



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE:

**MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA CON TERMINAL EN
ORTODONCIA**

**“Comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar aplicando dos
fuerzas de torque en brackets Damon Q: elementos finitos “**

PRESENTAN:

ALUMNO:

JAVIER ELIZALDE SOTO
MATRICULA: 218450004

DIRECTOR DE TESIS:

M.O. FARID ALFONSO DIPP VELÁZQUEZ
ID: 100408155

DIRECTOR DISCIPLINARIO:

DRA. YARELI HERNANDEZ AVILA
ID: 100426009

ASESOR METODOLÓGICO:

DR. MIGUEL ANGEL CASILLAS SANTANA
ID: 100526485

ASESORES EXTERNO 1:

M.C. GABRIEL SOSA ARELLANO
ID:

Lector de Tesis:

M.O. ESTELA DEL CARMEN VELASCO LEÓN GRADO
ID:100225455

19 Junio 2020



BUAP

Oficio No. FESIEP/127/2020

C. Javier Elizalde Soto
Matrícula: 218450004
Alumno de la Maestría en Estomatología
Con opción Terminal en Ortodoncia
De la Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
PRESENTE.

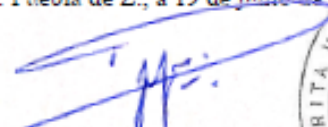
El que suscribe, MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez, Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, por este medio me permito informar a usted que esta Secretaría aprueba la impresión de la Tesis titulada "Comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar aplicando dos distintas fuerzas de torque en brackets Damon Q: elementos finitos", misma que presentará para realizar su examen profesional y obtener el grado de Maestro en Estomatología con Opción Terminal en Ortodoncia.

Sin más por el momento, deseándole lo mejor, le reitero mi distinguida consideración.

Atentamente

"Pensar bien, para vivir mejor"

H. Puebla de Z., a 19 de junio de 2020


MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez
Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPCIONAL

Para obtener el Grado de: **Maestro(a) en Estomatología con opción terminal en Ortodoncia**
Registro CIFE: 2019117 Fecha: 19 junio 2020

Título de la Tesis: Comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar aplicando dos distintas fuerzas de torque en brackets Damon Q: elementos finitos

Nombre del alumno: Javier Elizalde Soto **Matrícula:** 218450004

Domicilio: 35 poniente 507 Colonia Chulavista, Puebla, Puebla.

Tel: 2221969290 **Fecha de ingreso a la Facultad:** 8 de enero 2018

Firma: _____

Director de tesis: M.O. FARID ALFONSO DIPP VELÁZQUEZ **Maestro en Ortodoncia.**

Adscripción: **Facultad de Estomatología** ID: 100408155 **TEL:** 2221614748

Firma: _____

Director disciplinario: M.O. YARELI HERNANDEZ AVILA **Grado académico Maestra en Ortodoncia.**

Adscripción: **Facultad de Estomatología** ID: 100426009 **Tel:** 2221992062

Firma: _____

Director metodológico: DC. MIGUEL ANGEL CASILLAS SANTANA **Grado académico: Doctor en Ciencias**

Odontológicas. Adscripción: ID: 100526485 **Tel:** 4448467645

Firma: _____

Lector: M.O. ESTELA DEL CARMEN VELASCO LEÓN **Grado académico: Maestra en Ortodoncia**

Adscripción: **Facultad de Estomatología** ID: 100225455 **Tel:** 222 323 4842

Firma: _____

Nombre y firma de aprobación del Responsable de la Maestría en Estomatología con opción terminal en Ortodoncia

M.O. Laura Mónica López Pérez Franco

Firma: _____

La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología autoriza la impresión de la Tesis.

MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez



Fecha: 19 junio 2020

Sello _____

AGRADECIMIENTOS:

“Se un buen hijo de P... Paciencia, Perseverancia y Pasión.”

Es una frase que ha marcado mi vida en todo proyecto realizado, como profesionista y como persona, estoy muy agradecido con **Dios** por la oportunidad de vida, de seguir realizándome como ser humano y brindarme el camino correcto, poniendo a las personas correctas e incorrectas que me han hecho evolucionar cada día, pero sobre todo en ponerme siempre en el lugar adecuado en el momento adecuado.

Este Trabajo de tesis se los dedico a mis padres **Franciscos Javier Elizalde** y **Julia Soto** y a mi hermano **Roberto Elizalde** que han sido el pilar más importante en mi vida profesional y personal, que sin su apoyo no hubiera logrado nada, agradecido también por la increíble familia que tengo la cual siempre es un centro de carga de energía positiva ante cualquier adversidad que la vida me presenta. También agradezco a la nueva integrante de la familia **M.O. Marcela Carolina de León** por ser un gran apoyo en la redacción de esta tesis y ser una gran inspiración para mi vida profesional y personal futura.

Así como también le estoy profundamente agradecido a el **Dr. Farid Dipp Velásquez** por la oportunidad de poder ingresar a la maestría en ortodoncia y convertirse en un gran ejemplo para mi vida profesional, también mencionar al **Dr. Miguel Ángel Casillas Santana** por ser un gran apoyo en la realización, redacción y muchas otras situaciones fuera del posgrado brindándome su amistad, a la **Dra. Yareli Hernández Ávila** por siempre darme ese consejo oportuno, cuando las ideas parecían acabarse en la realización de esta tesis, siempre puntual y guiándome desde el punto de vista clínico pasa saber qué dirección tomar, le agradezco mucho sus atenciones, y el **Ing. Gabriel Sosa** le tengo que decir gracias por tanta paciencia que me tuvo para realizar el análisis y el apoyo a distancia brindándome su confianza, capacitándome para realizar el estudio y brindándome los conocimientos

para poder comprender de una mejor manera los alcances del estudio, así como un especial agradecimiento a la **Dirección de Innovación y Transferencia de Conocimiento (DITco)** por permitirme el acceso a las instalaciones y el equipo necesario para la realización de este estudio y a su director de Investigación en ese momento el **M.C. ERIC REYES CERVANTES**.

Y agradecer muy especialmente a la **Benemérita Universidad Autónoma De Puebla**, por haberme abierto las puertas y ser mi hogar durante casi 2 años y medio, llevándome muchas buenas entre experiencias, lecciones y amistades durante este corto tiempo, tomando como lección de vida también el lema de la misma, *“Pensar bien para vivir mejor”*.

Gracias.

Índice de contenido

RESUMEN:	1
ABSTRACT:	2
1.INTRODUCCIÓN	3
2.Antecedentes específicos	26
3.PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	31
4.PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.	33
5.JUSTIFICACIÓN	34
6.HIPÓTESIS	36
7. OBJETIVOS	37
7.1 Objetivo general:	37
7.2 Objetivos específicos:	37
8.1 Diseño del estudio	39
8.3 Población de estudio.....	39
8.4 Tipo de muestreo:.....	40
8.5Criterios de selección.....	40
8.5.1 Inclusión	40
8.5.2 Exclusión	40
8.6.3 Eliminación	40
9.DESCRIPCIÓN DE VARIABLES	41
10. LOGÍSTICA	43
10.1 Recursos Humanos.....	43
10.2 Recursos Materiales.....	43
10.3 Financieros:	43
11.ÉTICA Y BIOSEGURIDAD	43
12. PROCEDIMIENTO	44
Obtención de muestras	¡Error! Marcador no definido.
13. RESULTADOS	51
14. DISCUSIÓN	94
15. CONCLUSIÓN:	102

16. BIBLIOGRAFÍA:	105
--------------------------------	------------

RESUMEN:

INTRODUCCIÓN El movimiento de torque se genera a través de la interacción arco-bracket convirtiéndose en uno de los desplazamientos dentoalveolares más complejos de evaluar debido a la variabilidad de características radiculares y diferentes arcos utilizados para obtener este movimiento; mediante el análisis de elementos finitos se puede brindar el control preciso de los parámetros biomecánicos, para así evaluar el comportamiento del conjunto arco-bracket y unidad dentoalveolar brindando pautas confiables para el uso clínico. **OBJETIVO** Comparar el comportamiento biomecánico de una unidad dentoalveolar, aplicando dos distintas fuerzas de torque en brackets Damon por medio de elementos finitos. **MATERIAL Y MÉTODO** Estudio transversal, prospectivo, comparativo y descriptivo, se eligieron tres tipos de arcos para la aplicación de torque; Niti, Acero y TMA (0.018x0.025) a dentro del bracket (Damon Q), para simular la aplicación teórica tanto torque negativo como positivo, utilizando una unidad dentoalveolar de un OD. 21, las especificaciones del bracket fueron de torque estándar. Se aplicaron fuerzas de 7 y 14 Nmm en la interacción arco-bracket como en la unidad dentoalveolar. Utilizando para el análisis elementos finitos. **RESULTADOS** Se observaron las zonas de estrés, mayor tensión y la deformación obtenidas en la unidad dentoalveolar y arco-bracket, como consecuencia de la angulación y fuerzas aplicadas en la simulación, así como una mejor capacidad de movimiento de la unidad dentoalveolar al torque negativo y por otra parte en los brackets existe mayor esfuerzo al aplicar un torque positivo. **CONCLUSIONES** Se sugiere que los arcos acero y TMA tiene mejor capacidad de distribución de fuerzas que el Niti. Fuerza entre de 7 Nmm mantiene esfuerzos más estables que 14 Nmm al respetar el grosor del ligamento periodontal. Se sugiere que las variaciones en esfuerzos que se generan en la unidad dentoalveolar al aplicar un torque positivo y negativo están estrechamente relacionadas con su anatomía radicular no regular.

ABSTRACT:

INTRODUCTION The torque movement is generated through the arch-bracket interaction becoming one of the most complex to evaluate due to the variability of root characteristics and different arches used to obtain this movement; through the finite element analysis we can provide the precise control of the biomechanical parameters, in order to evaluate the behavior of the arch-bracket and dentoalveolar unit set providing reliable guidelines for clinical use. **OBJECTIVE** To compare the biomechanical behavior of a dentoalveolar unit, applying two different torque forces in Damon brackets by means of finite elements. **MATERIAL AND METHOD** A cross-sectional, prospective, comparative and descriptive study, three types of arches were chosen for torque application; Niti, Steel and TMA(0.018x0.025) into the bracket (Damon Q), to simulate the theoretical application of both negative and positive torque, using a dentoalveolar unit of an OD. 21, the bracket specifications were standard torque. Forces of 7 and 14 Nmm were applied in the arch-bracket interaction as in the dentoalveolar unit. Using finite element analysis. **RESULTS** The areas of stress, greater tension and deformation obtained in the dentoalveolar unit and arch-bracket were observed, as a consequence of the angulation and forces applied in the simulation, as well as a better capacity of movement of the dentoalveolar unit at negative torque and on the other hand in the brackets there is greater stress when applying positive torque. **CONCLUSIONS** It is suggested that steel arches and TMA have better force distribution capacity than Niti. Force between 7 Nmm maintains more stable forces than 14 Nmm while respecting the thickness of the periodontal ligament. It is suggested that the variations in stress generated in the dentoalveolar unit when applying positive and negative torque are closely related to its non-regular root anatomy.

1. INTRODUCCIÓN

El torque es un movimiento dental que se puede generar al poner en interacción las propiedades del arco, las dimensiones de la ranura y diseño del bracket, comenzando esta relación con el aumento gradual del grosor del arco durante el tratamiento. Sin embargo, las dimensiones máximas de un arco de trabajo final nunca alcanzan las dimensiones totales de la ranura; por lo tanto, se pierde un porcentaje de superficies de contacto al siempre existir un lumen, esto debido al “juego” entre el arco y las paredes de la ranura, repercutiendo en la generación de un movimiento de torque. La literatura actual sobre la expresión del torque consiste en estudios in vitro con modelos teóricos utilizando fórmulas para obtener el ángulo que se forma en el contacto arco/bracket y estudios que utilizan aparatos para medir la fuerza/torque al momento de colocar un arco rectangular en la ranura del bracket.

En la actualidad, no es suficiente la evidencia científica sobre el torque que se puede obtener en distintas combinaciones de arco/bracket y son pocos los estudios que relacionan esta interacción que existe entre el complejo mecánico mediante el cual se genera el movimiento dental y como esto repercute sobre la unidad dentoalveolar al momento de generar una fuerza, tomando en cuenta datos teóricos de fuerza necesaria para generar movimiento, sugeridos en el transcurso del desarrollo de la investigación en la ortodoncia buscando indicaciones adecuadas de fuerza sin embargo manteniéndose en rangos muy amplios que se pueden encontrar desde 5 Nmm a 20 Nmm, usualmente estudiados aislando ya sea los factores biológicos o mecánicos. Esto puede atribuirse a la complejidad de establecer un modelo experimental en conjunto y a la multiplicidad de factores que deben ser controlados en un contexto clínico, las distintas superficies y divergencias radiculares, anchos mesio distales de brackets y dientes, la técnica utilizada, la posición inicial del órgano dentario, así como la respuesta biológica generada por los estímulos mecánicos en la arcada completa y en cada unidad dentoalveolar. Por otro lado la innovación de nuevos brackets como los sistemas de autoligado elaborados en base a la filosofía de menor fricción, promueven una menor generación de fuerzas manteniendo de esta manera estímulos adecuados y constantes en la unidad dentoalveolar, cimentando la base de su éxito en el mejor

manejo de los tejidos periodontales, así como brindarnos las condiciones adecuadas para llevar a cabo el movimiento dental, con la posibilidad de reducir el tiempo del tratamiento de ortodoncia y minimizar los efectos no deseados propios de la mecánica ortodóncica.

En la innovación ortodóncica también existen técnicas que utilizan prescripciones personalizadas de angulaciones establecidas a partir de la posición inicial de órganos dentarios y la predicción mediante softwares de su posición final ideal, sin embargo en la clínica a pesar de utilizar estas prescripciones existen variaciones en la respuesta de cada órgano dentario, estas diferencias probablemente derivadas desde un punto de vista estructural del bracket, relacionados con la variación de presiones y fuerzas sobre todas las superficies involucradas representándose en la posterior respuesta biológica, por lo que se debe aplicar torque extra en un amplio número de casos, teniendo como recurso posterior solo la evaluación clínica en cada cita para observar la posición del órgano dentario y valorar la aplicación de más torque, aumentando el tiempo de tratamiento. Por lo que contribuir a la generación de conocimiento el cuál, contribuya a un mejor manejo de las respuestas biomecánicas de la unidad dentoalveolar derivadas de una fuerza ortodóncica podría partir del estudio de distintas fuerzas aplicadas sobre diferentes materiales empleados en búsqueda de la ideal interacción arco/bracket, y permita discernir que tipo de fuerza y dirección de la fuerza es en la que podemos tener un mayor control de esfuerzos los tejidos de soporte del diente.

Por esto se ha intentado estandarizar y evaluar la fuerza necesaria de aplicación que genere un movimiento clínico representativo tomando en cuenta la pérdida de torque que puede existir sobre los arcos y brackets. Burstone y Reitan mencionan, que para que se genere un movimiento clínico de torque debemos aplicar una fuerza de 5 a 10 Nmm, sin embargo, esta sugerencia no se ha evaluado en los distintos tipos de arcos que tenemos en la actualidad y en los brackets de autoligado que promueven una menor generación de esfuerzos para mantener un comportamiento biomecánico adecuado de la unidad dentoalveolar sin repercutir en el movimiento dental. En la actualidad enlazar estudios con el área de ingeniería como elementos

finitos permitiendo estudiar el comportamiento mecánico de distintas estructuras, mediante la elaboración de esquemas complejos que simulen una situación in vivo a la aplicación de fuerzas, teniendo un punto de vista importante su aplicación en el área de ciencias biológicas donde muchos de los procesos biológicos son promovidos por un estímulo mecánico, hablando del hueso, ligamento y diente que son estructuras complejas receptoras de estímulos mecánicos que desencadenan una respuesta biológica. Siendo esto en ortodoncia, uno de los principios fundamentales para poder ejercer un movimiento, por lo que estudiar la capacidad biomecánica de las estructuras involucradas en el movimiento dental es de suma importancia para poder sugerir una mecánica ortodóncica adecuada, reduciendo el tiempo de tratamiento y contribuyendo a reducir la exposición al dolor en la aplicación de torque extra en los órganos dentarios del paciente.

