementos celulares que incluyen células mesenquimatosas en forma de fibroblastos y osteoblastos y elementos vasculares, neurales y líquidos hísticos que confieren las propiedades hidráulicas (12).

Estos componentes son los que permiten la función normal y posibilitan los movimientos ortodónticos de los dientes. (13). En el tratamiento de ortodoncia se busca movilizar el o los órganos dentarios para reubicarlos en una posición determinada. Para que esto ocurra es necesaria la remodelación ósea, durante la

cual tienen lugar procesos de resorción y aposición de hueso; el hueso que se enfrenta y opone al sentido del movimiento tendrá que reabsorberse para permitir el desplazamiento radicular hacia el denominado lado de presión. En el lado opuesto, el hueso deberá seguir al diente tratando de mantener íntegro el espesor periodontal, debiendo producirse un depósito de nuevas capas óseas en el denominado lado de tensión (12).

La respuesta a la fuerza mantenida sobre los dientes dependerá de la magnitud de la misma. Las fuerzas intensas dan lugar a la rápida aparición del dolor, a necrosis de los elementos celulares del ligamento y al fenómeno de la resorción basal. Las fuerzas de menor intensidad son compatibles con la supervivencia de las células del ligamento y con una remodelación del alvéolo dental, mediante una resorción frontal relativamente indolora. En la práctica ortodóntica, se pretende conseguir el mayor movimiento dental posible mediante resorción frontal. (14)

La mecano biología estudia la interacción entre las señales mecánicas y los procesos biológicos que se producen en las células y los tejidos, utilizan entre otras técnicas computarizadas para crear la interacción de la mecánica y la biología, así el método por elementos finitos permite estudiar cuantitativamente el comportamiento de la estructura evaluando la dirección del estrés y la intensidad mecánica. (15)

1.5.1.1 Propiedades biomecánicas del hueso

Las propiedades biomecánicas del hueso van a depender de un modo general de su contenido acuoso, de su porosidad (densidad) y del contenido mineral. La morfología general del hueso le permite tener una estructura rígida y ligera a la vez ya que el hueso cortical facilita la rigidez y las trabéculas o la porción trabecular, minimiza el peso. (15)

En el hueso la resistencia a la deformación y la rigidez lo aporta la fase inorgánica, mientras que la tenacidad o resistencia a la fractura lo aporta la fase orgánica. (16)

El hueso cortical muestra valores menos dispersos que el hueso trabecular, el módulo de elasticidad o módulo de Young esta entre 15- 20 GPa (17). La resistencia a la tensión se encuentra entre los 80-150 Mpa, y la resistencia a la compresión entre los 90-280 Mpa, debido principalmente al carácter anisotrópico del hueso. (15)

Se ha observado que la cortical mandibular es anisotrópica, de tal forma que al igual que la diáfisis femoral, es más rígida en la dirección longitudinal que en la radial o tangencial, teniendo en estas direcciones un 40-80% del valor de rigidez que tiene en la dirección longitudinal. La resistencia a la compresión es de 200, 110 y 100 Mpa en la dirección longitudinal, tangencial y radial respectivamente. (18)

Por otro lado hay que considerar que los valores de resistencia del hueso cortical son variables en función de la edad. De esta manera la resistencia a la tensión máxima desciende desde los 120 Mpa con 30 años a 70 Mpa a los 100, mientras que el límite máximo de deformación cae del 3,3% a los 30 años al 1% a los 100 años. De la misma manera se observan similares efectos en el hueso trabecular (19). Se ha observado en hueso cortical femoral que a partir de los 35 años hay una disminución por década del módulo elástico de 0,35 GPa, de resistencia a la flexión de 6,25 Mpa, y de energía de fractura (tenacidad) de 0,03 Kg/m². El tamaño de las microgrietas también se ha observado aumentado con la edad con valores de 500 µm a los 35 años y de hasta 1 mm de longitud a los 92 años. El aumento del número y tamaño de estas grietas se ha correlacionado positivamente con los resultados de tenacidad del hueso cortical. (20)

En el Hueso trabecular o esponjoso hay autores que lo consideran con un módulo de elasticidad similar al del hueso cortical (15-20 GPa) (17). Otros autores, sin embargo le adjudican un valor de rigidez menor (0,75-10 GPa) (20). En cualquier caso se han determinado diferentes valores de E para el hueso trabecular en función de la prueba de esfuerzo utilizada y las condiciones del hueso esponjoso

(seco, fresco o congelado), aunque siempre con valores menores que el hueso cortical.

McNamara y cols (22) desarrollaron un modelo sólido obteniendo 4 trabéculas de hueso vivo que posteriormente fueron procesadas con micro-CT y analizadas mediante elementos finitos. Este modelo permite observar la reacción a cargas sobre un modelo con morfología real (incluyendo lagunas de reabsorción activas). El estrés se observaba elevado en el fondo de las lagunas de reabsorción y aumentaría la actividad osteoclástica más allá de lo que inicialmente estaba previsto para renovar el hueso antiguo o dañado, y también evitan la distribución homogénea de la carga a lo largo de la trabécula.

Smit y Burger (23) establecieron la hipótesis que si la deformación baja (desuso) activa los osteoclastos, mientras que si la deformación aumenta (sobrecarga media) se activan los osteoblastos para rellenar la BMU. Estos datos se observaron con unas medidas de estrés no mayor de 16 Mpa y de deformación no mayores de 3.074 $\mu\epsilon$ y con modelos informáticos de trabécula ideales (sin obtenerlas de trabéculas in vivo). Los datos de **McNamara y cols (22)** establecerían que aunque esto ocurriría habitualmente por debajo de 4.000 $\mu\epsilon$, existirían otros estímulos diferentes para activar a osteoclastos u osteoblastos cuando el estrés y las deformaciones son mayores de 4.000 $\mu\epsilon$.

1.5.1.2 Propiedades biomecánicas del periodonto

Una de las funciones principales del ligamento periodontal (PDL) es la de amortiguar y repartir las cargas aplicadas a los órganos dentarios por la función del sistema masticatorio, función que logra por medio de la distribución y dirección de sus fibras.

En análisis por elementos finitos muchos estudios han realizado un modelamiento de ligamento periodontal (PDL) como una estructura continua, **Atmaram GH,**

Mohammed H en su estudio consideran que el PDL se modela con más precisión en una manera novedosa como una estructura fibrosa. Los resultados indican que el tipo de modelado PDL tiene un efecto significativo sobre la naturaleza y magnitud de los esfuerzos alveolares, y que el modelado fibrosa PDL muestra tensiones de tracción lateral más altas y más ampliamente distribuido en el hueso alveolar de las resultantes de la modelización continua PDL. (24)

El aspecto homogéneo de la PDL en FEA (análisis por elementos finitos) podría *cambiar negativamente a los resultados.* (24) *la condición homogénea de la PDL* está más cerca de la distribución de tensiones más uniforme e incapaz de dirigir las fuerzas aplicadas de acuerdo con el conjunto de fibras *en vivo*. Además, la magnitud de los esfuerzos se demuestra que es menos pronunciado que con la condición de no homogénea. Esto es particularmente importante en la cara de fuerzas con incidencia no axial, produciendo fuerzas terminales contra los dientes pilares y el tejido blando. (25)

Otros investigadores consideran LP, como un *tejido isotrópico visco elástico* de comportamiento lineal.(26) En los materiales isotrópicos se produce un comportamiento en el que las tensiones y deformaciones están relacionadas linealmente, es decir que el cuerpo se deforma proporcionalmente a la fuerza aplicada (ley de Hooke); sin embargo el comportamiento de un material elástico no obedece necesariamente a esa ley, pues es posible que algunos materiales recuperen su forma inicial es decir un comportamiento no lineal.

Por otro lado algunos investigadores analizan *la respuesta del periodonto* en condiciones fisiológicas (27) y en condiciones biomecánicas aumentadas, como las realizadas específicamente en el tratamiento ortodóntico y bajo el análisis de esta última perspectiva se ha determinado un comportamiento lineal en las fases de inicio y no lineal en fases posterior a ella (28) y que a su vez explica por qué fuerzas de grandes magnitudes no conducen necesariamente a desplazamientos proporcionalmente mayores.

1.5.1.3 Propiedades biomecánicas del diente

Los dientes son tejidos altamente mineralizados presentes en un gran número de vertebrados y cumplen la función básica de trituración de los alimentos. Una de las características más importantes de los dientes es su

Capacidad de soportar un amplio rango de cargas, que llegan hasta 1000 N en un área crítica de contacto entre 0,45 y 2,5 mm² sin presentar falla (18). Es el tejido más duro y altamente mineralizado del cuerpo humano. Está compuesto por aproximadamente 96% de mineral (principalmente Hidroxiapatita (HA) carbonatada) y 4% de material orgánico (1% de proteína y 3% agua). (30)

Las propiedades mecánicas del esmalte dental en humanos, como el módulo de elasticidad (resistencia a la deformación elástica de un material), la dureza (resistencia a la deformación permanente o a la penetración), tenacidad a la fractura (resistencia a la propagación de una grieta existente bajo la acción de un estado particular de esfuerzos) y la fragilidad han sido estudiadas desde hace algún tiempo, con el objetivo de identificar su estructura y comportamiento mecánico.

Estos estudios han reportado valores para el módulo de elasticidad en el esmalte dental humano en un rango entre 70 y 120 GPa (31,32), siendo este el mismo rango en el que se encuentran los módulos de elasticidad de materiales como el circonio (95 GPa), el oro (77 GPa) y la Plata (76 GPa). La dureza varía entre 3 GPa y 6 GPa dependiendo de la edad del paciente y la localización en el diente (27, 29,30). La tenacidad a la fractura reportada para el esmalte dental varía entre 0,4 y 1,5 MPa m^{1/2}, donde los valores inferiores corresponden a mediciones en grietas orientadas en dirección paralela al eje de los prismas. Estos valores de tenacidad a la fractura son semejantes a los encontrados para materiales como el vidrio de Borosilicato y algunas resinas epóxicas, lo cual permite deducir que el esmalte dental posee características mecánicas relativamente altas, a pesar de

estar compuesto por un alto porcentaje de material inorgánico. Cabe destacar que la diferencia entre los valores reportados por uno u otro estudio dependen en parte de las características anisotrópicas del material, pues dependiendo del sentido en el que se encuentren los prismas de hidroxiapatita, el comportamiento mecánico cambia y sus propiedades varían. Químicamente la dentina está compuesta alrededor de un 50% de su volumen de contenido mineral (cristales de hidroxiapatita ricos en carbonatos y pobres en calcio), de un 30% de su volumen de matriz orgánica, en su mayor parte colágena tipo 1, y el 20% es fluido, similar al plasma sanguíneo, pero peor definido (LeGeros, 1990).

Su microestructura está dominada por la presencia de túbulos dentinarios. Los túbulos están rodeados por una región peritubular hipermineralizada, y que a su vez se haya embebida en una matriz intertubular formada principalmente por colágeno tipo I que engloba, configurando un entramado, cristales de hidroxiapatita y fluido dentinario. Los túbulos se extienden desde la cámara pulpar hasta la unión amelodentinaria. Estos canales varían en número y pueden representar desde el 1% (0.8 mm de diámetro) del área total de la superficie de la dentina junto a la unión amelodentinaria y aumentar en dirección a la pulpa hasta el 22% (2.5 mm de diámetro) del área total de superficie de la dentina (Pashley *et al.*, 1989).

Esta organización determina un comportamiento anisotrópico de la dentina, es decir, las propiedades del substrato difieren según la dirección considerada. La dureza puede definirse como la resistencia de un material a la deformación permanente (VanMeerbeek *et al.*, 1993) y se relaciona con otras propiedades como la generación de estrés y el módulo de Young. Existe una relación lineal entre la resistencia, módulo de elasticidad y la dureza (Perinka, Sano y Hosoda, 1992; Currey and Brear, 1990; Mahoney *et al.*, 2000) (34)

La mayoría de las mediciones de dureza en la dentina se realizan mediante las técnicas de microindentación Knoop y Vickers. Son técnicas rápidas de realizar y

no destructivas. Los cálculos se basan en la deformación permanente inducida en la superficie que permanece tras la retirada de la carga (Van Meerbeek *et al.*, 1993). En la prueba de durometría Vickers se utiliza un indentador piramidal de diamante con un ángulo diedro de 136° , mientras que en el procedimiento Knoop la punta del indentador es piramidal pero de base rómbica, formada por dos caras perpendiculares entre sí con ángulos de $172^\circ 30'$ y 130° (Anusavice, 1996).(34)

Los valores publicados de microdureza de la dentina oscilan entre los 250 y 800 MPa dependiendo de la localización de la medida con respecto al esmalte y a la pulpa (Pashley *et al.*, 1995; Craig *et al.*, 1958). Pashley *et al.* (1985) observó una relación inversa entre la dureza de la dentina y la densidad tubular. Puesto que los ensayos de microindentación no permiten medir la dureza de estructuras individuales como la dentina peritubular e intertubular, el desarrollo de nuevas técnicas ha permitido determinar si esta disminución de la dureza se debe a la morfología de la dentina o bien a diferencias en las propiedades de los constituyentes de la dentina.