En base a lo anterior el objetivo de este estudio es conocer el contexto mecánico que existe al momento de aplicar distintas fuerzas de torque y en diferentes direcciones en los elementos que se utilizan para realizar este movimiento y su repercusión momentánea sobre la unidad dentoalveolar, contribuirán a tener un preámbulo de las variaciones que debemos tener en consideración en el control de torque previas a un tratamiento de ortodoncia.

2. ANTECEDENTES GENERALES

La unidad dentoalveolar está conformada por el ligamento periodontal, el hueso alveolar y el órgano dentario que en relación con su porción radicular cubierta por cemento le permite permanecer dentro de su alveolo y generar movimientos. (Figura 1)

Tiene las siguientes funciones:

- Función de soporte; provee el sostén y la retención del diente.
- Función formativa; produce la reposición del cemento, ligamento periodontal y hueso alveolar.
- Función nutritiva; dada por los vasos sanguíneos que dan la irrigación a los tejidos periodontales.
- Función sensitiva; dada por los nervios que proporcionan diferentes tipos de receptores sensoriales. ¹

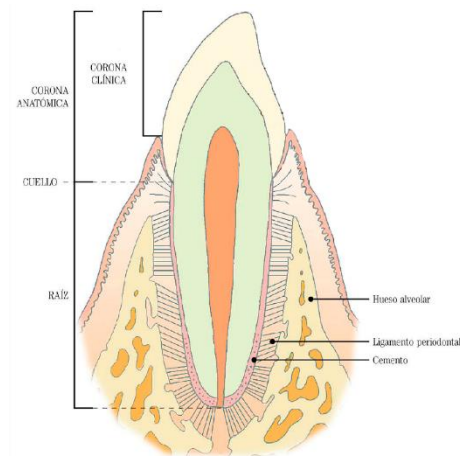


Figura 1. Unidad dentoalveolar (Gómez de Ferraras & Campos Muñoz, Periodoncia de Protección: Encía y unión dentogingival, 2009)

Ligamento periodontal

Tiene su origen del folículo dental, siendo el medio de unión entre el diente y el hueso alveolar. Es un tejido laxo, altamente vascularizado y celular, donde predominan los fibroblastos, célula especializada en secretar tanto la fibra colágena como la sustancia intercelular del tejido conectivo.²

El ligamento periodontal tiene un ancho de aproximadamente 0.25 mm. su presencia hace posible la distribución y absorción de las fuerzas ejercidas sobre el proceso alveolar durante la masticación, este último también es esencial para la movilidad fisiológica de los dientes, la cual está determinada en gran parte por el ancho, altura y calidad del ligamento periodontal³. Al aplicar fuerzas ortodóncicas, se genera una deformación o estrés en el ligamento periodontal que desencadena los cambios celulares responsables de la reabsorción y formación ósea involucradas en el movimiento dentario. El estrés en el ligamento periodontal puede medirse en términos de tensión y cambios en la presión hidrostática.⁴ En algunos casos, la reabsorción radicular puede estar asociada a la aplicación excesiva de fuerzas y

Muchos estudios han evaluado la relación entre el torque y las fuerzas de tensión-presión sobre el ligamento periodontal por medio del método de elementos finitos, además, se ha demostrado que a pesar de que la literatura clásica menciona que siempre existe un sitio de tensión y otro de presión, esta situación no se cumple en

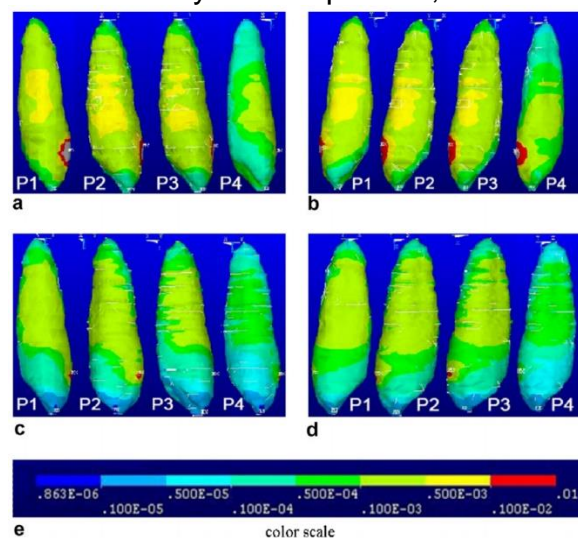


Figura 2. Esquema de la variación de esfuerzos que pueden existir sobre la superficie del diente generados por las diversas irregularidades sobre la superficie radicular. (Zhao 2009)

la simulación matemática realizada por un software de elementos finitos.⁵ En estos modelos tridimensionales se ha evidenciado la existencia de superficies donde ambos estímulos (presión-tensión) se encuentran sobre un mismo sitio del ligamento periodontal, lo cual se justifica porque la superficie radicular presenta innumerables irregularidades convexas y cóncavas que coexisten adyacentes entre sí en espacios reducidos, provocando cambios en la direccionalidad de esfuerzos de las fibras del ligamento repercutiendo en la variabilidad de transmisión de fuerzas sobre los componentes de la unidad dentoalveolar,⁶ modificando el comportamiento biomecánico, en base a lo anterior, se ha postulado, que es prácticamente imposible aislar cada uno de estos sitios, por lo que se le debe considerar al ligamento periodontal como un sistema complejo de mecano-transducción para llevar a cabo el movimiento dental.⁷ podría ser considerada como una secuela del tratamiento ortodóncico.¹⁻⁴

El cemento radicular

El cemento radicular es un tejido calcificado especializado que recubre las superficies radiculares de los dientes. Este corresponde a otro elemento de anclaje del ligamento periodontal, puesto que da la inserción radicular a las fibras del ligamento periodontal (Fibras de Sharpey) y participa en el proceso de reparación tras las lesiones en la superficie radicular.² El cemento tiene un espesor de 20 a 50 micras en el tercio coronal y de 150 a 50 micras en el tercio apical⁸; no contiene vasos sanguíneos ni linfáticos, no tiene innervación, no sufre reabsorción ni remodelado fisiológico, pero se caracteriza por su deposición continua a lo largo de la vida². El proceso mediante el cual también el ligamento periodontal encuentra la generación de movimiento es a través de la generación de cemento mediante los cementoblastos y reabsorción por los cementoclastos, ambos indispensables para que pueda existir una armonía entre el movimiento dental sin olvidar que la estimulación de estos se da por las inserciones del ligamento periodontal con el cemento.⁹ La reabsorción que se genera por el movimiento puede estar relacionada con diversos factores de riesgo innatos (Estructura dentoalveolar, Morfología radicular, tamaño radicular, factores endocrinos y nutricionales) o adquiridos.

En el cemento repercuten todos los esfuerzos generados sobre la unidad dentoalveolar, siendo como se mencionó, el sitio de recubrimiento de la superficie radicular y el sitio de inserción de las fibras del ligamento periodontal. El exceso de fuerzas aplicadas sobre los órganos dentarios no solo repercute en el hueso alveolar sino también en el cemento de novó, creando defectos en el momento de la reparación de los sitios donde se generan mayores esfuerzos tanto de presión, tensión y desplazamiento de la raíz, comenzando con ello el proceso de reabsorción radicular.¹⁰

Hueso alveolar

El hueso es un tejido mesodérmico especializado, compuesto por matriz orgánica e inorgánica. El componente orgánico está constituido por una red de osteocitos y sustancia extracelular, en tanto que gran parte de la red inorgánica está compuesta por calcio, fosfato y carbonato en forma de cristales de apatita.¹¹ El proceso alveolar es aquella parte del maxilar donde se encuentran los alveolos que alojan los dientes, se forma con el desarrollo y la erupción de los dientes y se reabsorbe gradualmente ante la pérdida dental. La función de los dientes está directamente relacionada con el mantenimiento de este hueso alveolar.¹²

El término hueso alveolar ha sido utilizado para referirse al hueso compacto que se mantiene en relación con el ligamento periodontal y el órgano dentario, se continua hacia las corticales externas vestibulares y palatinas o linguales del hueso maxilar/mandibular.¹³ El proceso alveolar está compuesto por el hueso alveolar y el hueso de soporte. El resto del hueso maxilar que sostiene el proceso alveolar está ubicado apicalmente, se denomina hueso basal.¹¹⁻¹³

Según su calidad, el tipo óseo se divide en:

- Tipo 1: hueso compacto denso.
- Tipo 2: hueso compacto poroso.
- Tipo 3: hueso trabecular denso.
- Tipo 4: hueso trabecular poroso.

El hueso se puede considerar para su estudio como un tejido o como una estructura, ya que tiene funciones básicas: control de metabolismo, soporte del organismo y protección de órganos. La complejidad mecánica del tejido óseo puede estar derivada de las diferencias entre densidades que podemos encontrar de acuerdo al tipo de hueso a evaluar, como la cantidad de hueso siendo un factor que se puede definir como masa mineral o contenido mineral óseo, expresada por unidad de área como densidad mineral ósea (DMO, en g/cm^2), parámetro que se usa para determinar su resistencia. Sin embargo, hoy en día se acepta que las propiedades geométricas y estructurales son las que determinan la resistencia del hueso. Por ello la importancia de la evaluación de los distintos tipos de hueso en el organismo relacionándolos con sus papeles a desempeñar, tomando en cuenta sus propiedades mecánicas.¹⁴

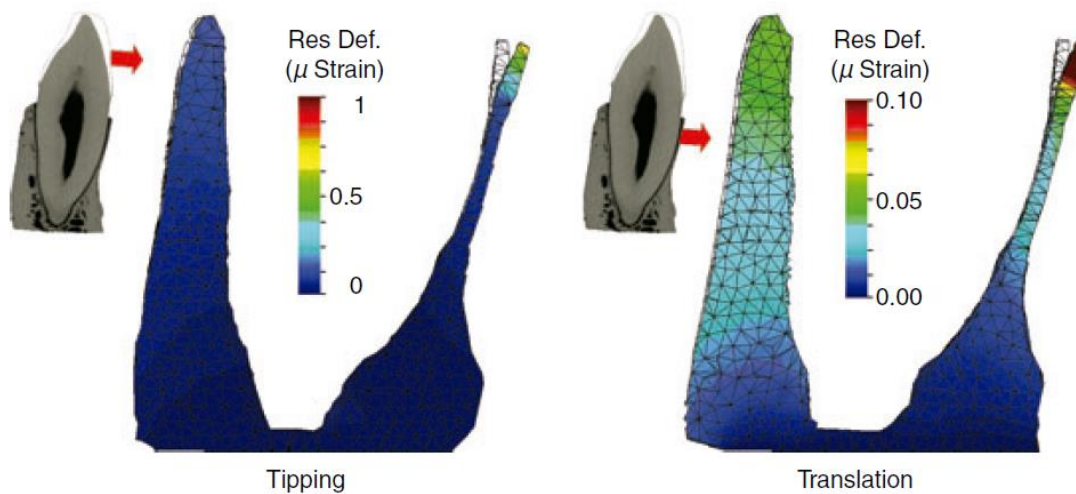


Figura 3. Hueso alveolar analizado en dos distintos movimientos de un mismo órgano dentario dibujados en CAD. (Cattaneo et al. 2009)

Movimiento dental ortodónico

Para producir el movimiento dental se requiere de la aplicación de fuerzas generadas por los aparatos ortodónicos que provocan respuestas biológicas de los tejidos periodontales que rodean a los dientes. El diente se desplaza a través del hueso, arrastrando consigo su aparato de anclaje, al producirse la migración del alveolo dental. Este movimiento se basa en procesos de aposición y reabsorción ósea.¹⁵

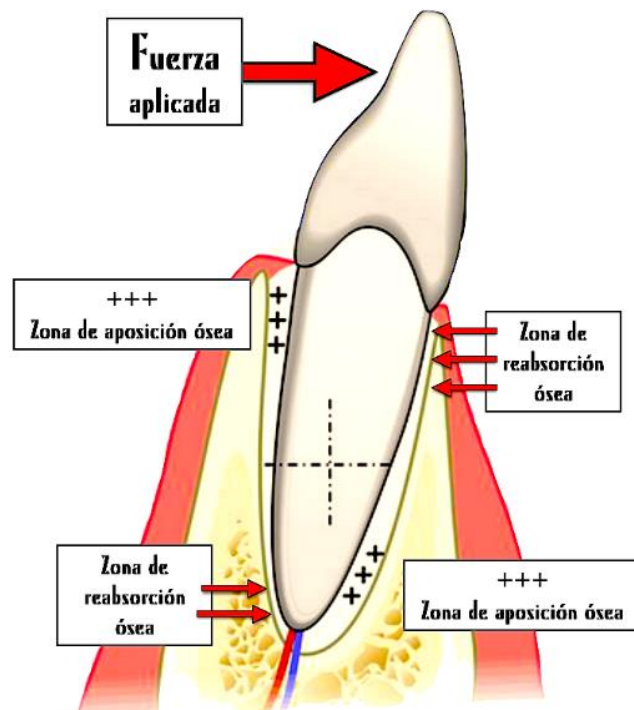


Figura 4. Esquema de aposición y reabsorción ósea para la generación de movimiento. (Proffit et al. 2009)

Existen dos teorías principales sobre el movimiento dental ortodónico:

- Teoría bioeléctrica que atribuye el movimiento dental a cambios en el metabolismo óseo, controlados por las señales eléctricas que se generan cuando el hueso alveolar se flexiona y deforma.¹⁻¹⁵

- Teoría de la Presión–Tensión que comprende tres fases: Alteración del flujo sanguíneo asociado con zonas de presión y tensión en el ligamento periodontal, formación y/o liberación de mediadores químicos y la activación celular.¹⁻¹⁵

Torque

Según Rauch (1959), el término de “Torque” tiene dos significados diferentes pero relacionados para el ortodoncista. Por un lado, se refiere a la inclinación buco-lingual/palatina de la raíz, que puede medirse con relación a la base craneal anterior o al plano palatino del maxilar, mientras que el otro se describe como la activación generada por la torsión de un arco en la ranura del bracket.¹⁶ Existen dos movimientos de torque: torque positivo y el torque negativo. El torque positivo es el movimiento que inclina la raíz de un órgano dentario hacia la cortical palatina o lingual y el torque negativo es el movimiento que inclina la raíz de un órgano dentario hacia la cortical vestibular.¹⁷

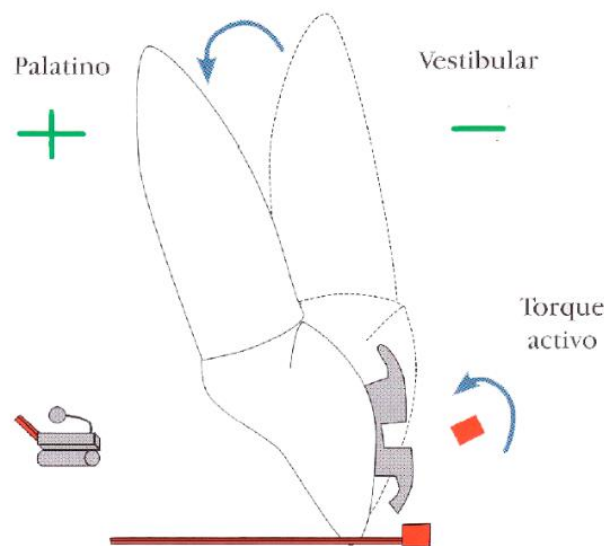


Figura 4. Distintos movimientos de torque respecto a movimiento radicular. (Uribe et al. 2009)

La expresión del torque es una función que involucra las propiedades del arco, las dimensiones de la ranura y diseño del bracket, así como la dimensión y los grados de rotación del arco respecto a la ranura del bracket.¹⁸ En la literatura ortodóncica, a este tipo de movimiento se le llama “torque radicular” o movimiento de tercer orden, además, los términos “torque” y “expresión de torque” se refieren al momento físico generado en el bracket en unidad de Newton milímetro (N-mm).¹⁹ El ángulo en grados que el arco es girado se llama “ángulo de giro” o “ángulo de torque”. La “posición cero” es la posición definida teniendo un ángulo de 0 donde el arco se debe girar en igual grados en la dirección de las paredes de la ranura.¹⁹

La expresión del torque se puede lograr llenando la ranura del bracket incrementando las dimensiones del arco gradualmente durante el tratamiento. Burstone²⁰ menciona que la sección transversal del arco nunca alcanza las dimensiones de la ranura. Inevitablemente, una fracción del torque prescrito en el bracket no se expresa, dando así el “juego de torque”. Este “juego” algunas veces se extiende hasta el 100% del torque prescrito en el bracket. Un juego de torsión de 4.7° podría resultar en una variación de la expresión de torque de 5-10 Nmm, que es clínicamente relevante.²¹ Esta cantidad de juego puede ser calculada teóricamente y medida experimentalmente. Se ha demostrado que hay una considerable discrepancia entre el juego teórico medido entre el bracket/arco. Las desviaciones de esos cálculos se pueden atribuir a variaciones intrínsecas en los diámetros transversales del arco, las dimensiones de la ranura del bracket, el biselado del borde del arco y las deformaciones del bracket.²²⁻²³ Otros factores también tienen un impacto en los momentos de tercer orden, incluyendo los errores de colocación de los brackets e irregularidades en la morfología del diente. Por lo tanto, debido a estas variaciones en la expresión del torque, es imposible calcular con precisión los momentos de tercer orden.²³

Brackets de autoligado

Los brackets de autoligado (BA) se han utilizado ampliamente en las últimas décadas, sin embargo, el concepto de auto ligado es tan antiguo como la técnica de arco de canto. Fueron introducidos en 1933 por Boyd y Ford.²⁴ Se pueden distinguir dos grupos principales según su mecanismo de ligado: activos y pasivos. Los (BA) activos tienen un clip de cierre que presiona el arco al fondo de la ranura del bracket para tener un mayor control de los movimientos de rotación y torque.