El nanodurómetro emplea cargas entre 0.001-5 g (pocos mili-Newtons), resultando en indentaciones con profundidades inferiores a 1 mm en materiales duros. La profundidad de la indentación se monitoriza *in situ* durante la carga y la descarga, y se puede calcular la dureza y el módulo de Young a partir de la curva carga-desplazamiento sin necesitar información visual (Van Meerbeek *et al.*, 1993).

Sin embargo, esta técnica no permite la localización exacta en micras, haciendo difícil distinguir la dentina peritubular de la intertubular. Otro inconveniente es la imposibilidad de mantener los especímenes hidratados con lo que los valores obtenidos son mayores de los reales (Marshall *et al.*, 1997).

La incorporación de un indentador en el microscopio de fuerzas atómicas ha permitido medir la dureza y rigidez de especímenes completamente hidratados con precisión de nanómetros (Kinney *et al.*, 1996). De esta forma se ha medido la

dureza de la dentina peritubular (de 2.45 ± 0.14 GPa), que es varias veces más dura que la dentina intertubular. Su contenido en mineral es del 95% de su volumen, a diferencia del contenido de la dentina intertubular que es del 30% de su volumen. La dentina intertubular profunda es 4 veces más blanda que la dentina intertubular superficial (0.51 ± 0.02 GPa cerca de la unión amelodentinaria y 0.13 ± 0.01 GPa cerca de pulpa) (Kinney *et al.*, 1996). Por lo tanto se puede concluir que la disminución de la dureza de la dentina observada con las técnicas de microindentación, es debida a la disminución de dureza de la dentina intertubular y no a la mayor densidad de los túbulos de la dentina (Kinney *et al.*, 1999).

El módulo de elasticidad o de Young puede definirse como el cociente entre la tensión aplicada a un material y la deformación elástica producida (es decir, que pueda recuperarse tras el cese de la carga).

La dentina mineralizada es relativamente rígida (1020 GPa) (Sano *et al.*, 1995). La elasticidad propia de la dentina tiene gran importancia funcional, ya que permite compensar la rigidez del esmalte, amortiguando los impactos masticatorios. La elasticidad dentinaria varía de acuerdo al porcentaje de sustancia orgánica y al agua que contiene. La microscopía de fuerzas atómicas ha demostrado que la dentina peritubular es mucho más rígida que la dentina intertubular y su módulo es más uniforme, mientras que el módulo de la dentina intertubular varía en función de la distribución de la apatita en la matriz de colágeno (Kinney *et al.*, 1996).

Tras el grabado ácido, la matriz húmeda de dentina desmineralizada es más elástica (5 MPa) (Maciel *et al.*, 1996). Debido a la escasa rigidez, la red colágena puede colapsarse al secar con aire e interferir con la infiltración de monómeros. Los solventes orgánicos que componen los adhesivos tienen la función de reemplazar el contenido de agua de las fibras de colágena para facilitar la infiltración de la resina. A la vez deshidratan el colágeno, aumentando el módulo

de elasticidad de la dentina expuesta y alterando la permeabilidad de la red colágena (Carvalho et al., 1996; Nakabayashi y Pashley, 1998).

Tras infiltrar la dentina desmineralizada con resina, el módulo de este nuevo compuesto supera el de la resina aunque sigue siendo muy inferior al de la dentina intacta (Sano et al., 1995). Se ha publicado que el módulo de Young del colágeno en la interfase (entre la dentina y la interfase) es de 2 GPa y de 7 GPa en la región adyacente e incrementa hasta la normalidad conforme se aleja de la interfase (Katz et al., 2001).

El bajo módulo elástico de la capa híbrida con respecto a la dentina, permite una capacidad de deformación suficiente para liberar el estrés de contracción de polimerización de la resina compuesta. Esto mejora la adhesión a la dentina, y por lo tanto la integridad marginal y la retención de la restauración (Van Meerbeek et al., 1993) (34).

La siguiente tabla relaciona las propiedades mecánicas en cuanto a los coeficientes de Poisson y el módulo de Young para diente, hueso cortical y hueso esponjoso.

Tabla 1. Propiedades mecánicas de los componentes de la Unidad Dentoalveolar

	MÓDULO DE YOUNG (MPa)	RELACIÓN D POISSON (μ)
DIENTE	19,600	0.3
HUESO CORTICAL	13.700	0.3
HUESO ESPONJOSO	500	0.3

1.5.2 Técnica Meaw

La palabra MEAW es un acrónimo de Multiloop Edgewise Arch Wire. Técnica ortodóntica desarrollada por Young kim en la década de los 60 s, caracterizada por la presencia de ansas verticales y horizontales con el uso de elásticos intermaxilares permitiendo un movimiento dental eficiente y sin perjuicios biológicos, debido a la elasticidad de los arco con una adecuada relación entre carga deflexión. (38,39).

Las activaciones de los arcos son de manera individualizada para el paciente no solo en lo referido a la forma y coordinación de la arcada superior e inferior, sino también en lo relacionado a la necesidad de la curvatura de spee superior y la antispee inferior, de acuerdo al tipo de tratamiento que se desee lograr, al tipo de mal oclusión que se enfrente, grado de divergencia, la condición morfológica

cráneo facial, al posicionamiento dentario individual, y a la etapa del tratamiento donde se ubique el paciente. (40)

La técnica apunta a la armonización de la discrepancia sagital a través de la normalización del plano oclusal como punto de enmascaramiento de la disposición mandibular por medio de la eliminación de la discrepancia posterior, adecuada gestión de la curva de spee y mejora de las relaciones oclusales de la dentición superior e inferior. (40,41)

El plano oclusal es considerado como parte de la matriz funcional del desarrollo cráneo facial y teniendo en cuenta que el ortodontista puede modificar la orientación del plano oclusal se sustentan procedimientos terapéuticos tanto interoceptivos como correctivos de las relaciones maxilo- mandibulares alteradas con el uso de arcos meaw. (38,39)

La duración del tratamiento con arcos meaw suele ser corto, particularmente en los casos de mal oclusiones con mordida abierta; sin embargo, es importante recordar que la mera inserción del meaw no garantiza la terapia, el tratamiento requiere un agudo sentido del juicio en el diagnóstico y tratamiento de cepillado. el mecanismo meaw mueve los dientes rápidamente, cada detalle del alambre doblado debe ser preciso para obtener el resultado óptimo. (42)

El diagnóstico para filosofía meaw considera un análisis cefalómetro específico que relaciona el origen de la mal oclusión con la mecánica específica según los objetivos de tratamiento; la etiología de las mal oclusiones por lo general en la historia de la ortodoncia no se encuentra clarificado con exactitud y no existía un plan concretamente establecido, llevándose a cabo tratamientos con enfoques paliativos, incluyendo extracciones innecesarias y tratamiento combinado con cirugía ortognática.

El método diagnóstico específico incluye el análisis del " marco dental " un método cefalométrico simple introducido por Sato.* que se encuentra en estrecha relación al desarrollado por Kim que integra el indicador de profundidad de mordida (ODI), el indicador de displasia anteroposterior (APDI) y el factor de combinación que relaciona el ODI Y EL APDI esto por medio de trazado cefalómetro según planos

específicos dan razón de la mal oclusión y la necesidad o no de extracciones según la norma propuesta para asiáticos y caucásicos con sus respectivas desviaciones estándar.

Según esto se afirma que MEAW no es solo un manejo clínico por medio de un arco multiansas, si toda una filosofía de tratamiento.

1.5.2.1 Biomecánica

El arco de ansas multiloops fue creado en 1967 para tratar maloclusiones con mordidas anteriores severas y ha sido eficaz para tal objetivo y puede ser aplicado como un mecanismo multipropósito en distintos tipos de maloclusiones adicionales a las de mordida abierta: Overbite profundos, clase III o III. Incluyendo sin número de casos que en el tratamiento ortodóntico convencional simplemente son designados debido a la inhabilidad para corregir la mal oclusión como un problema quirúrgico y que en meaw tienen solución sin dejar de un lado casos que presentan aberraciones esqueléticas severas que justifican la corrección quirúrgica pero no muchos pacientes se ubican en esta categoría. La técnica de meaw puede corregir la mayoría de maloclusiones severas cuando no existe una deformidad facial desfigurante por tanto su modalidad de tratamiento se ha utilizado en todo el mundo y numerosos informes de resultados exitosos han sido publicados. (43-46)

La técnica produce movimientos individualizados en el segmento posterior y movimiento en masa en segmento anterior. La desventaja es que muchos profesionales que no están acostumbrados a doblar alambres y dependen de los arcos rectos prefabricados, en este caso si no se quiere doblar alambres no se puede usar la técnica ya que la biomecánica para el movimiento dental es necesario la incorporación de ansas o loops. (47)

Los objetivos de los loops se pueden describir de la siguiente manera:

1. Los Loop entre los dientes reducen significativamente la tasa de carga deflexión a una décima parte de lo que normalmente es un alambre de 0.016 x 0.022 pulgadas
2. El componente vertical (brazos anteriores y posteriores) de los loops sirven como un interruptor entre los dientes permitiendo que se muevan independientemente.
3. El componente horizontal de los loops permite el control vertical de la relación entre los dientes.
4. El arco rectangular (0.016 x 0.022) provee control de torque entre los dientes y los loops permiten que este torque sea individual en el movimiento dental.
5. La activación del tip-back en el segmento posterior del arco produce un enderezamiento de los dientes posteriores. Produce 15 ° del molar así como 4.5 mm de distalización.
6. A través de las activaciones de tip-back, los elásticos verticales anteriores corrigen el plano oclusal y al tiempo cierran la mordida.(47)

El arco de canto multiansas (MEAW) es un arco con ansas posicionadas en los espacios interproximales de cada diente desde la parte distal de los incisivos laterales hasta los dientes posteriores. El arco usualmente está compuesto por un alambre rectangular de 0.016 x 0.022 pulgadas. La longitud y tamaño del ansa del arco depende del tipo de caso del paciente. (47)

Las razones para doblar las ansas horizontales en el arco son:

1. Disminución de la tasa de la carga/deflexión, proporcionando una fuerza ortodóntica baja pero continúa sobre los dientes.
2. El ansa horizontal permite un más fácil control del movimiento para cada diente.

3. Realiza el alineamiento y la intrusión del diente supra erupcionado así como el torque y el ajuste fácilmente.
4. Con la ayuda de elásticos, esto puede reconstruir el plano horizontal.

El ansa horizontal está conformada por las siguientes partes:

1. Ansa horizontal: la parte principal del arco; ésta alivia la fuerza vertical y regula el movimiento vertical del diente.
2. Neutralizador: este el movimiento horizontal del diente y simultáneamente mueve cada diente; también pueden hacerse los detalles.
3. Base del ansa: esta regula los dobleces de puntas de retracción y el control de torque.
4. Parte horizontal del arco: esta parte es insertada en el slot del bracket donde la fuerza del alambre es transmitida a los dientes.

Para crear un arco ideal con el ansa horizontal, la longitud ideal del arco es de 2.5 a 3 veces la longitud del arco usual. Esto disminuiría la fuerza ortodóntica en 1/5 y al mismo tiempo aplicar continuamente una fuerza ortodóntica de los dientes. Esto permite la regulación terciaria en el arco fomentando un movimiento ideal de los dientes de toda la dentición. (47)

MEAW está compuesto de un doblez con punta de retracción. Este doblez varía de paciente a paciente dependiendo del método de tratamiento para el plano oclusal. Pero usualmente el doblez en cada diente es de 2 - 3° y 15 - 20° para la dentición completa. La aplicación de este arco intraoralmente y el uso de elásticos en los dientes anteriores mejorara la dentición. (47)

1.5.2.2 Estructura básica de Meaw

MEAW está compuesto de ansas horizontales con una forma de arco similar al arco ideal usado en la fase final del tratamiento de arco de canto. Por tanto, la

morfología anatómica de la dentición (por ejemplo, las superficies labiales y vestibulares de los dientes) está incorporada en MEAW. (47)

1. Doble de primer orden: doblez en la dirección horizontal de la dentición, este incluye inserción lateral, compensación canina (eminencia) y compensación molar.

2. Doble de segundo orden: doblez que sigue al doble de primer orden. En este paso es incorporada el ansa horizontal.

3. Doble de tercer orden: torque pasivo y activo para controlar las angulaciones dentales.

a. Torque pasivo: torque incorporado en el arco para evitar cualquier cambio a las angulaciones de los dientes. El propósito del torque es conformar la forma del alambre a las superficies labiales y vestibulares de los dientes.

b. Torque activo: el arco es doblado/curvado para cambiar las angulaciones dentales.

1.5.2.3 Instrumentos necesarios en la construcción Meaw

1. Alambre rectangular de 0.0 16 × 0.0 22 (alambre de acero inoxidable o Elgiloy azul)

2. Arco turret (arco formador)

3. Pinzas.

a. Pinzas de Kim.

b. Pinzas de Tweed.

c. Pinzas de Nance.