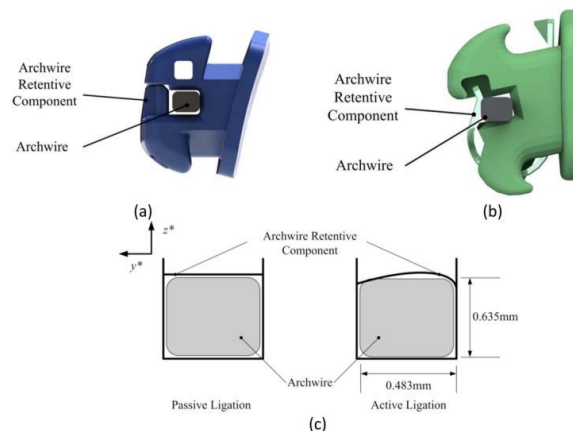


Figura 5.1. Diferencias estructurales de brackets autoligado **a)** pasivo y **b)** activo. (Melenka et al. 2013)

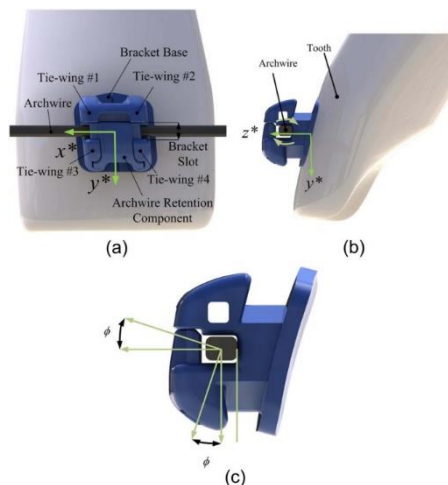


Figura 5.2. Componentes del bracket de autoligado: **(a)** Vista superior del soporte que muestra las alas de unión, el arco y la base del soporte; **(b)** Vista lateral del soporte que muestra el ángulo de la ranura del soporte (prescripción) y la rotación del arco ocurre alrededor del eje x^* del sistema de coordenadas del soporte; y **(c)** Rotación del arco. (Melenka et al. 2013)

Los (BA) pasivos tiene una tapa de cierre deslizable por lo que no ejercen ninguna fuerza sobre el arco teniendo un mecanismo de baja fricción.

Las principales ventajas de estos brackets involucran la eliminación de ciertos aditamentos o materiales como los módulos elastoméricos, así como el proceso e instrumentos para su aplicación. Esto añade características favorables al tratamiento, incluyendo la eliminación de contaminación cruzada con las ligaduras elásticas, menor riesgo de descalcificación por la disminución de acumulación de placa bacteriana, hipotética reducción de la fricción en la mecánica de deslizamiento y una aplicación de fuerzas de menor magnitud que reducirá los efectos de mecano transducción en el ligamento periodontal para su posterior respuesta biológica en cada elemento de la unidad dentoalveolar.²⁵ El comportamiento de fricción de los brackets de auto ligado ha sido bien documentado en la literatura. Las características de torsión y expresión del torque se han investigado menos. La expresión del torque puede ser menor en relación con los brackets estándar-edge wise, ya que el torque requiere del desarrollo de la fricción entre el arco y las paredes de la ranura del bracket, para facilitar la inclinación buco-lingual/palatina.²⁶ Badawi demostró que los brackets de autoligado activos tenían un mejor control de torque que los brackets pasivos y que el juego inicial del arco en la ranura era menor para los brackets activos. Major et al. encontraron que, desde una perspectiva clínica, el juego de torque entre los brackets de autoligado activos y pasivos eran prácticamente indistinguibles y que los brackets no mostraban diferencias estadísticas de la expresión de torque en ángulos de torsión menores de 24°.²⁴

Sin embargo, estos estudios evaluaban en base a mediciones clínicas comparativas, pero no tomaban en cuenta las posibles condiciones que podría presentar cada uno de los órganos dentarios al momento que se aplicaba el torque, ni cómo es que se generaban sus resultados a través de la estimulación del ligamento periodontal y, si podrían ser sus resultados consecuencia de otras circunstancias, como la musculatura, el nivel de hueso alveolar o la superficie radicular, por ello en la década de 1990 Dwight Damon desarrollo un sistema basado en una baja fricción y fuerzas ligeras, produciendo resultados

biológicamente más estables debido a que no dominan la musculatura. El sistema Damon permite a las fuerzas ligeras trabajar junto con los músculos faciales y de la lengua, los huesos y los tejidos²⁷. Damon establece también que el mantener los dientes dentro de la “zona óptima de fuerzas” durante el tratamiento permite una adaptación fisiológica en la que los labios actúan como un "parachoques labial", lo que minimiza el movimiento anterior de los incisivos.²⁷⁻²⁸ El sistema Damon es la combinación de un bracket de autoligado pasivo, arcos de alta tecnología y protocolos de tratamiento de mínima invasión, buscando un tratamiento más rápido, con distintos arcos, con pocos aparatos auxiliares y mayor comodidad para el paciente.²⁷

Alambres Ortodónticos

Los alambres deben cumplir idealmente con ciertas propiedades y características como son: Estética, bioestabilidad, fricción, formabilidad, soldabilidad, resiliencia, moldeabilidad y recuperación elástica. En la práctica actual no existe ningún material de alambre que cumpla todos estos requisitos y los mejores resultados se consiguen utilizando diferentes materiales para distintas etapas del tratamiento ortodóntico.³¹ Existen en el mercado diferentes diámetros y formas de arco; redondos, cuadrados, rectangulares y trenzados.²⁸ Comúnmente están hechos de aleaciones tales como acero inoxidable (SS), níquel-cromo-cobalto-Titanio (NiTi), níquel-titanio-cobre (NiTiCu) y titanio-Molibdeno (TMA). Es ideal que, durante el tratamiento ortodóntico, la mecánica de deslizamiento proceda muy lentamente con cualquier tipo de combinación de alambre/bracket. Los alambres de TMA y níquel-titanio se asocian con fuerzas de fricción más altas que los de acero inoxidable o cromo-cobalto.²⁹ Es aconsejable utilizar una secuencia de alambre adecuada durante la nivelación y la fase de alineación en lugar de utilizar alambre grueso de acero inoxidable prematuramente. El uso de arcos rectangulares secuenciales dentro de la fase de torque de níquel-titanio facilita la inserción de alambres rectangulares de acero inoxidable más adelante, con menos posibilidades de daño, fractura o desprendimiento del bracket. Aunque ambos arcos pueden llegar a tener las

mismas dimensiones, las fuerzas que generan sobre el órgano dentario pueden ser distintas debido a las distintas propiedades físicas.³⁰

Las principales diferencias entre los materiales de arcos antes mencionados son que el TMA, también denominado beta-titanio, son las propiedades elásticas muy superiores a las del acero pero que permiten realizar dobleces con mayor facilidad, pero estos pueden generar un inconveniente en la expresión del torque debido al deslizamiento sobre slot, llegando a colocarse sobre el slot del bracket los vértices del doblez generando puntos de contacto irregulares en la interacción arco bracket. Los arcos Niti presentan una menor rigidez por lo tanto un mayor módulo de elasticidad, lo que contribuye a la generación menor de fuerza al encontrarse dentro del arco, sin embargo debido a su superficie no totalmente pulida produce una mayor fricción en la interacción arco bracket.³¹ Los arcos de acero presentan una superficie lisa, pero con un módulo de elasticidad menor que limita su uso a etapas de deslizamiento o cierre de espacios, sin embargo, es la aleación más antigua y utilizada por factores como economía y distintas denominaciones de calibres de arcos.¹

Todas estas características de cada aleación son un variable importante al momento de poder realizar o generar un movimiento de torque, la elección del arco para poder realizar un movimiento de tercer orden en la mayoría de las ocasiones depende de la técnica ortodóncica utilizada o preferencia del operador. Hacen falta estudios donde se puedan evaluar el comportamiento mecánico de los distintos arcos en las mismas condiciones clínicas y ejerciendo similar mecánica, por ello, el análisis de elementos finitos facilitaría la simulación bajo condiciones idénticas para los tres arcos, pudiendo ser comparados y así brindarle al clínico un parámetro de referencia sobre el tipo de aleación que podría contribuir más en la generación de movimientos de torque para los resultados clínicos esperados.³²

Comportamiento mecánico y biomecánico de un material

El comportamiento o propiedades mecánicas de un material reflejan la relación entre la fuerza aplicada y la respuesta del material. Tal comportamiento incluye deformación por tensión, elasticidad, plasticidad, desplazamiento, tenacidad y resiliencia, dureza, fatiga, entre otros. Estas propiedades están relacionadas con la capacidad del material de transmitir y resistir fuerzas o deformaciones. La deformación de un objeto se da cuando se supera el módulo de Young el cual es un comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza, se obtiene mediante ensayos de tracción y está representado en la parte lineal de la curva tensión (σ)-deformación (ϵ) y en la que, además, la ley de Hooke es aplicable (Esquema.1).

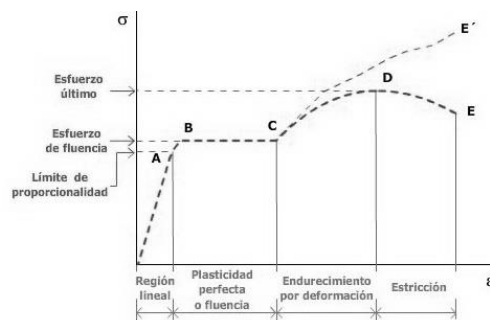


Figura 6. Curva tensión-deformación genérica

http://www.cienciasfera.com/materiales/tecnologia/tecno02/tema03/111_determinacin_de_propiedades.html

Mientras que también tenemos el coeficiente de Poisson siendo una constante elástica que proporciona una medida del estrechamiento de sección de un prisma de material elástico lineal e isótropo cuando se estira longitudinalmente y se adelgaza en las direcciones perpendiculares a la del estiramiento (Esquema. 2).

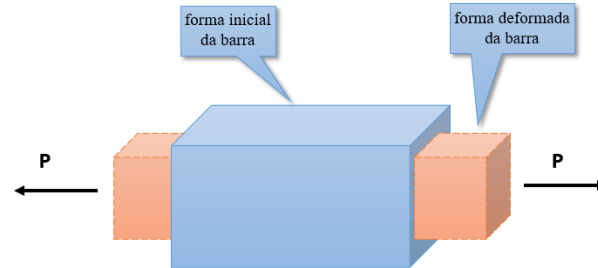


Figura 8. Esquema de la definición de coeficiente de Poisson

(Centro Universitario IESB, 2018, Obtenido de [:https://iesb.blackboard.com/bbcswebdav/institution/Ead/_disciplinas/EADG266/nova/aula4.html](https://iesb.blackboard.com/bbcswebdav/institution/Ead/_disciplinas/EADG266/nova/aula4.html))

Así como el desplazamiento que se genera en un objeto que su peso fue superado por la fuerza que se le aplicó y en cierta dirección, éstas son algunas de las características mecánicas que puede poseer cualquier material, el tomarlas en cuenta y poder evaluarlas es de suma importancia ya que la elección del material correcto para la aplicación de una carga durante un proyecto garantizará el éxito del mismo.³³

Dentro de las ciencias biológicas muchos de los procesos son promovidos por un estímulo mecánico al hueso, ligamento y diente, estructuras complejas sometidas a estímulos mecánicos que desencadenan una respuesta biológica posterior. En ortodoncia esto es uno de los principios fundamentales para poder ejercer un movimiento, por lo que estudiar la capacidad de respuesta biomecánica de las estructuras involucradas en el movimiento dental es de suma importancia para poder sugerir una mecánica ortodóncica adecuada.³⁴

Las Propiedades mecánicas de los materiales que se pueden evaluar son (Tabla I):

Material	Módulo de Young (N/mm)	Coefficiente de Poisson	Referencia
Diente	20000	.30	Ko et al.
Ligamento	0.667	.49	Ko et al.
Hueso Alveolar	1370	.30	Ko et al.
Bracket Damon (SS)	215.85	.30	Shigley et al.
Arco .018 x .025" (SS)	215.82	.30	Shigley et al.
Arco .018 x .025" (TMA)	180	.30	Kusy et al.
Arco .018 x .025" (Nlti)	110	.30	Jacome et al.

Tabla I. Propiedades mecánicas de materiales.

Usar las propiedades mecánicas de los materiales y realizar estudios controlados de simulación matemática (elementos finitos) bajo circunstancias físicas planeadas, es determinante para evaluar la capacidad de cada elemento de la unidad dentoalveolar respecto a su desplazamiento, deformación y tensión al ser expuestos a una fuerza de torque.³⁵⁻³⁶

Análisis de Elementos Finitos

Los elementos finitos son una simulación numérica de una condición dada que permite cuantificar el comportamiento de una estructura.

Los programas para el análisis de elementos finitos disponen de tres módulos de trabajo:

- a) Pre-procesador: Se prepara el modelo para el cálculo y se realizan las siguientes operaciones:

- Dibujo del modelo o importación si se generó a través de un sistema CAD.
- Selección de los materiales a emplear, que pueden obtenerse por librerías, o ser definidos por el usuario.
- Asignación de elemento y propiedades de materiales a los diferentes componentes del modelo.
- Mallado de los componentes del modelo.
- Aplicación de las cargas exteriores (puntuales, lineales o superficiales)
- Aplicación de las condiciones de contorno del modelo. (Figura 9)



Figura 9. Asignación de materiales y elaboración de mallado (Fuente Propia)

- b)** Calculador: Se realiza todo el cálculo de elementos finitos y genera las soluciones. El programa empieza transfiriendo las cargas al modelo, genera las matrices de rigidez, realiza la triangulación de la matriz, resuelve el sistema de ecuaciones y genera la solución.
- c)** Post-procesador: Permite la representación gráfica de los resultados.³⁷

El análisis en elementos finitos permite establecer el tipo y magnitud de fuerzas a aplicar, en una simulación, posteriormente nos brindará como resultados los esfuerzos, deformaciones, desplazamientos sobre las superficies involucradas en la simulación, dando la posibilidad de caracterizar cada uno de los elementos con propiedades mecánicas específicas para que el análisis genere resultados lo más

cercanos a un estudio in vivo, en el caso del estudio, brindándole las propiedades mecánicas al hueso, diente, ligamento, arco y bracket para poder observar cómo se puede afectar el comportamiento biomecánico de estas estructuras y poderlo relacionar con estudios clínicos ³⁸. Las estructuras que se utilizan para el análisis de elementos finitos se denomina STL a los que se les brinda una configuración tanto en superficie como en composición cuando se ejecuta un proceso de mallado donde se generan múltiples tetraedros de la unión de puntos que se le denominan ánodos y al conjunto de estos se le conoce como malla, en este punto a cada elemento se le asignan características antes mencionadas como módulo de Young y coeficiente de poisson teniendo en cuenta las condiciones propias de dicho elemento o estructura para el análisis específico y las fuerzas o situaciones a simular ³⁹. Este tipo de evaluación es aplicada en muchos campos como ingenierías, mecánica, biomedicina, medicina y odontología.

Otro factor importante en este tipo de simulaciones son las propiedades de los materiales que constituyen el modelo, las cuales dependiendo de la información de la que se disponga puede afectar dramáticamente los resultados. Es así, como en el caso de simulaciones de situaciones clínicas en humanos es importante tener en cuenta que la mayoría de los tejidos son de tipo ortotrópico. Finalmente, se debe resaltar que los modelos realizados por elementos finitos deben ser validados por trabajos experimentales ya sea clínicos o in vitro ⁴⁰. En un tipo de simulación de sólidos, los resultados son brindados por el software en unidades de tensión Von mises (Megapascuales), en cuanto deformación en unidades de deformación y el desplazamiento en milímetros. Siendo los resultados totalmente dependientes de la fuerza que se aplica.³⁷ La evaluación de la fuerza en los análisis de elementos finitos puede ser un factor que podemos controlar, y mediante su utilización permite evaluar distintos esfuerzos generados en las superficies a analizar como son los siguientes:

Tensión Von Mises

La tensión de Von Mises es una magnitud física proporcional a la energía de distorsión. En ingeniería estructural se usa en el contexto de las teorías de fallo como indicador de un buen diseño para materiales dúctiles.³⁸ La tensión de Von Mises y el criterio de fallo elástico asociado debe su nombre a Richard Edler von Mises (1913) quien propuso que un material dúctil sufría fallo elástico cuando la energía de distorsión elástica rebasaba cierto valor. Sin embargo, el criterio fue claramente formulado con anterioridad por Maxwell en 1851 más tarde también Huber (1904), en un artículo en polaco anticipó hasta cierto punto la teoría de fallo de Von Mises³⁹. Varela(2013) hablo de la tension que podrian resistir los capilares que se encontraban sobre el ligamento periodontal el cual era de 26 gr/ cm² que convertido esto a pascales da una capacidad maxima de 2550 pa.⁴⁰, antes de que oprima totalmente la luz dentro de los capilares y corte el suministro de sangre provocando una necrosis aseptica, produciendo posteriormente una reabsorcion basal retrasando el movimiento dental, este dato no se ha podido aislar para ser estudiado al momento que aplicamos una fuerza ortodoncica. Si se han evaluado las tensiones generadas en distintos materiales sometidos a el análisis de los elementos finitos en el medio ortodónico, como lo son mini implantes, arcos dentales, brackets, sistemas de expansión asi como en superficies radiculares, observando donde repercuten éstos esfuerzos y donde podemos encontrar mayor cantidad de estos dependiendo de como se generen las fuerzas, para posteriormente brindarnos sugerencias del comportamiento en un ambiente clinico del material expuesto a la simulación ⁴¹⁻⁴². (Figura 10)

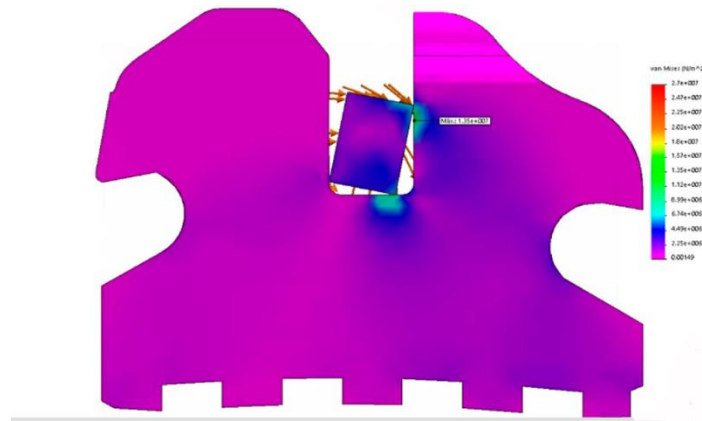


Figura 10. Simulación de Tension de un bracket. (Fuente Propia)

Deformación. La deformación, se denomina al cambio de forma de un material como consecuencia de los esfuerzos generados en su superficie cuando se rebasa su límite elástico (modulo de young), este cambio es en forma y tamaño derivado del cambio de posición de los átomos que lo componen, en este cambio de forma no se pierde peso del material, existen dos distintos tipos de deformación, como son la plástica, en la cual el material no regresa a su forma original después de retirar la carga aplicada. Esto sucede debido a que el material experimenta cambios termodinámicos irreversibles al adquirir mayor energía potencial elástica sin modificar su posición, mientras que en la deformación elástica el cuerpo no recupera su forma original al retirar la fuerza que le provoca la deformación. De esta manera el sólido puede variar su estado tensional y al aumentar su energía interna, supera su modulo de young permitiendo cambios permanentes, en estudios de elementos isotrópicos hablamos de la ley de Hooke la cual se refiere a que la deformación de un cuerpo es proporcional a la fuerza aplicada sobre el mismo, esto en materiales isotrópicos, por otro lado existe la incógnita respecto al estudio del ligamento periodontal sobre como se debe considerar, ya que dentro de su estudio en los elementos finitos, existen situaciones que no se contemplan, respecto a su biomecánica que tiene sistemas de regulación de fuerzas por medio de mecanismos hidráulicos y posteriormente por medio de la biomecánica fibrilar, brindándole características elásticas, y una distinta disposición de sus elementos constituyentes

variando con la dirección y por tanto su elasticidad para las ondas, por lo que podría ser considerado un material anisotrópico, sin embargo mientras los esquemas de representación del ligamento periodontal no son perfeccionados para poder ser respresentados nanometricamente deberán ser considerados como un objeto isotrópico, el cual en contacto con el hueso y organo dentario, será su discrepancia respecto a su modulo de la elasticidad nuestro mejor parametro para guiar su analisis, permitiendo un movimiento dental proporcional a su deformacion.⁴³ (Figura 11)

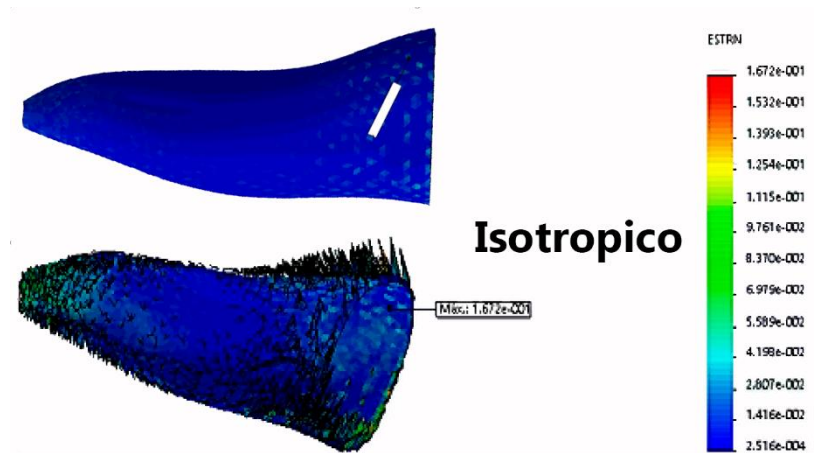


Figura 11. Deformación de ligamento periodontal tomado en cuenta como un elemento isotrópico. (Fuente Propia)

Desplazamiento En mecánica, el desplazamiento es el vector que define la posición de un punto o partícula en relación a un origen A con respecto a una posición B. El vector se extiende desde el punto de referencia hasta la posición final. Cuando se habla del desplazamiento en el espacio solo importa la posición inicial y la posición final, ya que la trayectoria que se describe no es de importancia por lo que se debe diferenciar entre un desplazamiento positivo en el que existe un movimiento sin regreso a su posición inicial del objeto, mientras que un desplazamiento negativo se considera en la situación donde el objeto es capaz de regresar a su posición inicial sin tener un desplazamiento permanente.⁴⁴ (Figura 12)

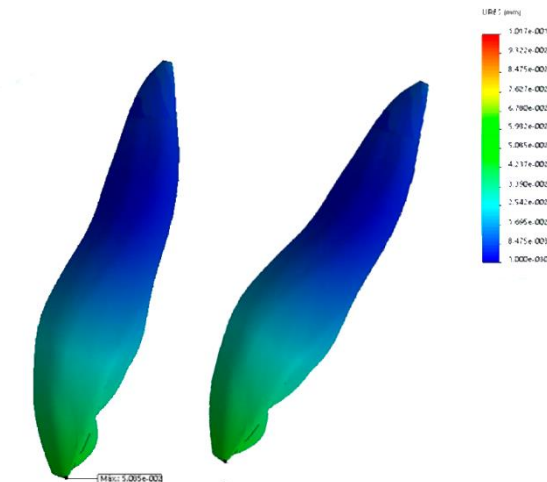


Figura 12. Desplazamiento de órgano dentario a partir de una fuerza aplicada. (Fuente Propia)

2. ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

El diseño del bracket, la aleación del arco, la fuerza ortodóncica, la dirección del movimiento y las condiciones anatómicas del órgano dentario determinan en muchas ocasiones la capacidad del movimiento, las aleaciones de los arcos se han estudiado desde hace décadas donde, se ha evaluado su capacidad de ejercer un movimiento de torque, como Kusy et al.(1983) quien comparo la capacidad de rigidez para mantener una fuerza de torsión, concluyo que la capacidad del Niti es 7 veces menor que el acero inoxidable a una fuerza menor a 8 Nmm, evaluado mediante un nomograma.⁴⁶ Manteniendo la descripción de esta relación hasta autores como Graber et al.(2011) donde comparo la relación de rigidez torsional de un arco de 0.18 x .025 pulgadas de la misma longitud , concluyendo que al momento de ejercer un movimiento de tercer orden el Niti tiene 70% menos facultad de mantener la fuerza de torsión.⁴⁷ Respecto al estudio la unidad dentoalveolar en las últimas décadas se ha prestado especial atención en la comprensión más detallada del comportamiento mecánico de los elementos biológicos, debido a las repercusiones y relaciones que tienen estos procesos con respuestas biológicas. Osamu et al.(1985) describió un método teórico para analizar el comportamiento de un sistema comprendido por aparatos de ortodoncia, dientes y sus estructuras de soporte utilizando elementos finitos bidimensionales, en el periodo de desarrollo de

este método demostró que este sistema tenía la capacidad de realizar ecuaciones diferenciales mediante diagramas para simular desplazamientos, deformaciones y tensiones generadas a través de fórmulas algebraicas con la posibilidad de trasladar esta teoría a una solución tridimensional en un futuro,⁴⁸ Ko et al. (1992) comenzó a incursionar el análisis de elementos finitos dentro del ámbito dental también con la evaluación bidimensional de un poste inter radicular para evaluar el estrés generado en la dentina comparando un poste de material acero y uno de oro simulando una fuerza de 1 N observando que el poste de oro genera mejor distribución de esfuerzos sobre la dentina, posterior a esto, surgió un auge con el empleo de los elementos finitos con artículos que trataban de utilizar simulaciones de componentes biológicos más complejos.⁴⁹ Comenzando a observar cómo diferencias mínimas físicas en los materiales podría repercutir en los movimiento dentales por lo que se comenzaron a hacer estudios más detallados como el de Kopperdahl et al.(1998) donde evaluó adaptaciones del hueso trabecular para mantener tensiones constantes y deformaciones, determinó su rendimiento al momento de aplicarle una fuerza para observar si existe una relación entre la densidad del hueso y su capacidad de deformarse, concluyendo que no existe relación entre la densidad del hueso con su capacidad de deformación,⁴⁹ sembrando la discusión de la causa por la cual puede depender dicho fenómeno, gracias a estudios de avances tecnológicos como los de Müller (1996) en el que evaluó el hueso simulando su atrofia en la micrografía electrónica, se comenzaron a obtener más datos físicos detallados de distintos materiales o componentes del organismo en diversas condiciones, para poder evaluar su comportamiento mecánico, este tipo de estudios fueron tomados como base para la utilización de imágenes tridimensionales más complejas y sus resultados en los elementos finitos.⁵¹ Fue en la siguiente década con autores como Sharir (2008) que se comenzó a estudiar distintas propiedades físicas que se relacionaban con la capacidad de deformación y soportar tensión mediante la evaluación del módulo de Young considerando al hueso como un elemento isotrópico, obteniendo como resultado que éste es más tolerante a la tracción que a la compresión con un módulo de Young de 12, 200 Mpa, posterior a esto se comenzó obtener datos de las

diferencias mecánicas entre los elementos de la unidad dentoalveolar, lo cual se podría repercutir en los movimientos dentales por lo que se comenzó a hacer evaluaciones cada vez más detalladas utilizando los elementos finitos en movimientos dentales,⁵² como Viecilli et al. (2007) que evaluó el entorno mecánico tridimensional del movimiento dental ortodóncico y la reabsorción radicular, analizando las direcciones predominantes de la tensión y compresión en las estructuras alveolares simulando la distalización de un canino hacia un espacio de un premolar previamente extraído, se simularon, las situaciones periodontales con un ligamento de 0.2 mm aplicando sobre el órgano dentario una fuerza de 14 Nmm obteniendo como resultado que existe un mayor movimiento coronal que radicular en el movimiento de tipping encontrando su centro de resistencia a 8.2 mm sobre la superficie radicular y el centro de rotación a 10 mm observando que cerca de esos sitios encontraban mayor cantidad de esfuerzo para poder mover el órgano dentario,⁵³ en otro estudio, Aristizábal (2011) observó la distribución de esfuerzos y deformaciones en un periodonto sano y disminuido, en cierre de espacios con aparatos de autoligado y un dispositivo de anclaje óseo aplicando a cada órgano dentario 1.5 N en análisis por elementos finitos simulando un periodonto de 2,4 y 6 mm, encontrando que los niveles de distribución de esfuerzos a nivel periodontal cambia al momento de disminuir 4 mm la altura del hueso, mientras que a alturas de 2 y 6 mm tiene un similar comportamiento tanto el ligamento periodontal como el hueso.⁵⁴ Murillo (2012) observó los esfuerzos y deformaciones en el arco, bracket y unidad dentoalveolar, utilizando arcos de Elgiloy azul y Gummetal, con y sin elásticos aplicando una fuerza de 300 gr sobre los elásticos mediante obteniendo como resultados que los arcos en los cuales se aplicaban los elásticos tenían como valor máximo de tensión 14,749 Mpa, sin embargo la traducción de esta fuerza en la unidad dentoalveolar no era tan significativas debido a que, con o sin elásticos se esforzaba la unidad dentoalveolar de manera muy similar, así como la deformación en hueso y diente no superaba el 0.002 UDES. Cabe mencionar que en este artículo no fue simulado el ligamento periodontal, que podría haber generado más variaciones en el comportamiento de este sistema.⁵⁵ Hazarika et al. (2018) analizó la diferencia de control del torque durante la fuerza intrusiva sobre

los incisivos centrales superiores con torque normal, bajo y alto en sistemas de ortodoncia lingual y labial a través del análisis de elementos finitos 3D, donde aplicó una fuerza intrusiva de 0.15 Nmm y observó que presentaban una mayor pérdida de torque al aplicarlo labialmente debido a que se observaron inclinaciones, como en el caso de la corona por labial de 0.000621mm, mientras que por lingual fue de 0.000323 mm; con respecto a la superficie radicular las inclinaciones fueron -0.000384 mm por labial y -0.000292 mm por lingual, de esta forma se evaluó el torque mediante el desplazamiento de las superficies.⁵⁶

Magesh et al. (2018) Simulo un bracket de titanio y acero aplicando una fuerza de torque para observar la deformación de la paredes del slot del bracket, desarrolló un modelo a partir de un incisivo maxilar superior con un arco de acero (0.019 x 0.025 in) dentro de un bracket de Titanio y uno de Acero simulando una inclinación desde 5° a 40° obteniendo como resultado que hubo aumentos graduales en las deformaciones de las paredes de ambos slots, en el slot de SS a una torsión de 40°, las deformaciones fueron 9.28, 36.8 y 44.8 mm en las ubicaciones de las paredes. Del mismo modo, en el slot de Ti con un giro de 40°, las deformaciones fueron de 39.2, 62.4 y 76.2 mm en los mismos sitios, respectivamente. Los límites elásticos se alcanzaron a 28° para SS y a 37° para Ti.⁵⁷ Los estudios del comportamiento biomecánico muchas veces han sido desarrollados en elementos finitos con la finalidad de hacer modelos más parecidos a un estudio in vivo, uno de los primeros artículos fue desarrollado en Japón así como el más actual que fue publicado por Zhitao et al.(2019) evaluando retracción anterior con anclaje de los dientes posteriores con diferentes alturas de absorción del hueso alveolar bajo fuerza Ortodóntica, para lo que se estableció una altura de hueso alveolar normal, posterior a esto redujo el nivel alveolar posterior a 2, 4 y 6 mm. La carga simulada se realizó en cada órgano dentario y la fuerza de carga fue de 1.47 Nmm. observando que el desplazamiento total de los dientes posteriores aumentó, así como el estrés periodontal y los esfuerzos Von Mises debido a la disminución gradual de la altura del hueso alveolar. La tendencia al desplazamiento total y el estrés periodontal presentó un incremento sustancial de la reabsorción del hueso alveolar alcanzando

la altura de 4 mm. Una de las sugerencias de este artículo es la realización de análisis que examinen los distintos tipos de movimientos, tomando en cuenta la diversidad en las características propias de cada órgano dentario.⁵⁸