1.5.2.4 Doble de primer orden

Use la línea media del arco y mediante un arco de turret (arco formador) genere una curva leve en los dientes anteriores. Luego cree una inserción entre los incisivos centrales y laterales marcando la parte que va a ser doblada y usando

una pinza de Tweed, doble el alambre hacia adentro mesialmente y hacia afuera distal y bilateralmente. Determine el grado de inserción en esta etapa.(46,47)

1.5.2.5 Doble de segundo orden (ansa horizontal)

El procedimiento para crear una ansa horizontal, la cual es el elemento básico en MEAW, se muestra en la figura 2 - 2a. La pinza que va a ser usada en este procedimiento es la pinza de Kim. El ansa horizontal del alambre superior e inferior está alrededor de 18 - 20. Después de colocar los dobleces de primer orden y las ansas horizontales en el arco, es importante que exista simetría del lado derecho e izquierdo del arco.(47)

1.5.2.6 Doble de tercer orden (doble de torque)

Cuando MEAW es doblado y ha sido planeado el torque para la dentición completa, se usa un arco formador para obtener la forma de la dentición y se usa el slot del torque para doblar el alambre. Sin embargo, existen casos en los cuales es necesario el ajuste del torque durante los procedimientos del tratamiento ortodóntico. En este aspecto, el principio que fundamenta el doble de torque tiene que ser comprendido.

Básicamente existen 3 elementos para el doble de torque.

1. Curva dental (doble de primer orden)
2. Enderezamiento de la curva del doble de primer orden
3. Doblamiento del alambre.

Para aplicar torque coronal labial en la parte anterior de MEAW, construya una leve curva en la región anterior del arco tal como se muestra en la figura 2 - 3. Doble del alambre hacia adentro comenzando desde el aspecto distal de la primera ansa. El grado del ajuste del torque en esta etapa es dependiente del rigor de la curva. Luego grape las patas de la primera ansa horizontal localizada en la superficie distal de los incisivos laterales y doble para enderezar verticalmente la primera ansa que se ha inclinado distalmente.(47)

1.5.2.7 Tratamiento con calor para Meaw

Para activar el alambre, éste es sometido a 5 - 10 minutos de tratamiento con calor a 500 °C con el uso de un tratamiento de electropulido, antes que Meaw se ha insertado en la boca del paciente. En ausencia de un horno, puede usarse una lámpara de alcohol. Caliente el alambre hasta que el color cambie a marrón dorado. Cerciórese que el color sea uniforme.

1.5.2.8 Ajuste Meaw

Pueden usarse varios tipos de dobleces tales como el doblez de puntas de retracción y el doblez escalonado para el tratamiento dependiendo del caso del paciente. Estos tipos de dobleces pueden iniciar la activación del avance del tratamiento o pueden ser ajustados para propósitos de desactivación. Las técnicas básicas de ajuste se discuten a continuación. (47)

1. Activación de la punta de retracción.

Para incorporar dobleces de puntas de retracción en el arco, ajuste el ansa horizontal de MEAW desde un ángulo recto hasta uno agudo. Use la pinza para doblar y la otra mano para sostener el ansa.

2. Desactivación de las puntas de retracción.

La desactivación es realizada debilitando el doblez de punta de retracción cuando se ha concretado el alineamiento de toda la dentición. La desactivación de las puntas de retracción comienza desde donde fueron colocados los dobleces de puntas de retracción.

Figura 3. 1 ajuste MEAW, doblez de punta de retracción.

Figura 3. 2. Ajuste MEAW. Doblece escalonado.

Figura 3. 3. Ajuste MEAW. Doblece escalonado.

3. Doble escalonado hacia abajo.

Para extruir selectivamente un diente, MEAW es ajustado por medio de un doble escalonado. Para hacer esto, expanda el ansa horizontal usando la pinza y doble la parte anterior del helicoides horizontal para bajar la base del ansa.

1.5.2.9 Elgiloy Azul

El elgiloy es una aleación de cromo-cobalto desarrollada en los años setenta para la fabricación de arcos ideales, arcos utilitarios, y resortes en la técnica bioprogresiva de Ricketts. Está compuesto por ocho materiales:

- Cobalto 40%
- Cromo 20%
- Hierro 15.8%
- Niquel 15%
- Molibdeno 7%
- Mangnesio 2%
- Berilio 0.4%
- Carbón 0.15%

1.5.2.10 Diferentes temples del Elgiloy

1. Elgiloy azul: Es blando de elasticidad normal. Es el más comercial y se recomienda cuando sea necesario hacer dobleces o soldar aditamentos. Cuando se somete a tratamiento térmico con calor, incrementa su templeado y resistencia, quedando más rígido que el acero inoxidable. Sin tratamiento tiene el 60% menos de la rigidez del acero y con tratamiento llega a 120% y lo supera.(48)

2. Elgiloy amarillo: Es una aleación más dúctil, elástica y resistente que el azul. Se puede doblar con facilidad y se debe soldar con precaución. Se debe tratar con calor para obtener el máximo rendimiento(48)
3. Elgiloy verde: Es más resistente que el amarillo. Se incrementan las características de temple por medio de los tratamientos térmicos. Puede ser moldeado fácilmente con los dedos y puede ser manipulado con pinzas antes del tratamiento térmico.(48)
4. Elgiloy rojo: Es hiperelástico y es el más resiliente de los alambres de la familia de los Elgiloy. Se debe manipular con sumo cuidado y el tratamiento térmico lo vuelve demasiado elástico y susceptible a la fractura. El tratamiento térmico no produce liberación de tensiones sino cambios en la elasticidad en las aleaciones de Elgiloy(48)

Los Elgiloy blandos como el azul y el amarillo son comparables al acero inoxidable tradicional, mientras que el verde y el rojo son más templados y rígidos. (48)

Tabla 2. Presentación de los arcos de Elgiloy

REDONDOS	CUADRADOS	RECTANGULARES
0.16	0.16 X 0.16	0.16 X 0.22
0.18	0.19 X 0.19	0.17 X 0.25
		0.18 X 0.25

1.5.2.11 Ventajas de los alambres de cobre-cobalto

- Tienen mayor resistencia a la fatiga
- Funcionan por más tiempo debido a que almacenan buena cantidad de energía
- Tienen muy buena maleabilidad
- Templados producen fuerzas muy altas

- Tienen buena capacidad de ser soldados
- Tienen baja fricción aun con brackets de acero inoxidable
- Tienen módulo de elasticidad alterable con tratamientos térmicos
- Son de costo intermedio.

1.5.2.12 Gummetal

En la ortodoncia moderna, se han proporcionado y usado varias clases de alambres de aleación para varias aplicaciones dependiendo de su propósito. Los alambres de níquel y titanio (NiTi) son apropiados para la alineación y nivelación inicial con aparatos multibracket (método en que la fuerza elástica del alambre se aprovecha como una fuerza ortodóntica para mover los dientes, siendo éste el único dispositivo que puede garantizar un control tridimensional del movimiento dental), debido a que tienen una propiedad única de supe elasticidad y una buena deflexión. Por otra parte, estos no sirven para el doblez del alambre ni para la aplicación de torque, lo cual significa que éstos no son alambres apropiados para la fase de terminación y de detallamiento. Los alambres de acero inoxidable, continúan siendo populares desde que fueron introducidos a la ortodoncia debido a su formabilidad, biocompatibilidad, estabilidad ambiental, rigidez, resiliencia, y bajo costo. Éstos son útiles en cada paso del tratamiento multibracket, de la nivelación, cierre del espacio, y terminación y detalles finales; sin embargo, estos tienen menos elasticidad. En los últimos 25 años del siglo pasado, los alambres de titanio y el molibdeno (Ti-Mo) tenían características de los ubicaban entre los alambres NiTi y SS. Los alambres de titanio y molibdeno tienen una combinación de deflexión adecuada, rigidez promedio, buena formabilidad, pero no obstante los alambres no son apropiados para la nivelación y alineación inicial en comparación a los alambres NiTi así como tampoco para los complicados dobleces de los alambres que pueden realizarse con los alambres de acero inoxidable.(49-51)

Recientemente, se ha desarrollado una nueva aleación elástica. Esta se compone de un grupo de elementos IVa y Va así como de oxígeno. La composición es Ti-

$23\text{Nb}-0.7\text{Ta}-2\text{Zr}-\text{O}$ (% mol) en la cual cada aleación tiene una estructura de cristal cúbica centrada en el cuerpo, y el alambre simultáneamente ofrece superelasticidad, supera resistencia, trabajo super frío, y propiedades de invar y elinvar. Son completamente conocidas las buenas propiedades mecánicas del titanio, su alta resistencia a la corrosión, y su excelente biocompatibilidad. Se ha reportado que el Niobio tiene buena citocompatibilidad y biocompatibilidad en experimentos tanto in vitro como in vivo. Adicionalmente, la aleación no contiene níquel el cual es uno de los metales más comunes que producen alergia al metal. Esto indica que la nueva aleación podría satisfacer convenientemente las propiedades de un alambre ortodóntico. (49)

1.5.2.13 Desarrollo del alambre Gummetal.

La nueva aleación de titanio, a la que se le dio el nombre de Gummetal , fue desarrollada en 2003 en Japón, en la sección de investigación de metalurgia de Toyota Central R&D laboratorios Inc. El Gummetal es la primera aleación en el mundo que combina un valor extremadamente bajo del módulo de Young con una resistencia extremadamente alta. La producción de una aleación de materiales metálicos convencionales con esta combinación de características se considera imposible. Fueron necesarios tres números mágicos: $\text{Ti } 25\%\text{Nb}-2\text{Ta}-3\text{Zr}+\text{O}$, un promedio composicional de valencia de número de electrones alrededor de 4.24, un orden de enlace composicional alrededor de 2.87, y una energía orbital de electrones alrededor de 2.45 eV.(52)

1.5.2.14 Características del Gummetal

Su módulo de Young es de cerca de 45 GPa mientras que al mismo tiempo su resistencia tensil (tensile strength) es de alrededor de 1100 MPa.

- 1) Este es súper elástico; su ductilidad es de alrededor de 10 veces mayor en comparación a los metales convencionales. Éste tiene un carácter superelástico similar al NiTi.
 - 3) Las micrografías del Gummetal muestran una estructura trenzada de los filamentos que es el resultado del trabajo en frío de la aleación durante el proceso de fabricación.
- La facilidad de realizar la deformación plástica sin ninguna dislocación de la arquitectura de los cristales es la característica principal del GUMMETAL.
- 4) El Gummetal no genera transformación martensítica inducida por el esfuerzo igual que la aleación NiTi; esta deformación superelástica es una verdadera deformación elástica sin histéresis.
 - 5) Sus comportamientos son curvos hasta y desde el punto elástico. (Este es el único metal que no sigue la ley de Hooke.
 - 6) Debido a la mecánica de deformación sin dislocación, no existe formación de endurecimiento mecánico.
 - 7) Todos los elementos atómicos constitutivos de la aleación son biocompatibles y no tóxicos.

Se ha adaptado el alambre Gummetal para el uso en la terapia ortodóntica debido a que éste permite que se acorte el período de tratamiento activo. El alambre Gummetal está en capacidad de mantener sus características ventajosas evitando el procesamiento con alta temperatura, en vez de usar procesos de trabajo en frío para diluir y estirar el alambre. Adicionalmente, el coeficiente de fricción de la superficie del alambre fue optimizado para que la fricción entre el alambre y los brackets fuera 1/2 de otros alambres de beta titanio.

1.5.2.15 Alambre ortodóntico Gummetal

Estas son las características de los alambres Gummetal directamente relacionadas con el uso ortodóntico (52,53):

1. Flexible y superelástico.
2. Más fácil de doblar que cualquier otro alambre de aleación de titanio. Incluso más fácil de manipular que el Elgiloy
3. Alto efecto de deflexión, pero sin histéresis. Controla fácilmente la fuerza ortodóntica.
4. No contiene níquel y metales pesados, por lo tanto no es tóxico.
5. No es susceptible al endurecimiento mecánico, por tanto casi no se rompe dentro de la boca.
6. Bajo coeficiente de fricción, por tanto es apropiado para la mecánica de deslizamiento.