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Existen diversos estudios clínicos que hablan sobre las propiedades físicas en la interacción arco bracket y la posible repercusión que pueden tener al momento de realizar un movimiento de torque para potencializar y facilitar la mecánica ortodóncica a el operador, los sistemas de ortodoncia manejan diversas angulaciones de torque para sus brackets como Damon que maneja tres tipos de gamas de prescripción de torque (alto, bajo y estándar), o prescripciones personalizadas de esta forma se busca compensar los efectos secundarios de la mecánica ortodóncica al realizar movimientos como el cierre de espacios, evitando la retro inclinación de incisivos superiores, para ello Damon recomienda utilizar torque alto ya que maneja angulaciones de torque muy positivas que tratarán de proinclinan esos incisivos limitando dichos efectos adversos. Lo anterior es un ejemplo de los principales problemas a los que se enfrenta el clínico al tratar de mantener una estabilidad en los torques ya que a pesar de los avances e innovaciones en las prescripciones de los brackets, no se ha podido evitar la aplicación de torque extra durante el tratamiento, posiblemente a que no se han tomado consideraciones estructurales de los brackets y anatómicas de las unidades dentoalveolares, teniendo como consecuencia aplicaciones arbitrarias de fuerza, en búsqueda de la posición ideal del órgano dentario, sometiendo a más citas al paciente y exposición a mayor dolor al fomentar el proceso inflamatorio con la aplicación de fuerzas arbitrarias, para evitar esto y evaluar más detalladamente la mecánica ortodóncica, es importante aislar ciertas variables de las cuales puede depender el resultado de cualquier movimiento, como el ligamento periodontal, la superficie radicular, la fuerza que se coloca sobre el slot del bracket, etc. todo ello repercute también sobre el hueso alveolar.

La individualización del análisis del comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar se ha realizado a través de mediciones clínicas o radiográficas antes y después de aplicar la fuerza, midiendo el movimiento, sin embargo, entre estas mediciones quedan temas no involucrados como; cuanto varían los sistemas de

esfuerzos dependiendo de la dirección en la que se aplica la fuerza, utilizando los distintos materiales de arco podríamos tener distinto comportamiento del complejo arco/bracket, así como poder valorar donde se encuentran los sitios de mayor presión y tensión sobre la superficie radicular y poder comprender por qué no se logra la misma expresión de torque en el órgano dentario al aplicar las mismas fuerzas pero en distintas direcciones, sin embargo, éstas son incógnitas que en un estudio clínico serían prácticamente imposibles de medir y aislar para observar el comportamiento de la unidad dentoalveolar de cada órgano dentario, por otro lado, la aparición del análisis de elementos finitos permite realizar simulaciones mecánicas lineales de objetos tridimensionales y con ello conocer el comportamiento del órgano dentario, ligamento periodontal y hueso alveolar al momento de aplicar una fuerza sobre el bracket, haciendo referencia de las reacciones mecánicas generadas todas las superficies involucradas en la generación de torque.

4. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.

¿Existen diferencias en el comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar aplicando dos distintas fuerzas de torque en brackets Damon Q mediante el análisis de elementos finitos?

5. JUSTIFICACIÓN

Para comprender mejor la posible problemática que existe desde el inicio de la ortodoncia con la prescripción de torque para cada órgano dentario dentro de la arcada, teniendo como parámetro relaciones intercuspídeas ideales para poder tener una oclusión balanceada y funcional, hasta la aparición de nuevas técnicas personalizadas donde se utilizan escaneos intraorales y predicciones de posibles terminados de casos clínicos con máximas intercuspidades, se ha dejado a un lado la biomecánica de la superficie radicular en interacción con las demás estructuras que conforman la unidad dentoalveolar, así como la evaluación estructural de cada bracket incorporado al mercado antes de implementarlo, debido a este desconocimiento en muchas ocasiones en la práctica clínica se aplica una fuerza arbitraria ortodóncica, sin un preámbulo que guíe al clínico de que torque es más fácil de expresarse como respuesta a su mecánica aplicada, lo que reduciría tiempos clínicos y citas dolorosas para el paciente, factores que muchas veces limita la excelencia al terminar el tratamiento de ortodoncia, mientras que evaluar los aparatos ortodóncicos mediante los cuales se aplica una fuerza de torque y saber sobre la repercusión biomecánica que tiene en las estructuras encargadas del movimiento dental, es necesario realizar estudios detallados y controlados sometiendo a las mismas condiciones los objetos de estudio, esta es una posibilidad que nos brinda el análisis de elementos finitos siendo un estudio matemático controlado en el que podemos ingresar los valores de ligamento, hueso, órgano dentario así como de los elementos mecánicos a utilizar (arco/bracket) y realizar simulaciones con las mismas características estructurales de los elementos orgánicos variando la composición de los instrumentos de ortodoncia, aplicando una fuerza de torque estandarizada para observar el comportamiento inmediato de la unidad dentoalveolar y valorar cuáles son los esfuerzos adecuados que lleven a su límite elástico a cualquiera de sus elementos, con la facilidad de determinar varias direcciones de fuerza así como la cantidad, es por ello que, uno de los objetivos de este estudio es, generar una base teórica firme de la mecánica del movimiento dental. El movimiento dental depende en su mayoría de procesos fisiológicos y bioquímicos, sin embargo, todos ellos son precedidos por un estímulo mecánico,

por lo que estudiar cómo se comporta la unidad dentoalveolar se convierte en un precursor de la biológica celular del órgano dentario, indispensable de analizar y obtener mayor información, para generar conclusiones sobre el tipo de materiales a emplear, fuerzas aplicadas y direcciones en las que se utilizan para producir estímulos mecánicos adecuados que no fatiguen las estructuras de soporte del diente contribuyendo a un mejor desempeño fisiológico del movimiento dental. Edificando la generación de conocimiento que le permita al clínico tener información a la mano que limite su mecánica ortodóncica para que ella se traduzca en la disminución del tiempo de tratamiento y el mejor manejo de tejidos periodontales. Sembrando un contexto importante de información que podrá ser utilizado también para posteriores estudios in vivo.

6. HIPÓTESIS.

- Hipótesis científica: existen diferencias en el comportamiento biomecánico de una unidad dentoalveolar aplicando dos distintas fuerzas de torque mediante brackets Damon Q por medio de elementos finitos.
- Hipótesis nula: No existen diferencias en el comportamiento biomecánico de una unidad dentoalveolar aplicando dos distintas fuerzas de torque mediante en brackets Damon Q por medio de elementos finitos.

7. OBJETIVOS

7.1 Objetivo general:

- Comparar el comportamiento biomecánico de una unidad dentoalveolar, aplicando dos distintas fuerzas de torque mediante en brackets Damon Q por medio de elementos finitos.

7.2 Objetivos específicos:

- Identificar y cuantificar zonas con mayor deformación, tensión, desplazamiento en la ranura del bracket aplicando una fuerza de torque positivo de 7 Nmm y 14 Nmm.
- Identificar y cuantificar zonas con mayor deformación, tensión, desplazamiento en el arco aplicando una fuerza de torque de positivo 7 Nmm y 14 Nmm.
- Identificar y cuantificar zonas con mayor deformación, tensión, desplazamiento en el Órgano dentario aplicando una fuerza de torque positivo de 7 Nmm y 14 Nmm.
- Identificar y cuantificar zonas con mayor deformación, tensión, desplazamiento en el ligamento periodontal aplicando una fuerza de torque positivo de 7 Nmm y 14 Nmm.
- Identificar y cuantificar zonas con mayor deformación, tensión, desplazamiento en el alveolo dental aplicando una fuerza de torque positivo de 7 Nmm y 14 Nmm.
- Identificar y cuantificar zonas con mayor deformación, tensión, desplazamiento en la ranura del bracket aplicando una fuerza de torque negativo de 7 Nmm y 14 Nmm.
- Identificar y cuantificar zonas con mayor deformación, tensión, desplazamiento en el arco aplicando una fuerza de torque de negativo 7 Nmm y 14 Nmm.
- Identificar y cuantificar zonas con mayor deformación, tensión, desplazamiento en el Órgano dentario aplicando una fuerza de torque negativo de 7 Nmm y 14 Nmm.

- Identificar y cuantificar zonas con mayor deformación, tensión, desplazamiento en el ligamento periodontal aplicando una fuerza de torque negativo de 7 Nmm y 14 Nmm.
- Identificar y cuantificar zonas con mayor deformación, tensión, desplazamiento en el alveolo dental aplicando una fuerza de torque negativo de 7 Nmm y 14 Nmm.

8. MATERIAL Y MÉTODOS.

8.1 Diseño del estudio

Transversal, Prospectivo, Descriptivo.

8.2 Ubicación espacio temporal

- Dirección De Innovación Y Transferencia De Conocimiento. (DITco).
- Del 2 de febrero del 2020 al 28 de febrero de 2020

8.3 Población de estudio

1 Bracket damon d (Ormco, Glendora, CAL, USA) (slot .022)

1 Unidad dentoalveolar OD.21

1 Arco .018 x .025 SS

1 Arco .018 x .025 MTA

1 Arco .018 x .025 Niti

Grupos de estudio

Se realizarán tres grupos de interacción arco/bracket

Bracket metálico	Arco SS	Fuerza de 7 Nmm y 14 mm	Torque positivo y negativo
Bracket metálico	Arco Niti		
Bracket metálico	Arco TMA		

Se realizarán dos grupos de unidad dentoalveolar

Unidad dentoalveolar	Fuerza de 7 Nmm y 14 mm	Torque positivo
Unidad dentoalveolar	Fuerza de 7 Nmm Y 14 Nmm	Torque negativo

8.4 Tipo de muestreo:

Aleatorio simple, se utilizarán 1 bracket Nuevo de un kit Damon Q torque estándar, slot .022 de la clínica de la FEBUAP, así como 1 arco de .018 x .025 de SS, Niti y TMA. Se realizará una tomografía axial para el cráneo de sexo masculino ex vivo de una edad entre 20 y 30 años, con un adecuado nivel de hueso y proporción corona raíz en el órgano dentario 21.

8.5 Criterios de selección

8.5.1 Inclusión

- Mapeo brackets damon q slot.022 (toque standard) nuevo
- Mapeo de la unidad dentoalveolar de OD.21 nuevo
- Mapeo arco .018 x .025 SS nuevo
- Mapeo arco .018 x .025 MTA nuevo
- Mapeo arco .018 x .025 Niti nuevo

8.5.2 Exclusión

- Mapeo deficiente del bracket damon q slot.022 (toque standard) nuevo
- Mapeo deficiente de la unidad dentoalveolar de OD.21
- Mapeo arco .018 x .025 SS deficiente
- Mapeo arco .018 x .025 MTA deficiente
- Mapeo arco .018 x .025 Niti deficiente

8.6.3 Eliminación

- Deterioro del mapeo de bracket damon Q slot.022 (toque standard) nuevo
- Deterioro del mapeo de unidad dentoalveolar
- Deterioro del mapeo del arco .018 x .025 SS
- Deterioro del mapeo del arco .018 x .025 MTA
- Deterioro del mapeo del Arco .018 x .025 Niti

9. DESCRIPCIÓN DE VARIABLES

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Unidad de medición	Escala y categorías
Torque	Torsión es la sollicitación que se presenta cuando se aplica un momento sobre el eje longitudinal de un elemento constructivo o prisma mecánico	El torque aplicado al alambre rectangular	Newtons	Independiente , cuantitativa, continua.
Calibre de arco	Grosor definido de dos paredes de los arcos. Altura y ancho.	.018 x .025 pulgadas Acero inoxidable Niquel titanio TMA	Milímetros	Independiente , cuantitativa, continua
Ligamento periodontal	Tejido calcificado especializado que recubre las superficies radiculares de los dientes.	Malla con .25 mm de grosor entre la superficie del diente y el alveolo.	Nodo	Independiente Cuantitativas discreta
Órgano Dentario	Unidad anatómica insertada en los procesos alveolares de los huesos maxilares y mandíbula a través de un tipo especial de articulación denominada gonfosis.	STL de Incisivo central superior derecho.	Nodo	Independiente Cuantitativas discreta
Alveolo dental	hueso del maxilar o mandíbula que contiene o reviste las cuencas o alvéolos, en las que se mantienen las raíces de los dientes.	STL de alveolo con propiedades de hueso Tipo 1	Nodo	Independiente Cuantitativas discreta
Bracket Damon Q	Aditamento utilizado para el movimiento dental para que se	STL de Bracket de acero inoxidable	Nodo	Independiente Cuantitativas

	adhiera a la superficie vestibular del diente	del sistema Damon ranura 0.022 x 0.028 in		discreta
Bracket Damon Clear	Aditamento utilizado para el movimiento dental para que se adhiera a la superficie vestibular del diente	STL de Bracket de óxido de aluminio policristalino del sistema Damon ranura 0.022x .28 in	Nodo	Independiente Cuantitativas discreta
Desplazamiento	es el vector que define la posición de un punto o partícula en relación a un origen A con respecto a una posición B	(Milímetro)Movimiento generado en los elementos de simulación.	ESTRN mm	Dependiente Cuantitativa, continua
Tensión	Magnitud física proporcional a la energía de distorsión. En ingeniería estructural se usa en el contexto de las teorías de fallo como indicador de un buen diseño para materiales dúctiles	(MPa) Magnitud de distorsión generada en los elementos de simulación.	MPa	Dependiente cuantitativa continua
Deformación	Capacidad de un material de experimentar cambios de forma como consecuencia de las acciones que se le aplican	Cambios de forma en superficies expuesta a la fuerza	UREs	Dependiente Cuantitativa continua

10. LOGÍSTICA

10.1 Recursos Humanos

- Alumno investigador de la maestría en estomatología con terminal en ortodoncia
- Tesista: Alumno de la Maestría en Ciencias Estomatológicas en Ortodoncia; Javier Elizalde Soto.
- Director de tesis: Mtro. Farid Alonso Dipp Velázquez
- Director disciplinario: Dr. Yareli Hernández
- Asesor Metodológico: Dr. Miguel Ángel Casillas Santana
- Tutor académico: Mtro. Gabriel Sosa Arellano

10.2 Recursos Materiales

- Tomografía axial de Bracket Damon Q (Ormco, Glendora, CAL, USA)
- Tomografía axial de Arco 0.018 x 0.025 in SS, TMA, Niti
- Cone beam 1 unidad dentoalveolar (incisivo Central superior izquierdo)
- Computadora.
- Software SolidWorks 2016 con complementos de simulación.
- Software Blue Sky Plan 4.
- Software Mesh Mixer.
- Cámara fotográfica

10.3 Financieros:

Se gestionó el uso del laboratorio en DITco, de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, para la simulación en 3D y análisis de resultados.

11. ÉTICA Y BIOSEGURIDAD

Según la Ley General de salud en materia de investigación para salud. En su artículo 17 considera investigación sin riesgo, así como, el artículo 23 de la misma ley describe que en caso de investigaciones con riesgo mínimo, la comisión de ética, por razones justificadas, podrá autorizar que el consentimiento informado se obtenga sin formularse escrito, y tratándose de investigaciones sin riesgo, podrá dispensar al investigador la obtención del consentimiento informado.