No solamente es bueno como sustituto del alambre de Co-Cr o de acero inoxidable sino que también el Gummetal puede aumentar la eficiencia del tratamiento, puede simplificar el tratamiento, y puede permitir un considerable acortamiento de la duración del tratamiento. (54)

Para las aleaciones con un amplio rango de resistencias ténsiles, la proporción del estrés de prueba respecto al módulo elástico es completamente uniforme. Esta gráfica muestra que el valor de esta proporción para Gummetal es bastante más alto en comparación a los valores de muchas otras aleaciones convencionales. (54)

El tratamiento ortodóntico es fuertemente dependiente de las cargas desarrolladas por los alambres metálicos, y la opción de un arco ortodóntico debe basarse en su rendimiento mecánico. Cuando se manejan alambres elásticos, tal como el acero inoxidable, la única herramienta existente para el clínico para calibrar la carga que va a ser proporcionada a los dientes es la dimensión del alambre. . Las aleaciones superelásticas son actualmente los materiales más comunes de ingeniería

adoptados para aplicaciones médicas. Estos materiales presentan varias ventajas tales como un despliegue elástico y térmico, resistencia a la torsión, estrés constante de descarga, y compatibilidad de la resonancia mecánica y magnética. Las aleaciones de la memoria de la forma tales como NiTi están, de hecho, caracterizadas por una transformación de la fase reversible en estado sólido es decir, la transformación martensítica termoelástica, acompañada por una histéresis. Durante el enfriamiento, la transformación martensítica está principalmente regida por el cizallamiento de la celda de la unidad de la fase de alta temperatura (austenita). El cambio de la forma resulta de este cizallamiento, pero un número finito de los cizallamientos conduce a un número finito de variantes equivalentes de la fase de baja temperatura (martensita). La transformación puede también ser inducida por estrés. En el caso de la transformación martensítica inducida por estrés, la propiedad observada es la superelasticidad. La memoria de la forma es recomendable debido al retorno a su fase austenítica original, mediante una notoria deformación plástica del mismo alambre en su fase martensítica, lo cual permite un gran rango de activación. La superelasticidad está igualmente relacionada con la transformación interna, y la consecuencia de esto es la liberación de una fuerza regularmente constante, con una temperatura fija, sobre una parte considerable del proceso de desactivación. Esta característica es particularmente interesante en la ortodoncia, debido a que puede lograrse un gran rango de movimientos dentales bajo una carga constante Laino y colaboradores investigaron las propiedades mecánicas y calorimétricas de varios alambres (entre ellos el Gummetal) por medio del análisis mecánico dinámico (DMA) y la calorimetría de barrido diferencial (DSC), respectivamente.(55) El uso de DMA conjuntamente con las medidas DSC representa una herramienta poderosa para caracterizar los alambres ortodónticos. Los resultados obtenidos de este estudio se pueden resumir así:

1. El alambre Gummetal se comporta como un material elástico. El módulo elástico de este alambre es de cerca de la mitad del relacionado con TMA. Este

alambre completa la clase de arcos elásticos y puede ser útil durante las etapas iniciales y finales del tratamiento.

2. Los alambres superelásticos son sensibles a la temperatura. El conocimiento de las temperaturas de transición es crucial para planear apropiadamente un tratamiento ortodóntico. Las temperaturas de transición medidas por medio de DMA fueron más altas en comparación a las temperaturas medidas por medio de DSC. Este fenómeno puede ser atribuido a la martensítica inducida con estrés.

3. El alambre superelástico padece variación de la temperatura en la cavidad oral; por tanto, la carga desarrollada es dinámica en vez de constante.

4. Existe una relación entre las medidas DSC y DMA, y ha sido presentado un modelo confiable para predecir el comportamiento mecánico de un alambre superelástico basado en las medidas DSC.

1.5.2.16 Propiedades elásticas del Gummetal

El Gummetal es una aleación multifuncional de beta titanio con un módulo elástico ultra bajo, alta resistencia, deformabilidad superelástica, trabajo en frío superelástico sin endurecimiento mecánico a temperatura ambiente, y propiedades invar y elinvar con un amplio rango de temperatura.(50-54).

Es evidente que el trabajo en frío disminuye sustancialmente el modulo elástico aumentando la resistencia elástica, por ello confirmando la no linealidad en el rango elástico. El gradiente de cada curva disminuye continuamente hasta alrededor de 1/3 de su valor original cerca al límite elástico. Tal comportamiento elástico no lineal con frecuencia ha estado relacionado con la transformación martensítica, el movimiento de los átomos intersticiales, u otros cambios estructurales locales; sin embargo, es desconocido el mecanismo de la elasticidad no lineal en el Gummetal.(55)

Estas microestructuras están caracterizadas por rotación macroscópica transgranular del cristal, fallas planares gigantes con áreas locales distorsionadas, y alteraciones de la estructura en el orden nano a lo largo de orientaciones

específicas cristalográficas. Estas características están explicadas teniendo como base el ablandamiento de la estructura a lo largo de orientaciones específicas; esto puede surgir en la composición química del Gummetal.

Debido a que puede observarse solamente comportamiento elástico no lineal después de la deformación plástica en la aleación, es probable que el comportamiento elástico tenga cierto rol para formar la microestructura característica después de la deformación plástica.

Han existido frecuentes reportes acerca de aleaciones biomédicas de base de titanio cuya biocompatibilidad se considera que es más alta que la de las aleaciones convencionales. Muchos estudios se han enfocado en su transformación martensítica, la cual tiene una fuerte relación con la propiedad superelástica. La composición química del Gummetal es similar a estas aleaciones; por tanto, puede ocurrir transformación martensítica en esta aleación.(49)

Kuramoto y colaboradores confirman que el límite elástico del espécimen trabajado en frío es alrededor de un 2.7% de la tensión ténsil. El resultado antes mencionados del estudio concluye que el trabajo en frío aumenta la cantidad de la deformación elástica durante la aplicación de la tensión ténsil y que la deformación elástica obtenida estaba libre de cualquier transformación martensítica. Sin embargo, la curva de la tensión y la deformación muestra un comportamiento no lineal, y parece que operan algunos otros mecanismos durante la deformación elástica del Gummetal.(55)

Concluyendo sobre las propiedades elásticas y de deformación del Gummetal, los autores de este estudio indican que el comportamiento elástico del Gummetal no está caracterizado por transformaciones martensítica, y que el comportamiento elástico no lineal tiene una función en sus microestructuras peculiares de deformación. (54,55)

1.5.3 Elementos Finitos

El método de elementos finitos (FEM) es un método matemático, en donde la forma de los objetos geométricos complejos y sus propiedades físicas son construidas por una computadora. Los análisis de elementos finitos (FEA) son una herramienta moderna para el análisis numérico del estrés, el que tiene la ventaja de ser aplicable a sólidos de geometría irregular. (56)

Básicamente el principio de los elementos finitos (EF) consiste en la modelación geométrica del objeto de estudio en forma de malla, subdividida mediante un proceso llamado discretización, en un número de subunidades llamados elementos, que se encuentran conectados a un número finito de elementos o nodos, los cuales están definidos por coordenadas globales. Luego son asignadas las propiedades adecuadas a los materiales que representan estos elementos; conformando un modelo matemático del comportamiento físico del objeto sometido a cargas; para efectuar un análisis posterior de un gran volumen de información, referente a los esfuerzos, deformaciones y desplazamientos obtenidos en las soluciones a las ecuaciones diferenciales que formulan a dicho modelo y que respondan al principio adecuado de mecánica variacional. (57)

En el campo de la investigación en bioingeniería existe la limitación de realizar experimentos directamente sobre sujetos vivos ya que en algunos casos podría resultar costoso y éticamente cuestionable. Por tanto es cada vez más importante la utilización de modelos numéricos que se aproximen a problemas reales, los cuales, dependiendo de la calidad de la simulación pueden ser aplicados a la clínica. Dentro de los métodos numéricos aplicables en bioingeniería existe el análisis por elementos finitos (58)

La modelización y simulación numérica del cuerpo humano es un área de investigación relativamente reciente que está experimentando un enorme auge en los últimos años. Su principal objetivo es conseguir un mejor conocimiento del comportamiento mecánico y fisiológico del cuerpo humano y diseñar herramientas

para su correcta simulación numérica en ordenador con vistas a poder hacer predicciones y tomar decisiones. Hoy en día los modelos biomecánicos y fisiológicos del cuerpo humano juegan un papel prominente en la prevención, diagnóstico y terapia de muchas enfermedades. (56-58)

La introducción generalizada de tales modelos en la actividad médica, contribuirá decisivamente al desarrollo de una medicina más preventiva y más individualizada. En efecto, el progreso continuo del tratamiento de imágenes médicas durante las pasadas décadas, permite actualmente obtener una cantidad cada vez mayor de información funcional y anatómica de cualquier individuo, con una enorme precisión en tiempo y en espacio. (57)

Esta ingente cantidad de datos e imágenes es imposible de analizar directamente y se necesita desarrollar nuevos modelos de cálculo que capturen los parámetros relevantes para el análisis o para la simulación. Hay también un número importante de aplicaciones no estrictamente médicas de estos modelos humanos virtuales en campos diversos como la conducción (vehículos más seguros), el trabajo (puestos más ergonómicos), la actividad física y el deporte (entrenamiento más eficiente). Hay básicamente tres niveles de diseño de modelos del cuerpo humano. El primer nivel es geométrico y tiene como objetivo la descripción digital de la anatomía, casi siempre adquirida a través de las imágenes médicas (Tacs, radiografías.). El segundo nivel es físico y pretende la modelización biomecánica de los diferentes tejidos, órganos, vasos sanguíneos, músculos o huesos. El tercer nivel es fisiológico y tiene que ver con la modelización de las funciones de los más importantes sistemas biológicos (cardiovascular, respiratorio, digestivo, muscular) o algún metabolismo patológico (evolución de un tumor, de una inflamación). (57)

1.5.3.1 Aplicaciones de FEM

- Ingenierías mecánica, aeroespacial, civil y automotriz
- Análisis de estructuras (estática/dinámica, lineal/no lineal)
- Termofluidos
- Electromagnetismo
- Geomecanica
- Biomecánica
- Investigación ortopédica
- Investigación de tejidos suaves y respuesta esquelética a fuerzas mecánicas.

1.5.3.2 Ventajas del modelo de elementos finitos

- Es una técnica no invasiva
- El objeto de interés puede ser estudiado en 3 dimensiones.
- Se puede medir el estrés real experimentado en cualquier punto.
- Proporciona una base sólida y viable para el modelado de un sistema .
- Las propiedades físicas reales de los materiales involucrados pueden ser simulados.
- La reproductibilidad no afecta las propiedades físicas implicadas
- Puede realizarse un análisis estático y dinámico.
- El modelo de elementos finitos es el más apropiado en términos de análisis por su capacidad para manejar diferentes formas y materiales de naturaleza no homogénea.
- FEM ofrece al ortodoncista datos cuantitativos que aumenta la comprensión de las reacciones fisiológicas que se producen después de la aplicación de fuerza y puede producir una mejor comprensión de las reacciones e interacciones de los tejidos individuales.
-

1.5.3.3 Limitaciones de los modelos de elementos finitos

- FEM pueden dar resultados con un grado razonable de precisión , pero este enfoque tiene ciertas limitaciones , tales como la incapacidad para simular con precisión la dinámica biológica de los dientes y su estructura de soporte . Como con cualquier modelo teórico de un sistema biológico hay algunas limitaciones con FEM. (59)
- Los resultados del método de elementos finitos debe ser interpretado con gran cuidado. La exactitud del análisis es dependiente de las estructuras de modelado, como estrechamente como sea posible a la real. Sin embargo , una cierta cantidad de aproximación manifestado principalmente en términos de tipo y número de arreglos de elementos es inevitable en diseños complejos . Aparte de esto, uno debe ser consciente de la suposición utilizado en la formulación , la caracterización de materiales , naturaleza de las condiciones de frontera y las representaciones de cargas . Todos estos factores afectan la validez de los resultados. (59)
- El diente se trata como clavado para soportar hueso, que se considera que es rígido , y los nodos de conexión del diente hasta el hueso se consideran fijos. Esta suposición inducirá algún un error, sin embargo tensiones máximas se localizan generalmente en el área de la cúspide del diente.(59)
- El progreso en el análisis de elementos finitos estará limitado hasta que se defina una mejor propiedades físicas para el esmalte, dentina y ligamento periodontal, esponjoso y hueso cortical están disponibles.(59)

1.5.3.4 Pasos básicos que intervienen en la realización del análisis de elementos finitos

- A. Pre-procesamiento
- B. Conversión del modelo geométrico en modelo de elementos finitos
- C. Recolección de datos de propiedades de los materiales

- D. Definición de condiciones de contorno
- E. Cargando configuración
- F. Procesamiento
- G. Post-Procesamiento

1.5.3.5 Pre procesamiento:

Es la construcción del modelo geométrico. El propósito de la fase de modelado geométrico es representar la geometría en términos de puntos, líneas, áreas y volúmenes. Objetos complicados o suaves pueden ser representados por piezas geoméricamente simples.(elementos).

Esto puede ser logrado por:

- 3D-CT scanner: Generalmente se usa para modelar estructuras complejas o tejidos vivos. Por ejemplo el esqueleto craneofacial, maxilar o mandíbula.
- 3D-Laser scanner: Generalmente se usa para modelar objetos inanimados. Por ejemplo modelamiento de brackets.

1.5.3.6 Conversión del modelo geométrico en modelo de elementos finitos

Discretización es el proceso de dividir el problema en varios elementos pequeños conectados con nodos. Todos los elementos y nodos deben ser enumerados de tal forma que se pueda establecer una matriz de conectividad. Esto afecta significativamente el tiempo de cómputo. Los elementos podrían ser uni, bi o tridimensionales y en varias formas.

Es esencial que los elementos no estén superpuestos, sino, conectados únicamente en los puntos clave, que son determinados nodos. La unión de los

elementos en los nodos y el proceso de eliminar nodos duplicados se llama Enmallado.

1.5.3.7 Recolección de datos de propiedades de los materiales

Las ecuaciones son desarrolladas por cada elemento en la malla FEM y ensamblados en un set de ecuaciones globales que modelan las propiedades del sistema entero. Las propiedades mínimas de los materiales requeridos de los materiales son Relación de Poisson y Módulo de Young.