12. PROCEDIMIENTO

- Se obtuvo un cráneo ex vivo, que contara con todos los órganos dentarios, sin vestigios de enfermedad periodontal en el segmento anterior superior, así como un bracket Damon Q Slot .022" torque standard de acero inoxidable Nuevo, para el órgano dentario 21 y tres arcos de ortodoncia de .018x .022", de distintos materiales. (Tabla II, Figura 13)

Medida	Material
.018 x .025 pulgadas	Acero inoxidable
.018 x .025 pulgadas	Ni-ti
.018 x .025 pulgadas	TMA

Tabla II. Medidas de arcos. (Fuente Propia)



Figura 13. Materiales obtenidos para la posterior traslación a imágenes tridimensionales. (Fuente directa: Google)

- Se realizó un Cone Beam al cráneo y tomografías axiales al bracket y a los tres distintos arcos (Figura 14)

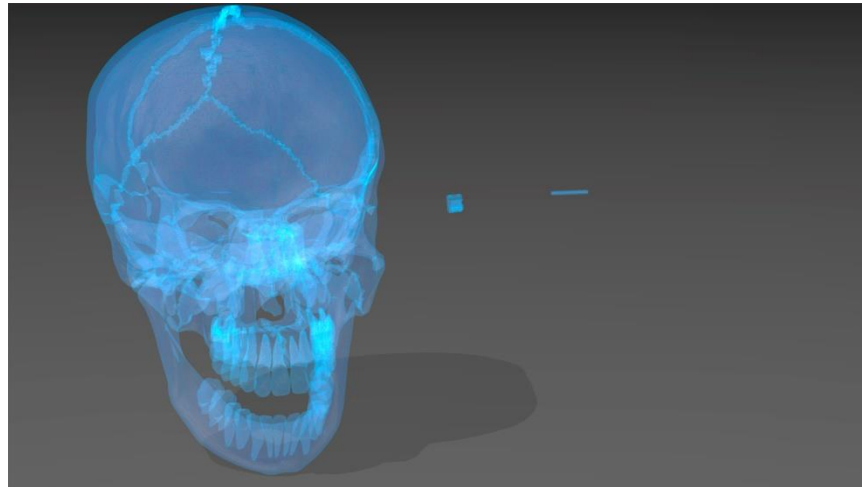


Figura 14. Archivos de tomografías axiales y Cone Beam. (Fuente Propia)

- Se procedió a convertir las imágenes obtenidas tanto del bracket y arcos, así como la tomografía del cráneo a formato STL con el software Blue Sky Plan 4 (Figura 15), para después usar el software MeshMixer y limpiar las imágenes 3D en formato STL (Figura 16); la conversión a formato STL fue necesaria para ingresar las imágenes 3D en la simulación y análisis de elementos finitos

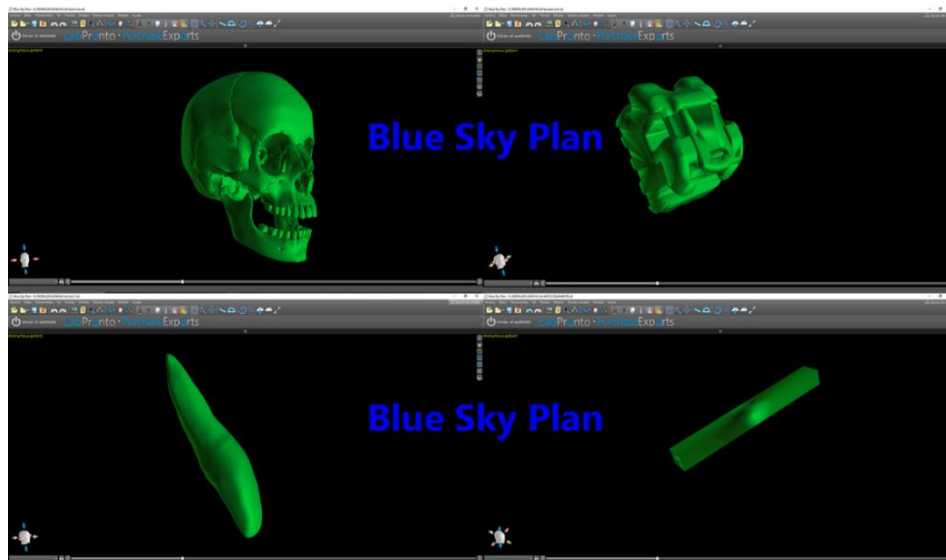


Figura 15. Archivos en Blue Sky Plan4 (Fuente directa: Blue Sky Plan4)

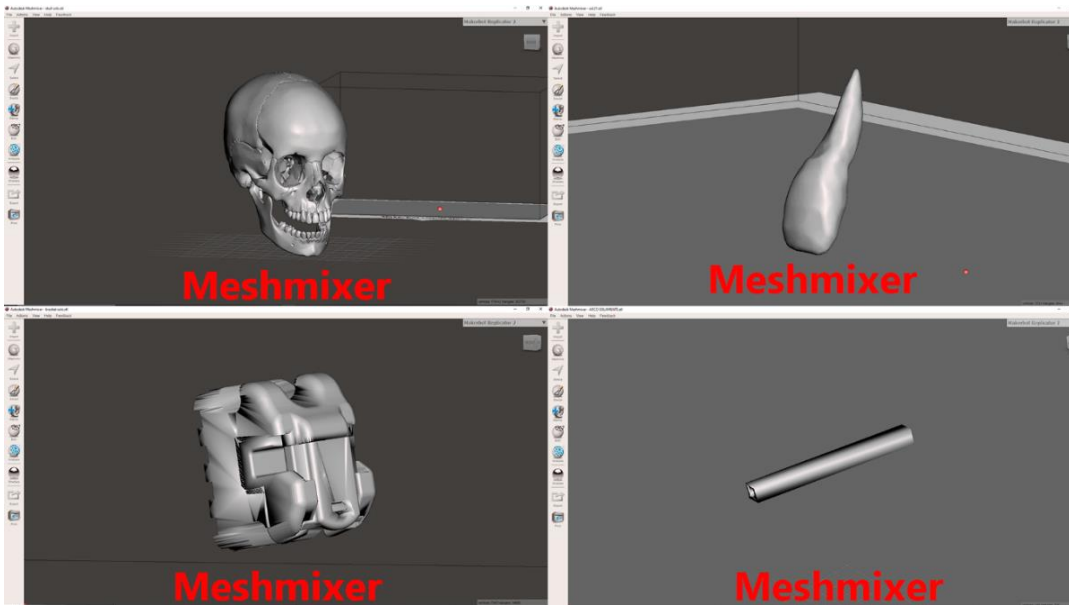


Figura 16. STL de Meshmixer (Fuente directa: Meshmixer)

El cráneo, el bracket y el arco se modelaron homogéneamente, isotrópos y linealmente elásticos, así mismo se ingresaron las características físicas como el módulo de Young y el coeficiente de Poisson para que, de esta manera fueran escaneados y procesados con el Software para análisis de elementos finitos Solid Works 2016 con complemento de simulación (Figura 17).

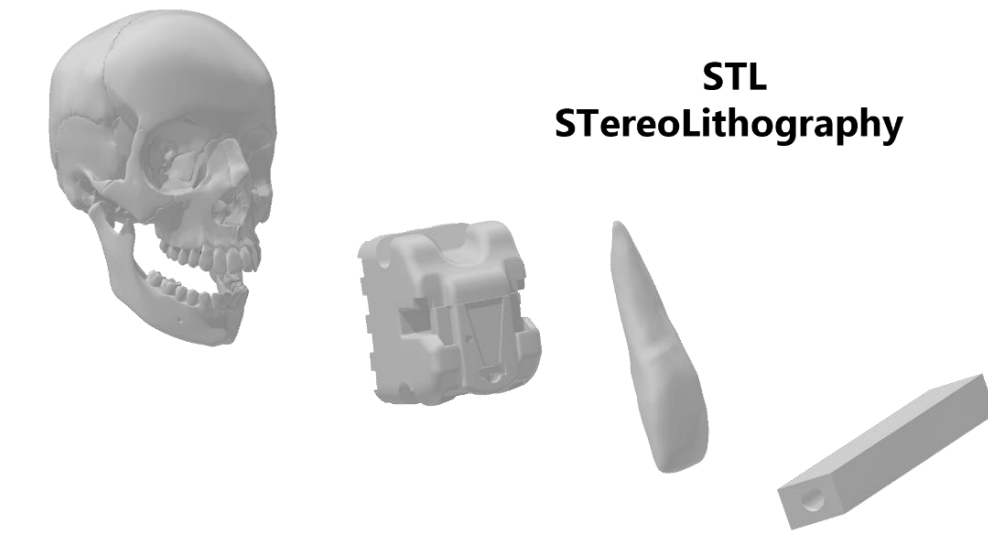


Figura 17. STL para ensamble de simulación (fuente propia)

Una vez ingresados a SolidWorks los elementos, se procedió a recortar y aislar del cráneo el órgano dentario 21 con su unidad alveolar. (Figura 18)

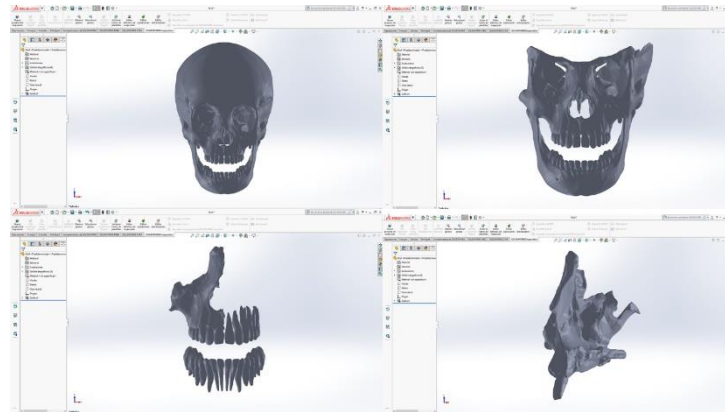


Figura 18. Recortes de STL en SolidWorks (fuente propia)

Se realizó la creación del objeto para la simulación, que sería designado como el ligamento periodontal, respetando el nivel de hueso que tiene el órgano dentario, brindándole el grosor de .25mm. (Figura 19)

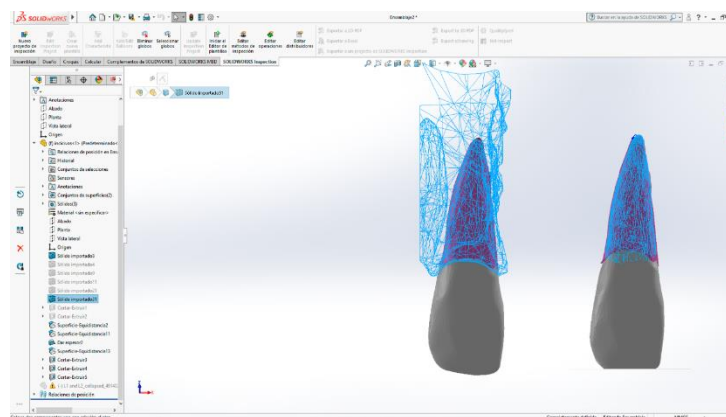


Figura 19. Elaboración del ligamento periodontal (fuente propia)

Las medidas del arco fueron transformadas de pulgadas a milímetros teniendo en cuenta la equivalencia (1in=25.4mm), como resultante, las dimensiones de los arcos fueron 0.4572 x 0.63500 mm (0.018 x 0.025 in).

La angulación del arco dentro del slot del bracket fue a 15° y la dirección de inclinación dependía si el movimiento de torque era positivo o negativo. (Figura 20)

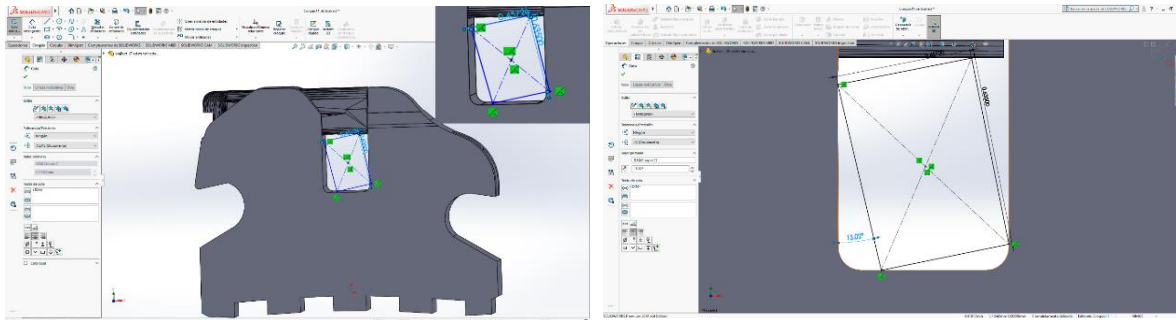


Figura 20. Ensamble de Arco, dentro del slot del bracket. (fuente propia)

Posterior con respecto a la unidad dentoalveolar se midió el órgano dentario, tanto en su superficie total y radicular dentro de su porción ósea, para poder ubicar el centro de resistencia. (Figura 21)

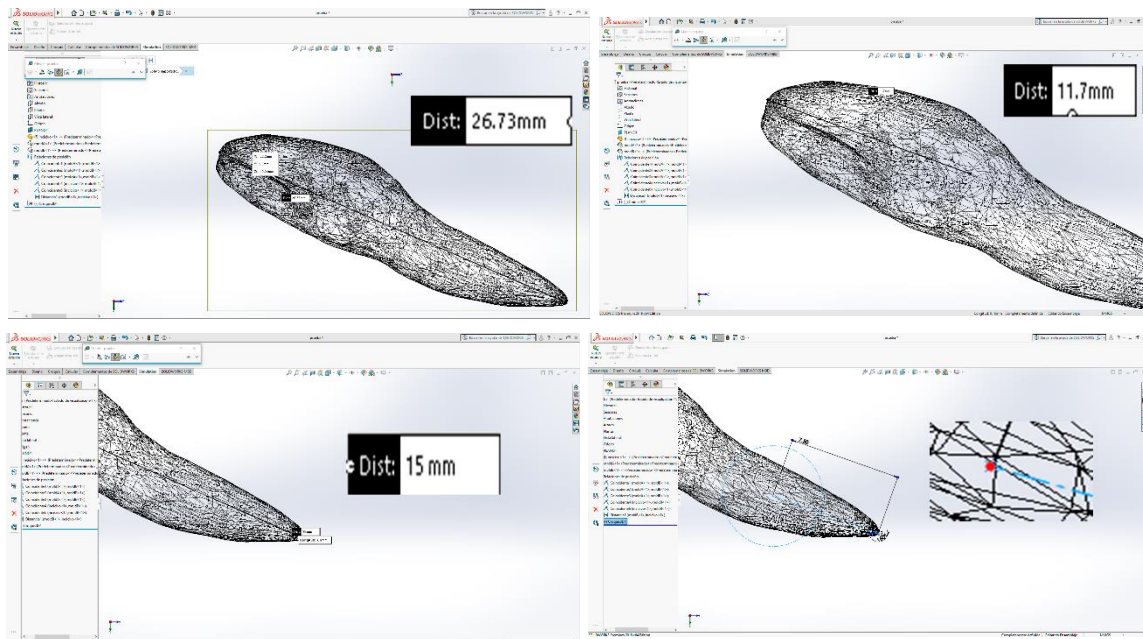


Figura 21. Ubicación del Centro de Resistencia. (fuente propia)

(Para poder generar el movimiento de torque (momento) se ubicó en centro de rotación en el slot del bracket ubicado al centro de la corona. Para ingresar una fuerza de 0.007Nm y 0.014 Nm (7Nmm/14 Nmm), dependiendo de la dirección de torque. (Figura 22)

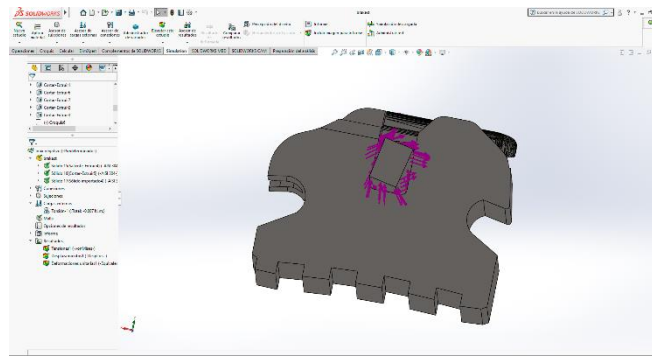


Figura 22. Colocación de la fuerza de rotación sobre el arco. (fuente propia)