1.5.3.8 Definición de condiciones de contorno

Las condiciones de contorno significan que asumen que un elemento está construido en el computador y una fuerza es aplicada a él. Actuará como un cuerpo rígido que flota libremente y se someterá a un movimiento rotatorio o traslático o combinación de los dos sin experimentar deformación. Para estudiar su deformación algunos grados de libertad deben ser restringidos (movimientos de los nodos en cada dirección X, Y, Z) para algunos de los nodos. Esto es a lo que se le denomina condiciones de contorno. (60)

1.5.3.9 Cargando configuración

Aplicación de fuerza en varios puntos de geometría y su configuración.

1.5.3.10 Procesamiento

Solucionar el sistema de ecuación algebraica lineal. El estrés es determinado de las tensiones de la ley de Hooke. Las tensiones son derivadas de las funciones de desplazamiento dentro de los elementos combinados con la ley de Hooke.

1.5.3.11 Post-procesamiento

La salida del análisis de los elementos finitos es principalmente en forma numérica. Generalmente consiste de valores de nodo de campo variable y sus derivadas. Por ejemplo en problemas de mecánica sólida, la salida es desplazamiento de nodo y tensiones de elementos. Las salidas gráficas y las pantallas son generalmente más informativas. Las curvas y contornos de la variable de campo podrían ser impresas y mostradas. También formas deformadas podrían mostrarse y superponerse sobre formas no reformadas. La salida es principalmente en la forma de mapas codificados por color. En análisis cuantitativo es determinado mediante la interpretación de estos mapas. (59-61)

1.5.3.12 Prototipaje rápido

El prototipaje rápido es un nombre genérico dado a una gama de tecnología que se pueden utilizar para fabricar objetos físicos por adición de material proveniente de datos *Computer Assisted Design (CAD)*. El RP permite el diseño y manufactura de modelos 3D sin importar la complejidad geométrica, tradicionalmente esta tecnología ha sido utilizada por los ingenieros como una herramienta de visualización física que generalmente no ofrece ningún tipo de duda, evitando interpretaciones erróneas. También para la realización de pruebas funcionales que en muchos casos estimulan la generación de mejoras en el diseño y los procesos de producción. A diferencia de las tecnologías de manufactura tradicionales que remueven material para obtener el modelo final, el RP es un proceso que se realiza por adición del material. El modelo es constituido por la sumatoria de un conjunto de capas en el plano X-Y que generan progresivamente el prototipo sólido en dirección del eje Z. (62)

El RP aplicado a la medicina tiene como objetivo tener de manera rápida modelos físicos 3d aproximados a la anatomía humana, los cuales se obtienen a partir del procesamiento de imágenes médicas como TAC, Resonancia magnética, ultrasonido y angiografía, entre las más comunes. El RP ha sido utilizado en

diversas especialidades médicas que incluyen cirugía maxilofacial, implanto logia, neurocirugía, ortopedia y cardiología. A nivel quirúrgico ha sido aplicado en la planeación preoperatoria como herramienta de orientación y comunicación para explicarle a un paciente determinado el procedimiento quirúrgico de forma precisa. Adicionalmente ha sido utilizado para la producción de prótesis personalizadas y la preparación de plantillas de resección a la medida.(62)

En el área craneofacial las mayores aplicaciones se presentan en la reproducción de anomalías dentofaciales, la fabricación de prótesis dentales parciales y en la creación de guías quirúrgicas para la realización de osteotomías mandibulares. También en el diseño de guías para fresado que mejoran la eficiencia y confiabilidad del proceso de implantes dentales. En muchos casos la aplicación de esta técnica ha mejorado la calidad del diagnóstico, aumentando la seguridad de la cirugía y disminuyendo el tiempo de la misma.(62)

La creación de modelos 3D de estructuras anatómicas, requiere el procesamiento de imágenes biomédicas para extraer las regiones de interés ya sean tejidos duros o blandos. A partir de ahí se realiza un proceso de modelación geométrica en un software CAD, cuyo resultado final es la generación de un archivo en formato STL, el cual contiene la información geométrica de la estructura anatómica. El RP cuanta al menos con seis tecnologías de fabricación diferentes. Sin embargo las mas utilizadas para la generación de prototipos médicos son la Estereolitografia (SL), y la deposición por hilo fundido, conocida también por sus siglas como FDM.(62)

Desde el descubrimiento de la radiación X por Roentgen, en 1895, la búsqueda de un sistema de imagen que proporcione efectividad en el proceso de diagnóstico y resolubilidad para los problemas que surgieron durante los procedimientos clínicos ha sido constante. Una de las grandes limitaciones para la ortodoncia siempre fue la bidimensional proporcionada por las imágenes radiográficas convencionales. En la tentativa por solucionar este problema, se ha emprendido el uso de imágenes

octogonales entre sí, como las telerradiografías laterales y frontales, desde la descripción de la cefalometría por Broadbent en 1931.(62)

Dentro de este contexto, las técnicas de tomografías vinieron a revolucionar la manera de visualizar el complejo maxilofacial. Descrita inicialmente por Hounsfield y Cormack a finales de la década de los 60, la tomografía computarizada revolucionó el diagnóstico por imagen. A partir de los principios matemáticos descrito por Radon, Hounsfield estableció el principio que hasta hoy orienta la formación de las imágenes digitales producidas por los aparatos de tomografía computarizada.(62)

1.5.3.13 Principio tomográfico/tomografía convencional

Históricamente, el principio de formación de las imágenes tomográficas fue descrito por Bocage y envolvía una dinámica sincronizada entre la fuente de Rayos X y el receptor de imágenes (películas radiográficas). En este tipo de técnica existen diferencias fundamentales con relación a las técnicas convencionales. El principio tomográfico, la formación de imágenes se realiza por medio de un modo dinámico, en el que la fuente de Rayos X y el dispositivo receptor de imagen se mueven de manera sincrónica y antagónica en un ángulo determinado, denominado punto de fulcro.(59)

Tal movimiento se puede realizar tanto en el plano horizontal como vertical. La variación de los ángulos y la complejidad de los movimientos realizados entre la fuente y el receptor de imágenes hacen que la imagen sea mejor o peor, permitiendo la visualización de las estructuras dentro del campo focal. De esta manera se producen las imágenes topográficas lineales, espirales o hipocicloidales. Todas estas imágenes se describen como tomografías convencionales (no computarizadas) y se pueden realizar incluso con aparatos de radiografías panorámicas, que producen las imágenes conocidas como tomografías lineales. (59-60)

Actualmente con el advenimiento de los receptores de las imágenes basados en los detectores planos y placas de fósforo en la radiografía digital, se retoma el interés en las técnicas tomográficas convencionales a través de la tomosíntesis..

Para formar las imágenes tomográficas computarizadas, el principio dinámico de manera general es el mismo. Sin embargo, en lugar de receptores de imagen convencionales, se usa un arreglo de detectores cerámicos/gaseosos (tomografía computarizada espiral/helicoidal) o un detector plano hecho de solicio amorfo impregnado con yoduro de cesio (tomografías computarizadas cone-beam – TCCB), en un proceso muy similar al utilizado en la producción de semiconductores. La trayectoria del movimiento pasa a ser circular alrededor de la estructura a ser evaluada.

En la tomografía computarizada espiral, la fuente gira alrededor del paciente que se encuentra en decúbito dorsal y se emite un haz de rayos X delgado en forma de abanico. Los conceptos de atenuación radiográfica diferencial son los mismos de la toma convencional en donde los tejidos de mayor densidad y espesor atenúan el haz de radiación. Después de la interacción de los Rayos X con los tejidos, los fotones emergentes son captados por los detectores y estos realizan la conversión y estos realizan la conversión analógico-digital para la formación de la imagen digital final. En el proceso de adquisición de las imágenes, el conjunto fuente/detector gira en forma sincronizada.

Cabe resaltar que las imágenes obtenidas en la tomografía computarizada son digitales nativas, almacenadas en un formato específico (extensión del archivo) DICOM, y que atienden los requisitos específicos tanto en el campo legal como en el campo diagnóstico.(62)

Este formato de imágenes permite visualizar las imágenes a través de cualquier programa que lea/interprete el formato DICOM, facultando al profesional procesos como diagnóstico a distancia, confección de prototipo, entre otros. En el proceso de adquisición espiral, las imágenes se obtienen de manera específica,

perpendicular a la mesa (imágenes axial original) y, después, se reúnen por medio de programas específicos de computador, generando, de esta manera, el volumen total. (62)

El principio de adquisición de los sistemas espirales da origen a imágenes axiales que posteriormente se unen a través de imágenes de computador, dando origen a la imágenes coronales y sagitales. En estos casos, varios factores, como el espesor de corte, el intervalo de reconstrucción y los algoritmos de reconstrucción van a influir en el resultado final de la imagen que se visualizará. Este proceso se denomina adquisición. (62)

Paralelamente a los trabajos de actualización de los métodos de adquisición espiral que resultarían en los tomógrafos single y multislice, en la década de los 90, Feldkamp, Davis y Kress desarrollaron un algoritmo, utilizado inicialmente para ensayos no destructivos y evaluaciones de materiales en Ford Motors, que en vez de utilizar un haz de forma de abanico se basaba en un haz de radiación en forma de cono. Tal algoritmo permitió actualizar un método denominado TCCB (tomografía computarizada cone beam).En este principio de adquisición, todo el haz de los rayos X producido por la fuente generadora sería utilizado haciendo su uso más racional. Al contrario de los métodos espirales, en TCCB se utiliza un detector plano a base de silicio amorfo impregnado con yodato de cesio, en un arreglo matricial micrométrico, formando paneles sensibles a la radiación. Este tipo de detector plano capta total o parcialmente el cono de rayos X. Debido a esta característica en la captación del haz de radiación, se necesita menor cantidad de rotación del tubo alrededor del paciente para la formación de imágenes y se utiliza una menor cantidad de radiación, lo que resulta en una disminución en la dosis efectiva de radiación para el paciente.(62)Este sistema detector de imágenes se conoce desde la década de los 80 y se utiliza rutinariamente para la aplicación de mamografías, angiografías, angiología y radiología intervencionistas, como los primeros sistemas desarrollados para la realización de procedimientos angiograficos en E.U. En la TCCB, la imagen se forma a partir de proyecciones

secuenciadas obtenidas durante la rotación de la ampolla alrededor de la cabeza del paciente..

Estas imágenes primarias dependen del tamaño del detector utilizado en la proyección del cono de rayos X y de la colimación de este, se denominan datos de proyección, raw data o imagen base. Todas estas imágenes eran procesadas por el computador/consola del tomógrafo y ofrecen las imágenes que serán interpretadas por el profesional, lo que constituye el volumen tomográfico adquirido.

Dependiendo del tipo de aparato utilizado, se obtienen imágenes de rotación de 180 a 360 grados y, en este proceso, cuanto mayor sea el número de imágenes adquiridas, mayor será la información disponible para la construcción del volumen, con lo que se obtienen mejores resultados. Durante este periodo de adquisición, se puede configurar un tiempo de 10 a 40 segundos, con un menor tiempo para los niños y pacientes con disturbio de movimiento, fobias u otros problemas que imposibilite en paciente a permanecer inmóvil durante el tiempo de adquisición de las imágenes, y el tiempo total del examen es comparable o igual al de una radiografía panorámica. A partir de varias proyecciones bidimensionales se pueden obtener imágenes planas (2D) e imágenes en tercera dimensión (3D). Este principio de adquisición generalmente utiliza la radiación de forma pulsada, empleando de esta forma menor cantidad de radiación cuando se compara con la técnicas de espiral.

1.5.3.14 Formación de la imagen digital

Para entender mejor el TCCB es esencial el conocimiento de los principios que componen las imágenes digitales. Para todas las imágenes digitales, la menor unidad de imagen se denomina pixel (picture element). El pixel se forma a partir de una disposición cartesiana bidimensional intercalada por líneas y columnas en la cuadrícula formada por los ejes X y Y. La intersección de las líneas con las columnas forman pequeños cuadrados que componen la imagen. Sin embargo

debido a su principio de adquisición específico y primordialmente volumétrico, las imágenes tomográficas computarizadas son esencialmente tridimensionales.