Se calculó el resultante de fuerza teórico de torque que se generó, mediante la multiplicación de la fuerza aplicada en el slot del bracket (0.007 Nm / 0.0014Nm), por la distancia de la ubicación del slot del bracket (mitad de la corona) a el centro de resistencia 13.365mm. Para torque positivo y torque negativo. (Tabla III, Figura 23)

Fuerza	Distancia	Torque (momento)
0.007Nm	13.365mm	0.093555
0.014Nm	13.365mm	0.18711

Tabla III. Caculo de Fuerza teórica para generar el movimiento de torque sobre la unidad dentoalveolar. (fuente propia)

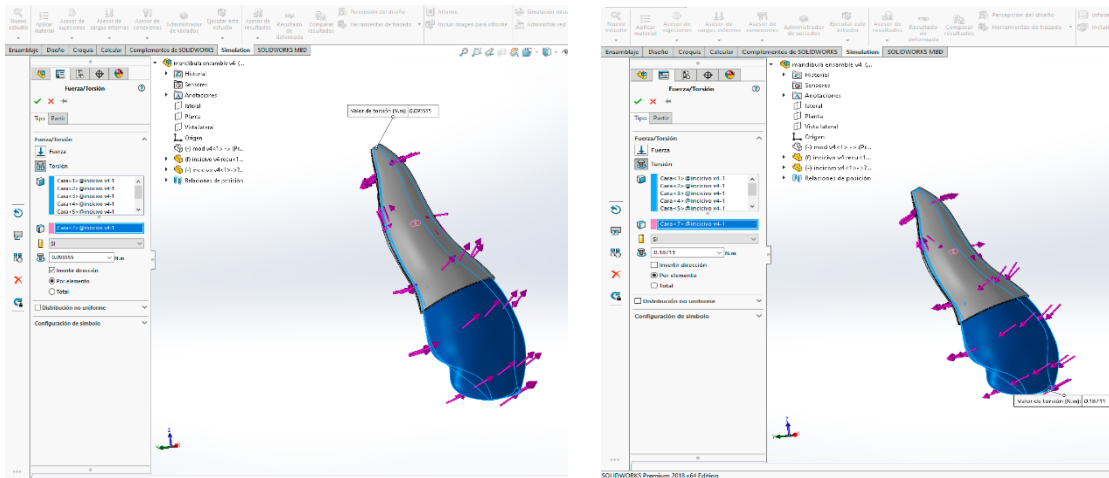


Figura 23. Ingreso a SolidWorks de fuerza de torsión. (fuente propia)

Posteriormente en los grupos ya mencionados previamente, se analizaron los esfuerzos como Tensión de Von Mises, expresados en Mega pascales (MPa), la deformación representado con la unidad ESTRN, el desplazamiento en URES que se representa en mm. Los niveles de esfuerzo mínimo y máximo fueron delimitados en una gráfica conectada con franjas de distintos colores donde el esfuerzo máximo es representado por el color Rojo y esfuerzo mínimo por el color Azul Rey.

Los datos fueron procesados 5 veces en el software de elemento finito para verificar que los resultados fueran reproducibles.

12. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

- Se utilizará el paquete estadístico SPSS versión 25.
- Se utilizará estadística descriptiva, para variables cuantitativas medidas de tendencia central, de dispersión, de asimetría y de forma.

13. RESULTADOS

En este análisis, los grupos de estudio se evaluaron según las tablas IV y V, y fueron descritos en ese orden. La unidad de medida Mpa (Megapascales) se utilizó para medir la tensión de Von Mises, la unidad ESTRN (Deformación Unitaria Equivalente) para la deformación y URES (mm) para medir el desplazamiento, estos parámetros se utilizaron como criterio para medir cada esfuerzo y distribución del estrés en la unidad dentoalveolar y los conjuntos arco/bracket.

Tabla IV. Grupos de interacción arco/bracket			
Bracket metálico	Arco SS	Fuerza de 7 Nmm y 14 Nmm	Torque positivo y negativo
Bracket metálico	Arco Niti		
Bracket metálico	Arco TMA		

Tabla V. Grupos de unidad dentoalveolar		
Unidad dentoalveolar	Fuerza de 7 Nmm y 14 Nmm	Torque positivo
Unidad dentoalveolar	Fuerza de 7 Nmm y 14 Nmm	Torque negativo

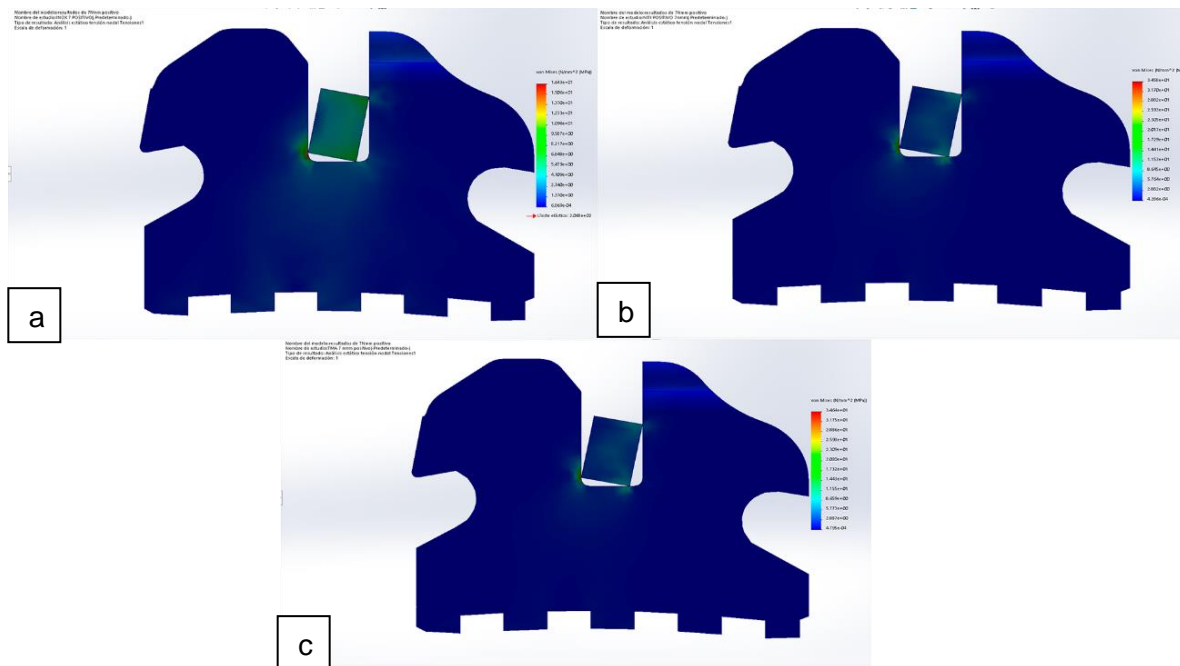


Figura 24. a) Esquema de tensión máxima de Acero inoxidable. **b)** Esquema de tensión máxima de Niti. **c)** Esquema de tensión máxima de TMA

Con lo que respecta a los grupos arco/bracket, podremos observar los resultados en base a él diagrama de bandas de colores que muestra la distribución de tensiones, los valores máximos están en MPa mostrando los resultados de las simulaciones y de esta misma manera observaremos representados los demás esfuerzos. (Figura 16)

Los valores más altos de tensión a 7Nmm de torque positivo se encontraban ubicados en la interacción entre el vértice del arco y la pared incisal del slot que soporta la compuerta del bracket, variando la cantidad de esfuerzo de acuerdo con cada aleación. (Figura 25)

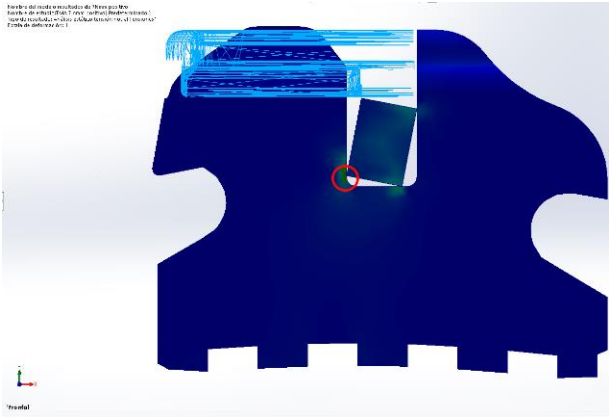


Figura 25. Esquema de zona de mayor tensión en la interacción del arco bracket a 7Nmm +

La deformación (ESTRN) a 7 Nmm torque positivo se observó sobre la misma superficie que presentó la mayor tensión, sin embargo, en cuanto a la generación

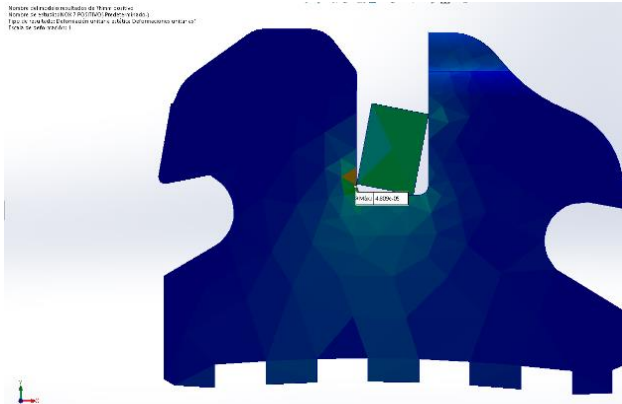


Figura 26. Esquema de distribución de la deformación en la interacción del arco bracket a 7Nmm +

de esta deformación comienza sobre toda la superficie del slot y se distribuye sobre el centro del bracket tendiendo a desaparecer en dirección a la malla. (Figura 26)

El desplazamiento (URES) a esta misma fuerza de torque, correspondiendo a la capacidad de deformación previamente descrita, los vértices del arco en relación con esta área fueron los de mayor desplazamiento.

También la porción que corresponde a las aletas incisales, que soportan la compuerta del bracket, fueron otra zona de gran cantidad de desplazamiento en comparación con las aletas cervicales. Todas estas descripciones en base a la gráfica lateral derecha de colores que muestra la magnitud de desplazamiento sobre las superficies. (Figura 27)

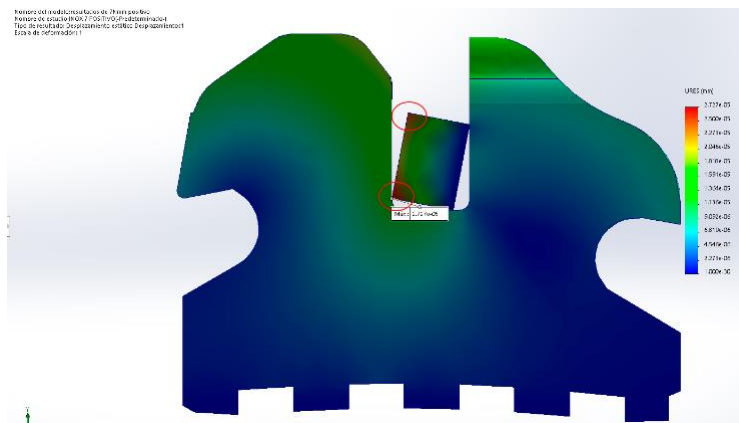


Figura 27. Esquema de superficies con mayor desplazamiento en la interacción del arco bracket a 7Nmm +

Los valores máximos obtenidos a cada esfuerzo de las tres aleaciones a un torque de 7 Nmm positivo (Tabla VI) mostraron una constante, en la cual el acero fue el que presentó una mayor tensión (11.85Mpa), posteriormente el TMA (11.010Mpa) y por último el Niti (11 Mpa) (Gráfico 1) a pesar de no mantenerse muy discrepantes los valores de tensión entre los arcos, esta disposición no se mantenía a los otros

esfuerzos (deformación/desplazamiento), siendo inversamente proporcional al orden de la tensión, comenzando con mayor deformación en Niti hasta el de menor cantidad siendo el Acero (Gráfico 2), lo mismo sucedía cuando se representaba el desplazamiento (Gráfico 3).

Tabla VI Comparativa de resultados máximos en el AEF para Arco a un torque de 7Nmm						
Arco	Torque positivo			Torque negativo		
	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES
Acero	11.830	0.03417	0.026044	11.145	0.026612	0.018000
TMA	11.010	0.07657	0.061222	11.007	0.062057	0.043000
Niti	11	0.12210	0.098100	11	0.102360	0.070000

Tabla VI. Máximos esfuerzos de los tres arcos a una fuerza de torque de 7 Nmm positivo y negativo.

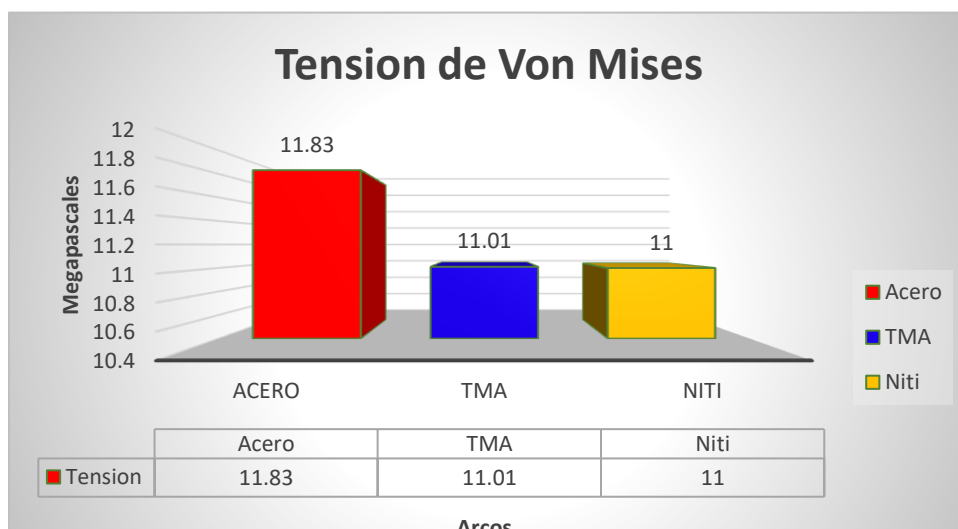


Gráfico 1. Valores máximos de tensión generada en cada arco, mostrando mayor tensión en el Acero, seguido por el TMA y presentando la menor tensión el arco de Niti.

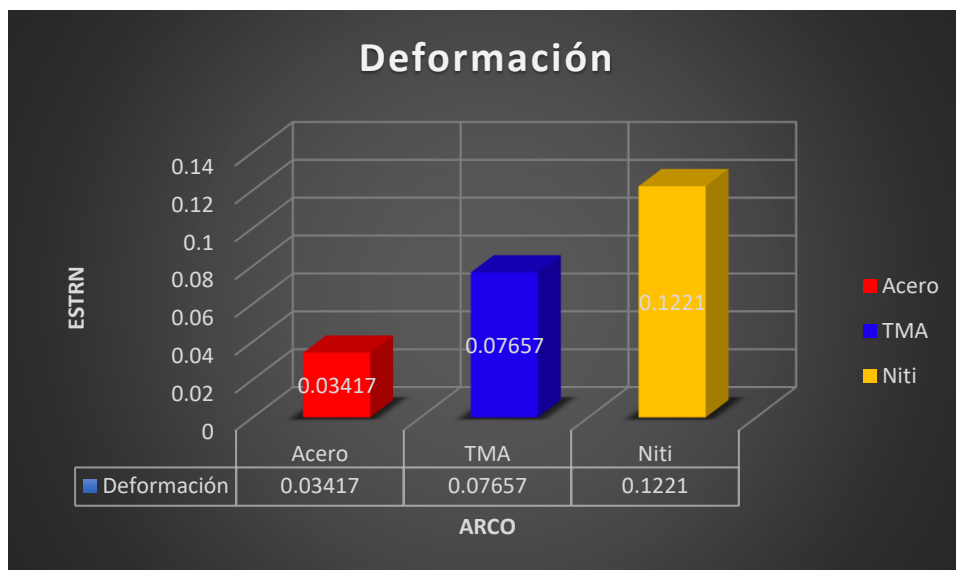


Gráfico 2. Valores máximos de deformación generada en cada arco, mostrando mayor deformación el Niti, seguido por el TMA y Acero.