Los pixeles representan principalmente una cara de las unidades que forman la imagen tridimensional, el voxel, lo que por analogía se podría entender como un cubo, a diferencia del pixel que representaría un cuadrado.(61)

1.5.3.15 Archivos STL

Debido a la infinidad de programas CAD para la creación de diseños 3D, el formato patrón utilizado para la odontología es STL, una contracción de *sterolitography*, creado por la empresa americana 3D Systems. Ese archivo representa la pieza en 3D sin utilizar las características creadas por los programas CAD; es decir, el formato STL simplifica el formato del sólido y determina solamente su cascara. De esta forma, no existe una entidad llamada hueco en el diseño. El hueco se representa como una parte de la cáscara del sólido. Toda esta información se almacena en archivos de diferentes extensiones. La extensión STL corresponde a un archivo que contiene las coordenadas de puntos en el espacio, que entrelazados, forman triángulos. Cuanto menor sean estos triángulos, mejor es la resolución del objeto, al costo naturalmente de un tamaño mayor del archivo tridimensional, lo que de esta manera exige mayor tiempo de procesamiento.(62)

Los archivos STL se emplean debido a que estos describen la geometría de la superficie de un objeto tridimensional empleando una malla de triángulos, definiendo el vector normal (perpendicular al plano) de cada uno en dirección exterior al objeto y ordenando sus vértices de acuerdo con la imagen tomada. Es un tipo de archivo estándar para las máquinas de RP que contiene la información geométrica 3D de la estructura anatómica que se desea fabricar. (62)

1.6. Objetivos

1.6.1. Objetivo general

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

1.6.2. Objetivos específicos

- Describir y comparar la distribución de esfuerzos y deformaciones en el arco, utilizando arco de elgiloy azul 0.016 x 0.022 multiansas y arco de gummetal 0.018 x 0.022, con y sin elásticos en el maxilar inferior mediante análisis de elementos finitos.
- Describir y comparar la distribución de esfuerzos y deformaciones en el bracket, utilizando arco de elgiloy azul 0.016 x 0.022 multiansas y arco de gummetal 0.018 x 0.022, con y sin elásticos en el maxilar inferior mediante análisis de elementos finitos.
- Describir y comparar la distribución de esfuerzos y deformaciones en los dientes, utilizando arco de elgiloy azul 0.016 x 0.022 multiansas y arco de gummetal 0.018 x 0.022, con y sin elásticos en el maxilar inferior mediante análisis de elementos finitos.
- Describir y comparar la distribución de esfuerzos y deformaciones en el hueso cortical, utilizando arco de elgiloy azul 0.016 x 0.022 multiansas y arco de gummetal 0.018 x 0.022, con y sin elásticos en el maxilar inferior mediante análisis de elementos finitos.
- Describir y comparar la distribución de esfuerzos y deformaciones en el hueso esponjoso, utilizando arco de elgiloy azul 0.016 x 0.022 multiansas y

arco de gummetal 0.018 x 0.022, con y sin elásticos en el maxilar inferior mediante análisis de elementos finitos.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1. Tipo de estudio

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

2.2. Objeto de estudio

Esfuerzos y deformaciones en la unidad dentoalveolar y el bracket con arco gummetal y elgiloy azul con multiansas con y sin elásticos.

2.3 Unidad de observación

Bracket slot 0.018 x 0.025 (Estándar) con arco 0.018 x 0.025 en gummetal

Bracket slot 0.018 x 0.025 (Estándar) con arco multiansas en elgiloy azul 0.018 x 0.025

- Arco 0,018 x 0,025 multiansas en Elgiloy azul
- Arco 0,018 x 0,022 en GUMMETAL
- Brackets slot 0,018 x 0,025
- Elásticos de clase III
- Hueso tipo II
- Tomografía axial computarizada boca abierta 28 órganos dentarios

2.4 Variables de estudio

2.4.1 Variables independientes

- Arco Gummetal
- Arco Elgiloy azul
- Elásticos

2.4.2 Variables dependientes

- Esfuerzos y deformaciones en el diente.
- Esfuerzos y deformaciones en el bracket
- Esfuerzos y deformaciones en el hueso cortical
- Esfuerzos y deformaciones en el hueso esponjoso

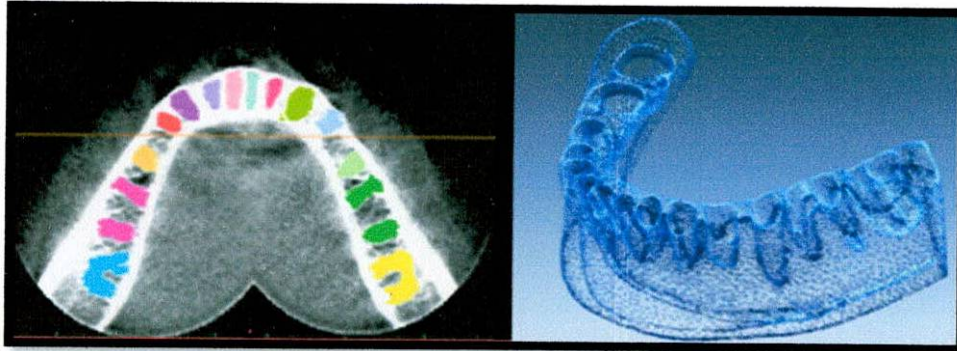
2.5 Procedimiento

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.

2.5.1 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

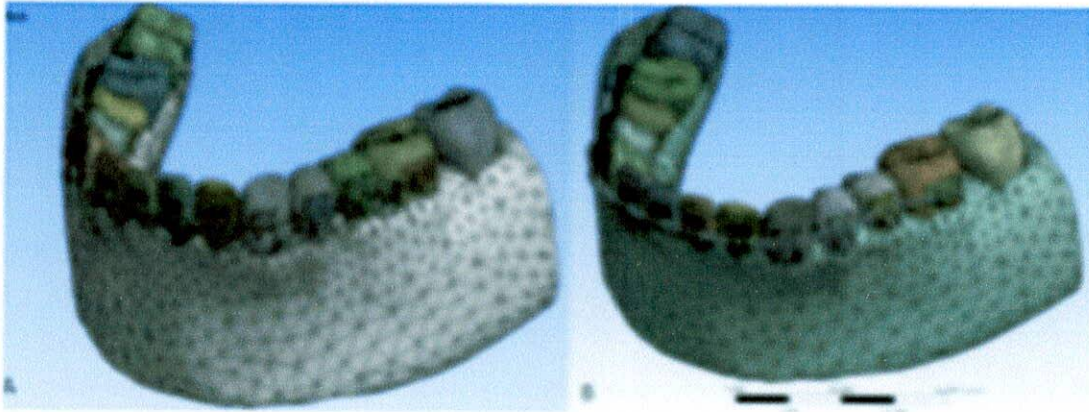


Para lograr una aproximación real de las formas anatómicas a replicar, en este caso hueso esponjoso, hueso cortical y dientes, cada parte fue reconstruida como un elemento diferente, de tal forma que puedan exportarse como elementos independientes.

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 de cada elemento: 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.



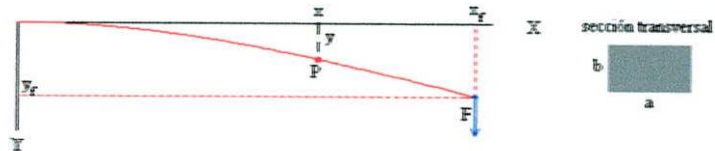
El número de elementos finitos total generados para arco Gummetal fue de 122.537 y 223.988 nodos; y para el arco Elgiloy azul con multiansas fue de 123.409 y 226.590 nodos. Se realizó la aplicación de las propiedades mecánicas de los materiales utilizados, los cuales se describen en la Tabla 3.

Tabla 3. Propiedades mecánicas de los materiales utilizados.

MATERIAL	MODULO DE YOUNG Mpa	COEFICIENTE DE POISSON	REFERENCIA
DIENTE	19.600	0.3	Meštrović (25)
HUESO CORTICAL	13.700	0.3	Meštrović (25)
HUESO ESPONJOSO	500	0.3	Meštrović (25)
ELGILOY AZUL	189.600	0.2	Math web (26)
GUMMETAL	45.000	0.3	RMMC (27)
ACERO INOXIDABLE (BRACKET)	193.000	0.2	Pacheco (20)

Posteriormente se realizaron 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 simetría en la parte posterior de la mandíbula para cada modelo.

2.5.2 Procesamiento

Se obtuvo resultados de esfuerzos y deformaciones que permitieron observar el comportamiento bajo carga de los diferentes elementos que constituyen el conjunto.

2.5.3 Pos procesamiento

Visualización de 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.

3 RESULTADOS

El comportamiento de las distribuciones de esfuerzos y deformaciones de todos los elementos analizados fue similar con o sin uso de la carga generada por los elásticos de clase III, mostrando valores menores cuando no fue aplicada la carga en ambos arcos. Tabla 3 y 4.

Tabla 4. Valores máximos de esfuerzos.

	Elgiloy/ multianzas Sin elásticos MPa	Gummetal Sin elásticos MPa	Elgiloy / multianzas 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 5. Valores máximos de deformaciones.

	elgiloy/multiansas 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.

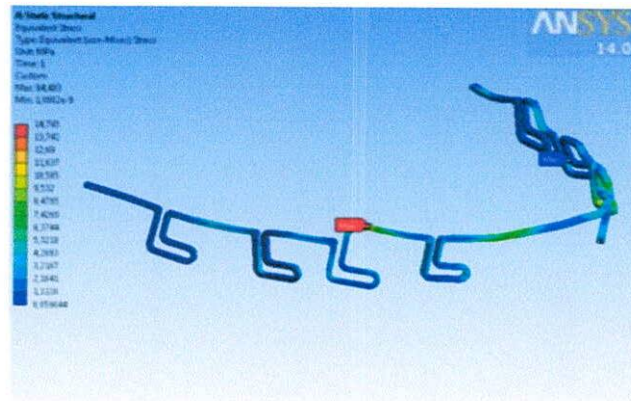
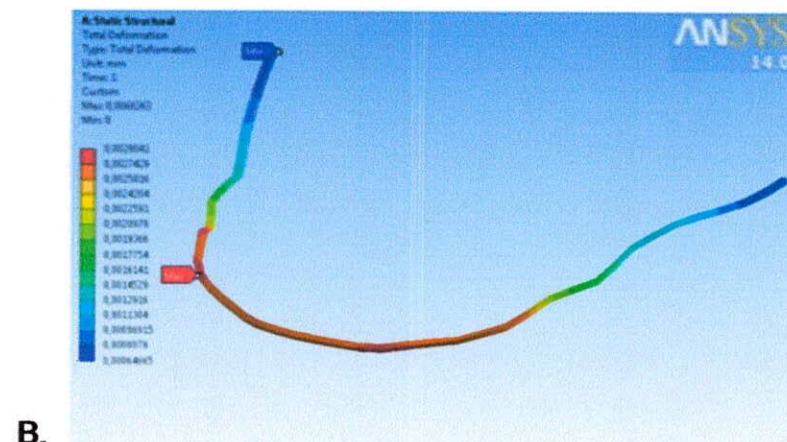
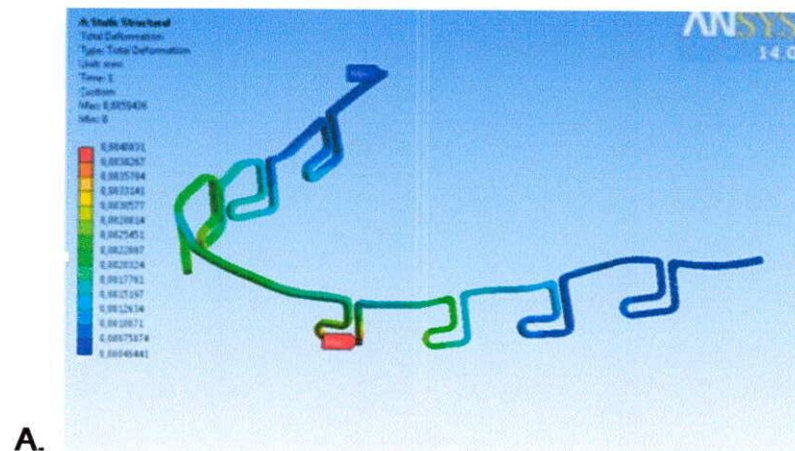


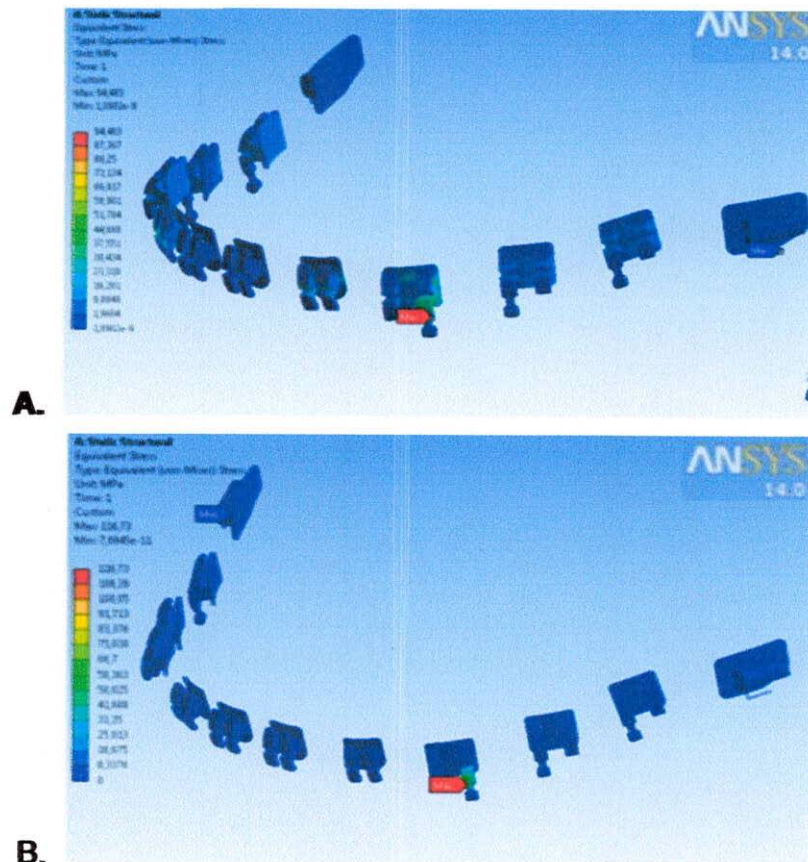
Figura 5. A. Distribución de deformaciones en el arco Elgiloy azul con multiansas. B. Distribución de deformaciones en el arco con arco Gummetal



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.

Figura 6. A. Distribución de esfuerzos en los brackets, utilizando arco Elgiloy azul con multiansas. B. Distribución de esfuerzos en los brackets utilizando arco de Gummetal

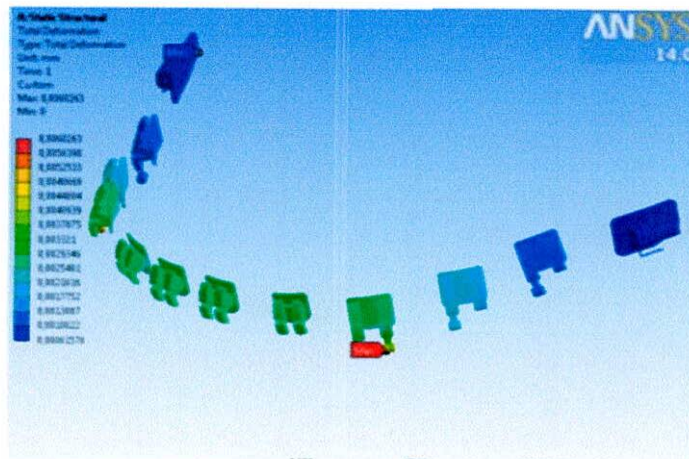


Las mayores deformaciones se dieron en el gancho del bracket del canino para ambos arcos, siendo mayor cuando se usa arco Gummetal con 0.0060263 milímetros en comparación cuando se emplea Elgiloy azul con multiansas que mostro un valor máximo de 0,0059436 milímetros. La distribución de la deformación 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

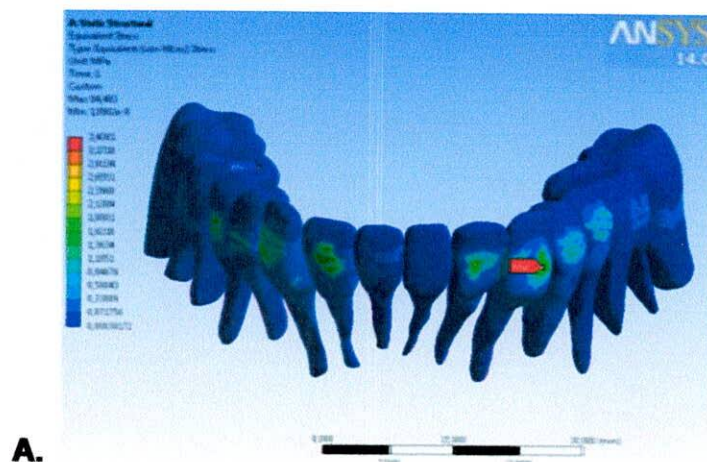


B.

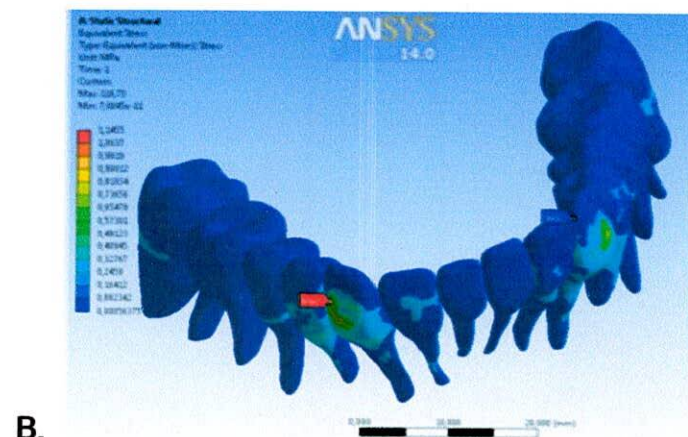
Esfuerzos y deformaciones en los dientes

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 cuando agrupadas en el segmento anterior y disminuyendo hacia distal con el valor mínimo en los molares, como se muestra en la Figura 8

Figura 8. A. Distribución de esfuerzos en los dientes, utilizando arco Elgiloy azul con multiansas B. Distribución de esfuerzos en los dientes, utilizando arco con Gummetal

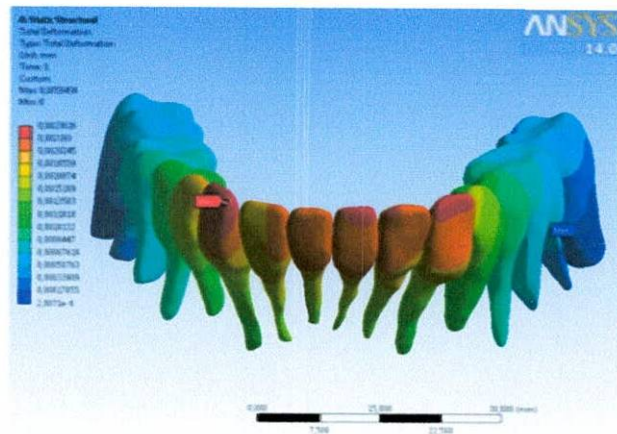


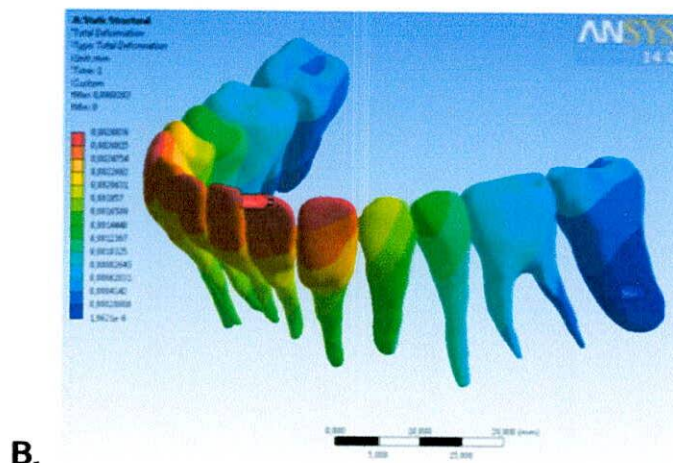
A.



B.

Los valores máximos de deformaciones en los dientes se mostraron cuando se utilizó arco Gummetal con 0,00228876 milímetros en comparación con el arco de Elgiloy azul con 0,0023616 milímetros. La distribución de deformaciones se ubicó en el tercio medio e incisal en la corona de los dientes 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.



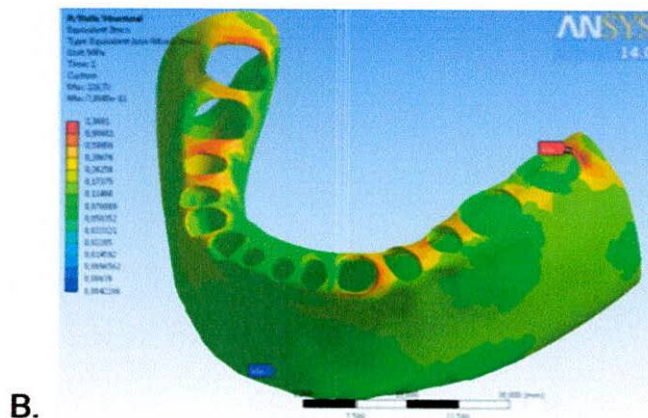
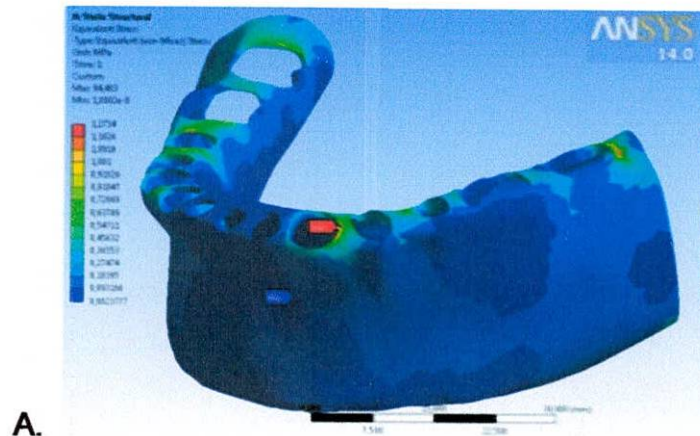


En este elemento se puede ver una relación inversa entre los esfuerzos y deformaciones entre los dos arcos: los mayores esfuerzos los generó el arco de Elgiloy azul con multianzas y las mayores deformaciones el arco Gummetal.

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, seguido por la superficie distal del canino en un rango de 0,59956 – 0,90601. cuando se utilizó arco Elgiloy azul se mostró el mismo comportamiento con valores inferiores, como se muestra en la Figura 10.

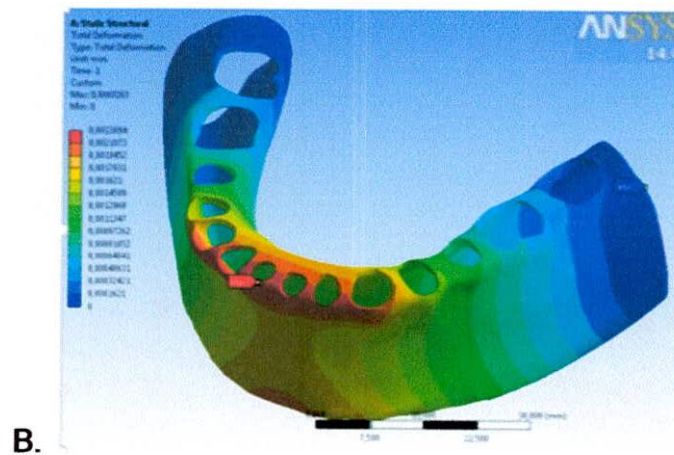
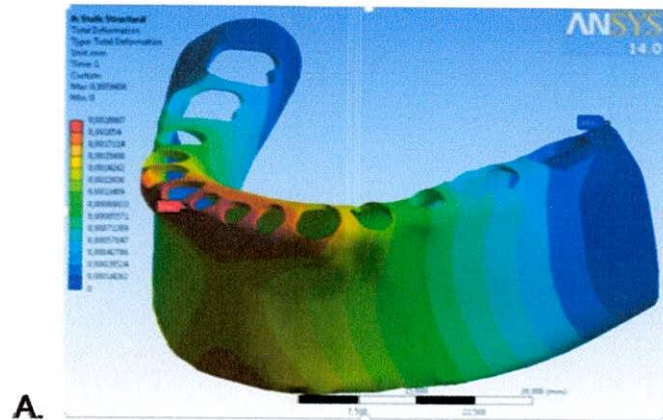
Figura 10. A. Distribución de esfuerzos en el hueso cortical, utilizando arco Elgiloy azul con multiansas. B. Distribución de esfuerzos en el hueso cortical, utilizando arco Gummetal.



Las deformaciones para el hueso cortical coinciden con los esfuerzos sienta también mayores cuando se empleó arco Gummetal en comparación con el arco Elgiloy azul con multiansas, con un valor máximo de 0,0022694 milímetros; Las

deformaciones máximas se ubicaron en la cresta alveolar en su porción vestibular de los dientes anteriores sus valores decrecen en el sector anterior hacia la sínfisis y hacia distal en el cuerpo mandibular tendencia mostrada para ambos arcos, como se muestra en la Figura 11.

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.



Esfuerzos y deformaciones en el hueso esponjoso

Los esfuerzos máximos los mostró el hueso esponjoso cuando se empleó arco Elgiloy azul con multiansas mostrado a nivel del alveolo del segundo molar, el máximo esfuerzo para el arco Gummetal se expuso en vestibular de la zona de incisivo lateral, 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.

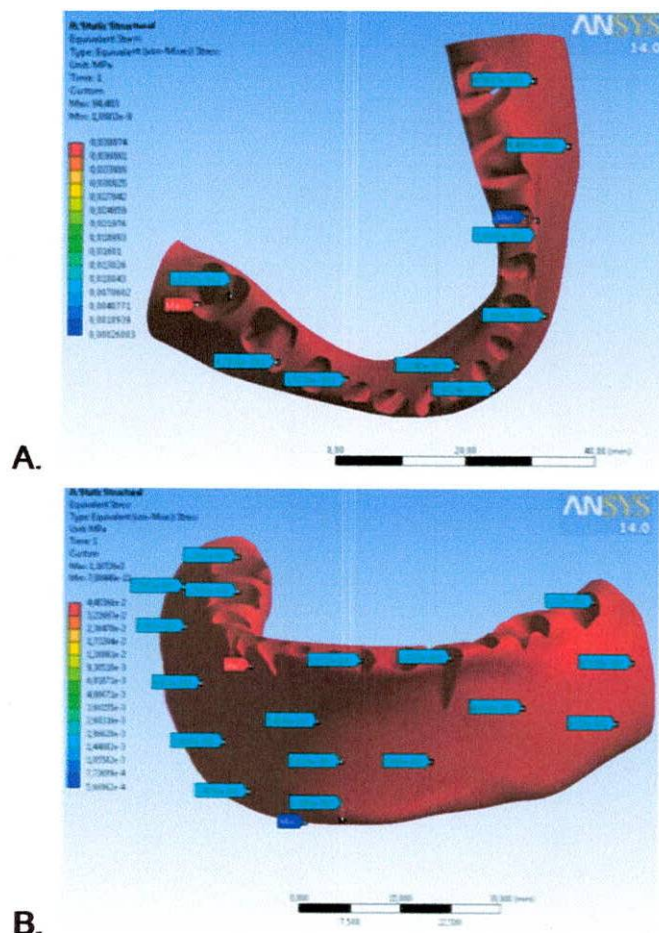
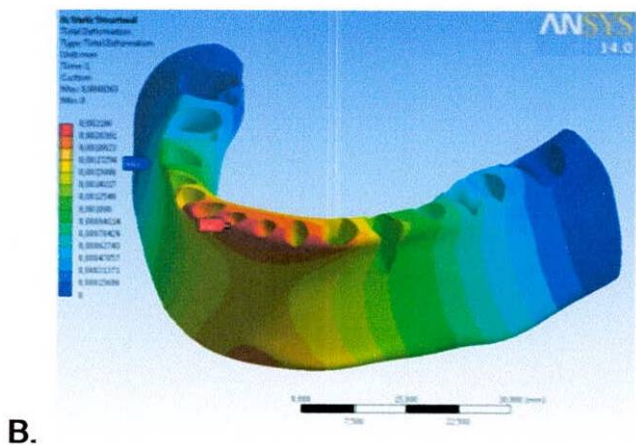


Figura 13. . A. Distribución de deformaciones en el hueso esponjoso, utilizando arco Elgiloy azul con multiansas. B. Distribución de deformaciones en el hueso esponjoso, utilizando arco Gummetal



4. 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. (63)

El arco multiansas es considerado como una herramienta efectiva para los movimientos distales en masa (64). 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, esto es mayor desplazamiento en incisal que en apical, y teniendo en cuenta el centro de resistencia de estos órganos dentarios, lo anterior resultaría en un desplazamiento hacia lingual de los mismos.(64)

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. (65)

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.(66) 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 2004 (67) 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 B y colaboradores en 2008 mostraron que El IA mostró 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 (figura 4A). Sin embargo, MEAW mostró una distribución relativamente uniforme del estrés en toda la dentición a pesar de los elásticos clase III. (68)

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 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. (65) sin embargo aunque el arco Gummetal fue 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 en 1994 reportó que el uso de elásticos clase III en la técnica Meaw causan una Pro inclinación de los dientes anteriores superiores, y Retro inclinación de los dientes anteriores inferiores mientras 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. (69)

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 2014 (70) 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 2013 (71) 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. (72,73) Muchos modelos han simulado propiedades lineales del ligamento asumiéndolo como isotrópico y

homogéneo, adjuntándoles propiedades como un elemento sólido de espesor uniforme y único comportamiento ³³⁻³⁵, mas no del comportamiento real del mismo, lo que sería poco trascendente en resultados. Toms SR. en 2003 (74) 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.

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.

5. 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 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.

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.

6 RECOMENDACIONES

- Utilizar este modelo matemático simulando con elásticos de clase II.
- Simular ligamento periodontal con su comportamiento real en conjunto con las demás estructuras.
- Simulación dinámica comparando los dos arcos.

REFERENCIAS

1. Brekelmans WA, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyze the mechanical behavior of skeletal parts. *Acta Orthop Scand*. 1972; 43 (5):301-317.
2. Taylor RL, Simo JC, Zienkiewicz OC, CHAN ACH. The patch test - a condition for assessing FEM convergence. *Int. J. Num Meth*. 1986; 22:39-62.
3. Bate JK. *Finite Element Procedures in Engineering Analysis*. New Jersey: PrenticeHall; 1982; 225.
4. R.J. Talling, R.J. Dashwood M, Jackson and D. Dye. Compositional variability in gum metal; *Scripta Materialia* 2009; 60: 1000–1003
5. M.Yu. Gutkin, T. Ishizaki, S. Kuramoto, I.A. Ovid'ko, V. Skiba. Giant faults in deformed Gum Metal. *International Journal of Plasticity* 2008; 24:1333–1359
6. Koell ac. a mathematical model of an in vitro human mandible. *J. Biomech* 1977; 10:157-66
7. Tanne k a dynamic analysis of stress in the tooth and its supporting structures- *J Jp Orthond Soc* 1979 ; 38 :372-382
8. P.G. Ciarlet y J.L. Lions, Edts: *Handbook of Numerical Analysis, Computational Models for the Human Body*, North Holland, 2004 ;(9); 12-34.
9. Pete G, Constantine C, Dennise Orthodontic forces generated by a simulated arch wire appliance evaluated by the finite element method. *The angle orthod*.1987; 60(4):277-281.
10. Rivadeneira C, Bonifaz EA. Finite element modelling in premolar teeth. *avances en ciencias e ingenierias*.2013; 5(2); 90-94.
11. Viaño J. simulacion numerica en odontologia y ortodoncia. *la gaceta de la RSME*.2007; 10(2):297-331.

12. Canut, J.: Ortodoncia Clínica. Barcelona, Salvat; 1992.
13. Guercio, E.: Biología del Movimiento Dentario Ortodóntico. 2001, obtenible en Acta Odontológica Venezolana: http://www.actaodontologica.com/ediciones/2001/1/biologia_movimiento_dentario.asp[consulta: 28 octubre 2008]
14. Proffit, W.: Ortodoncia. Teoría y Práctica. Segunda Edición. Madrid, Mosby-Doyma Libros; 1994.
15. Rincón E, Ros A, claramunt, Arranz F. Caracterización mecánica del material óseo. Rev Tec Des 2004; 2:00-27.
16. Nyman JS, Anuradha R, Shen X, Acuna RL, Tyler JH, Wang X. The influence of water removal on the strength and toughness of cortical bone. J Biomech 2006; 39: 931-8.
17. Rho JY, Tsui TY, Pharr GM. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. Biomaterials 1997; 18:1325-30.
18. Dechow PC, Nail GA, Schwartz-Dabney CL, Asman RB. Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. Am J Phys Anthropol 1993; 90:291-306. [Links]
19. McCalden RW, McGeough JA, Barker MB, Court-Brown CM. Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. J Bone Joint Surgery 1993; 75-A: 1193-205. [Links]
20. Zioupos P. Ageing human bone: Factors affecting its biomechanical properties and the role of collagen. J Biomat Appl 2001b; 15: 187-229.
21. Nicholson PH, Cheng XG, Lowet G, Boonen S, Davie MW, Dequeker J, Van der Perre G. Structural and material mechanical properties of human vertebral cancellous bone. Med Eng Phys 1997; 19: 729-37.

22. McNamara LM, Van der Linden JC, Weinans H, Prendergast PJ. Stress-concentrating effect of resorption lacunae in trabecular bone. *J Biomech* 2006; 39: 734-741. [Links]
23. Smit TH, Burger EH. Is BMU-coupling a strain-regulated phenomenon? A finite element analysis. *J Bone Min Res* 2000;15: 301-7.
24. Atmaram GH, Mohammed H. Estimación de tensiones fisiológicas con un diente natural teniendo en cuenta la estructura fibrosa PDL. *J Dent Rest.* 1981; 60: 873-877. [PubMed]
25. Ohkubo C, M Kobayashi, Suzuki Y, Hosoi T. Efecto de apoyo implante en distal de extensión de las prótesis parciales removibles: *in vivo* evaluación. *Int J Oral Implantes Maxillofac.* 2008; 23 : 1095-1101[PubMed]
26. Li Y, Zheng W, Liu JS, Wang J, Yang P, Li ML, et al. Expression of osteoclastogenesis inducers in a tissue model of periodontal ligament under compression. *J Dent Res.* 2011; 90(1):115-20.
27. Fill TS, Carey JP, Toogood RW, Major PW. Experimentally determined mechanical properties of, and models for, the periodontal ligament: Critical Review of Current Literature. *J Dent Biomech.* 2011; 2011:312980.
28. Kavarizadeh A, Bourauel C, Zang Do, Götz W, Jäger A. Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat. *Eur J Oral Sci.* 2004;112 (2): 140 -7.
29. White S.N., Luo W., Paine M-L-, Fong H., Sarikaya M., M.L. Snead Biological Organization of Hydroxyapatite Crystallites into a Fibrous Continuum toughness and controls anisotropy in Human Enamel. *J. Dent Res* 80, 1, 321-326, 2001.
30. Bajaj D., Arola D. On the R-curve behaviour of human tooth enamel. *Biomaterials.* 30:4037-4046, 2009.
31. Park S., Quinn J.B., Romberg E., Arola D. On the brittleness of Enamel and Selected Dental Materials. *Dental Materials,* 24, 1477-1485, 2008
32. Xu H.H.K, Smith D.T., Jahanmir S., et al. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentine. *J Dental Research,* 77, 472-480, 1998.

33. Habelitz S., Marshall S.J., Marshall G.W, Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometer scale. *Archives Oral Biology*, 46, 173-183, 2001.
34. Fuentes V. Propiedades mecánicas de la dentina humana. *Av Odontoestomatol* [online]. 2004, vol.20, n.2 [citado 2015-01-15], pp. 79-83. Disponible en: <http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852004000200003&lng=es&nrm=iso>. ISSN 0213-1285. <http://dx.doi.org/10.4321/S0213-12852004000200003>.
35. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material : Ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech* 1993; 26: 111-119.
36. Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JG. Dentin stress in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 1983; 62(9): 1002- 1008.
37. H.E, Lee, C.L. Lin, C.H. Wang, C.H. Cheng, C.H. Chang. " Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar- a finite element investigation". *Journal of Dentistry*. Vol. 30 No (7):283-290.2002.
38. Newman, Takei, Klokkevold, Carranza, *Periodontologia clínica*, décima edición, Cap. 5, Pag 68-85.2010.
39. Carranza FA Jr Itoiz ME, Cabrini RL, et al: A study of periodontal vascularization in different laboratory animals, *J periodontal Res* 1:120, 1996.
40. McCulloch CA, Lekic P, McKee MD: Role of physical forces in regulating the form and function of the periodontal ligament, *periodontol* 2000 24:56, 2000.
41. Yang WS, Kim BH, Kim YH. A study of the regional load deflection rate of multiloop edgewise arch wire. *Angle Orthod*. 2001 apr; 71 (2):103-9.
42. Chang YI, sin SJ, Back SH. Three-dimensional finite element analysis in distal en masse movement of the maxillary dentition with de multiloop edgewise archwire. *Eur J Orthod*.2004 Jun; 26 (3): 339-45.

43. kim YH. anterior openbite and its treatment wiht multiloop edgewise arch-wire. Angle orthod 1987; 57:290-321.
44. Sato S. application of multiloop edgewise arch-wire (MEAW) on de oclusal reconstrucction of malocclusion. Japan Ortho Practice 1989; 5:57-73.
45. Kim YH common undersirabkle efects of straight arch wire technic. Int J MEAW 1994;1:85-104.
46. Kondo E. tow skeletal class II cases with retrognathic mandible and temporo – mandibluar joint disorder. Int J MEAW. 1996;3:38-50.
47. Kim YH, han UK. The versatility and effectiveness of the mult.iloop edgewise archwire (MEAW) in treatment of various malocclusions. world J of orthod 2001;2:208-218.
48. 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.
49. Kuramoto S, Furuta T, Hwang J, Nishino K, Saito T. Elastic proprieties of Gummetal. Materials science and engieneering. 2005 August 31; (442) 454 – 457.
50. 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.
51. 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.
52. K. Nishino. Multifunctional new alloy “Gummetal”. The japan mechanical engineer. 2003; 106:61-70.

53. Furuta Develop of multifunctional new titanium alloy "Gummetal" material. Japan, 2004; (43):154-156.
54. 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.
55. 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.
56. 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.
57. 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.
58. 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.
59. 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.
60. 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.
61. Seth B, Kamath P, Venkatesh MJ. A marvel of modern technology: finite element model. *Virtual journal of orthodontics*.2010; (2)1-4.

62. Marquez K, Garzon D, Vergara M. metodo para el calculo de las medidas angulares de la articulación Del radio distal. Revista cubana de investigaciones biomedicas.2012; 31(2): 332-351.
63. 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.
64. 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.
65. Kim YH. Anterior openbite and its treatment with multiloop edgewise archwire. Angle Orthod. 1987 Oct; 57(4):290-321.
66. Canut J. Ortodoncia Clínica. 1a.ed.barcelona: Mansson-Salvat Odontologia; 1992.p 239-255
67. 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.
68. 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.
69. Rubin R. Comentary: Skeletal class III malocclusion. The angle Orthontics.1994; 64(2):111.
70. 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.

71. 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 Odontos. 2013; 40:35-54.
72. 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.
73. 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
74. 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.