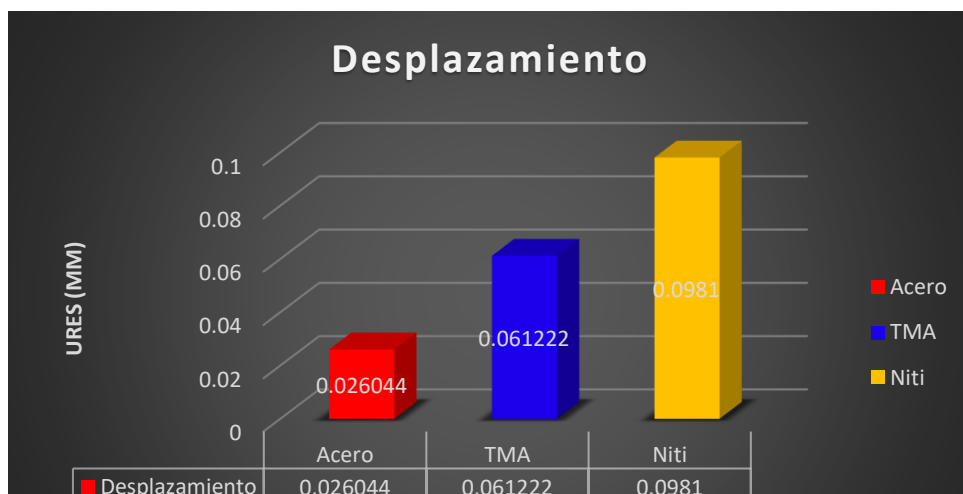


Gráfico 3. Valores máximos de desplazamiento.

Al invertir la dirección de la fuerza y la angulación del arco, para generar un torque negativo de 7 Nmm, los lugares de mayor tensión cambiaron, sin embargo, siguió siendo la pared incisal del slot la más afectada en la intersección, esta es la pared que representa el fondo del slot, presentando esta misma superficie una nueva área de tensión por debajo de las aletas incisales. (Figura 28)

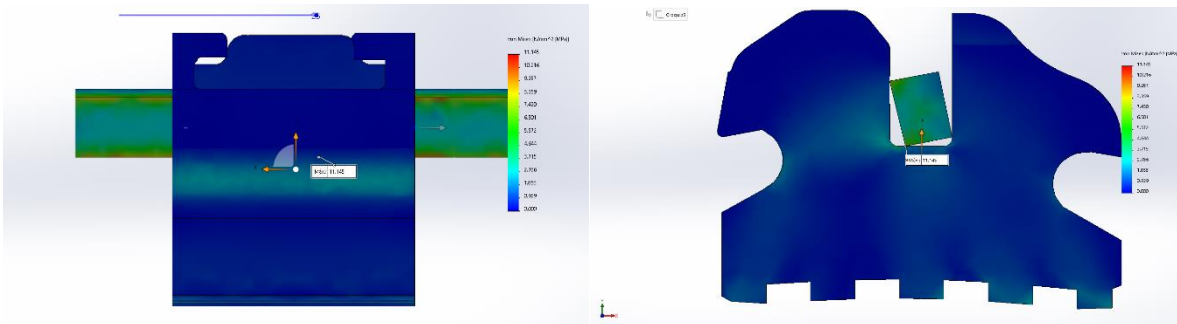


Figura 28. Superficies con mayor tensión a una fuerza de torque 7Nmm negativo.

La mayor deformación de los arcos se mostró en las superficies y vértices opuestos a la dirección a la que se aplicó la fuerza (Figura 29), así permitiendo una mayor cantidad de desplazamiento en el lado apuesto. (Figura 30)

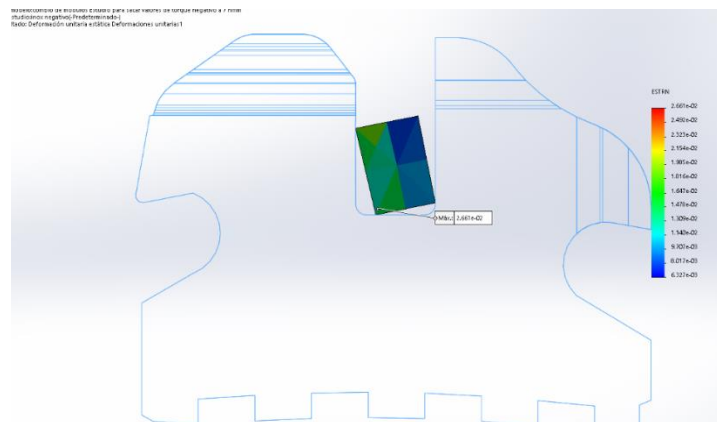


Figura 29. Sitio de mayor deformación en el arco señala con cuadro blanco.

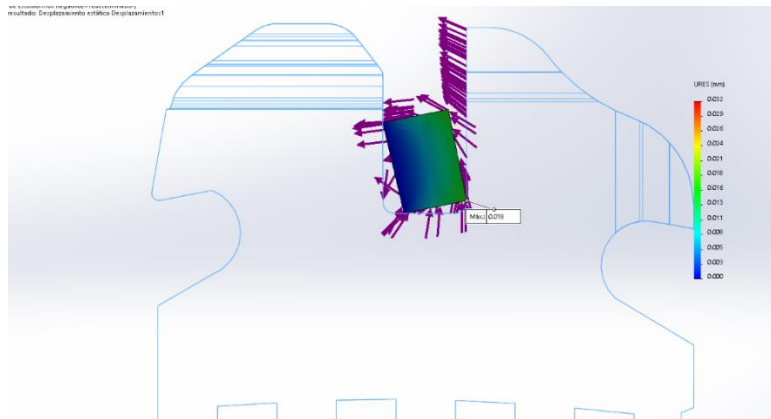


Figura 30. Sitio de mayor desplazamiento en el arco señala con cuadro blanco.

Al comparar los esfuerzos en los arcos entre torque positivo y negativo se observó que la tensión, deformación y desplazamiento eran mayores a torque positivo, siendo que se aplicó la misma fuerza, donde solo varió la dirección. A excepción del Niti en la tensión, donde mantuvo su valor. (Gráfico 4, 5, 6)



Gráfico 4. Comparativa de Tensión.

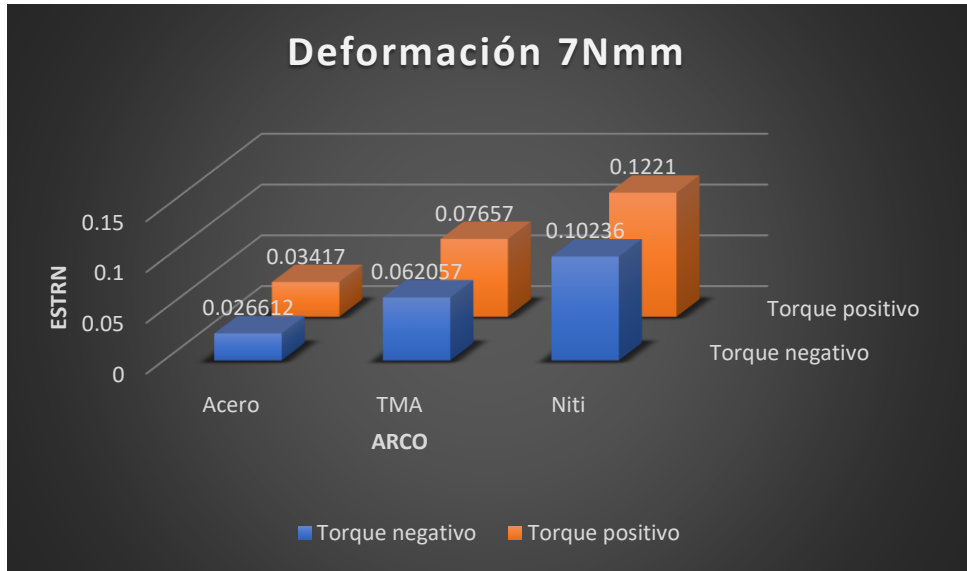


Gráfico 5. Comparativa de deformación.

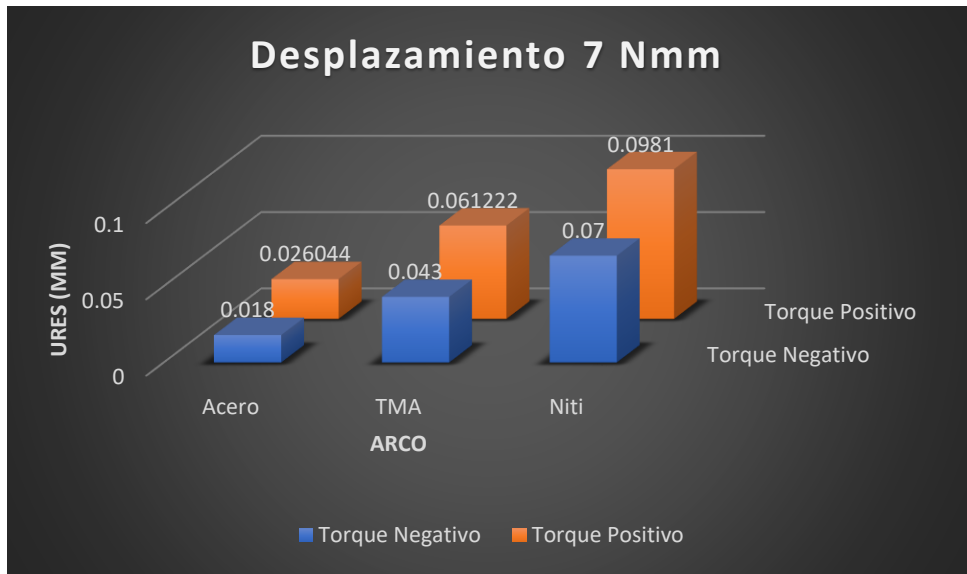


Gráfico 6. Comparativa de desplazamiento

En el bracket se presentaban las mismas características de duplicación de esfuerzo a un torque negativo que en arco. (Tabla VII)

Tabla VII. Comparativa de resultados máximos en el AEF para Bracket a un torque de 7 Nmm						
Bracket	Torque positivo			Torque negativo		
	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES
Bracket/Acero	20.632	0.06695	0.016120	7.039	0.02256	0.032000
Bracket/TMA	44.999	0.13830	0.026200	6.546	0.02102	0.032000
Bracket/Niti	66.600	0.19840	0.032580	7.034	0.02255	0.032000

Tabla VII. Valores máximos a torque positivo y negativo

La tensión que se generó en el bracket a un torque positivo, mostro una mayor delimitación de la generación del esfuerzo, manteniéndose en la periferia del slot (Figura 31) del bracket teniendo su punto máximo sobre la pared incisal del slot, mientras que en el torque negativo la tensión que se genero fue menor, sin embargo, esta se encontró distribuida en superficies más alejadas al slot y genero su punto máximo de tensión sobre el piso del slot en cercanía con la pared cervical. (Figura 32)

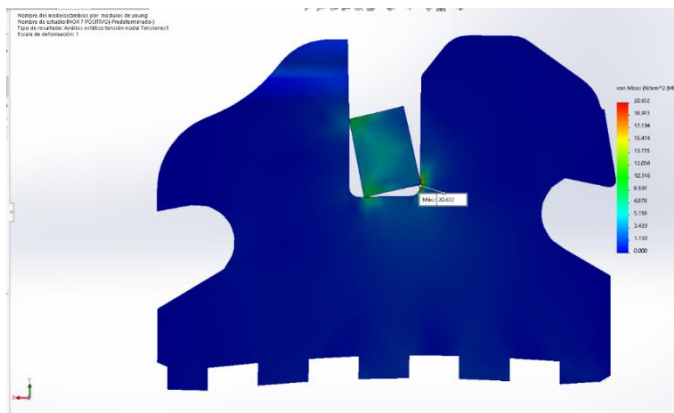


Figura 31. Zonas de tensión a torque positivo

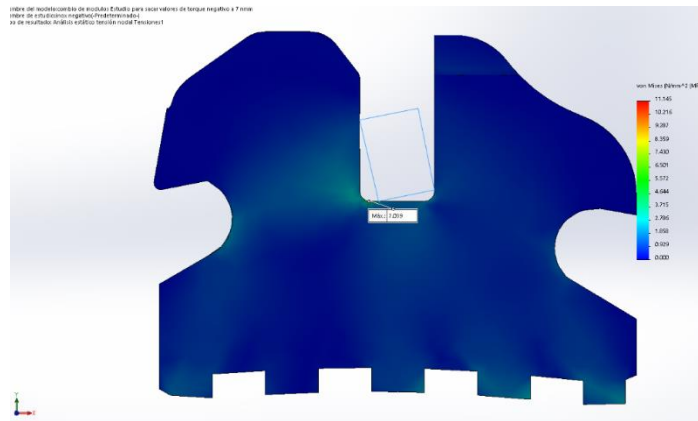


Figura 32. Zonas de tensión a torque negativo.

De igual manera la deformación a torque positivo se ubicó solo sobre el slot (Figura 33), a pesar de que el esfuerzo a torque negativo era menor, también se extendía sobre superficies alejadas como por debajo de las aletas incisales del bracket y sobre la malla de este. (Figura 34)

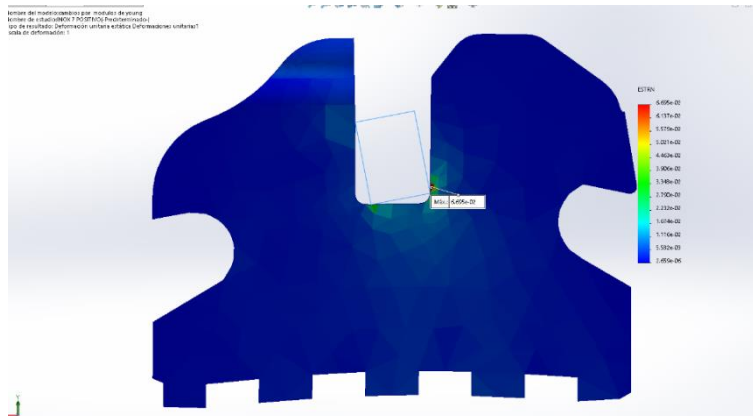


Figura 33. Zonas deformación a 7 Nmm positivo en bracket.

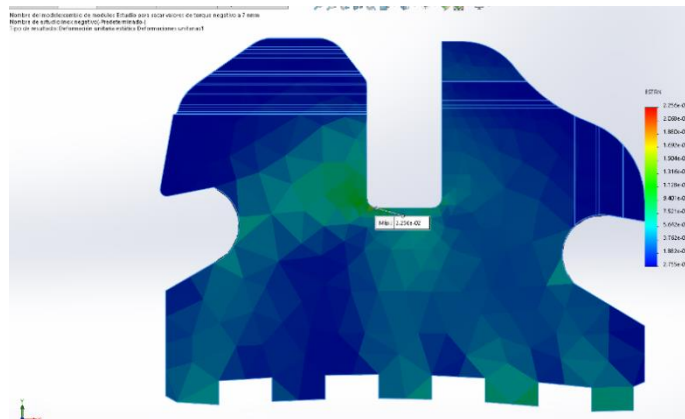


Figura 34. Zonas deformación a 7 Nmm negativo en bracket.

Las áreas de mayor desplazamiento tuvieron una variación de ubicación a las dos direcciones, a torque positivo el punto en el bracket de mayor esfuerzo se mantuvo en la pared incisal del slot, mientras que a dirección negativa se observó sobre la superficie de las aletas incisales. (Figura 35,36)

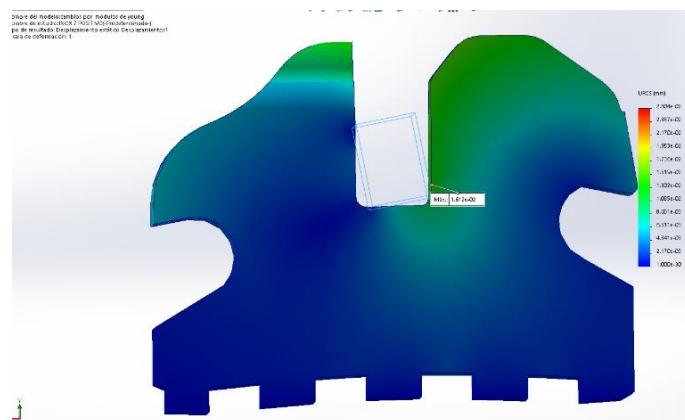


Figura 36. Zona de desplazamiento a 7 Nmm positivo en bracket.

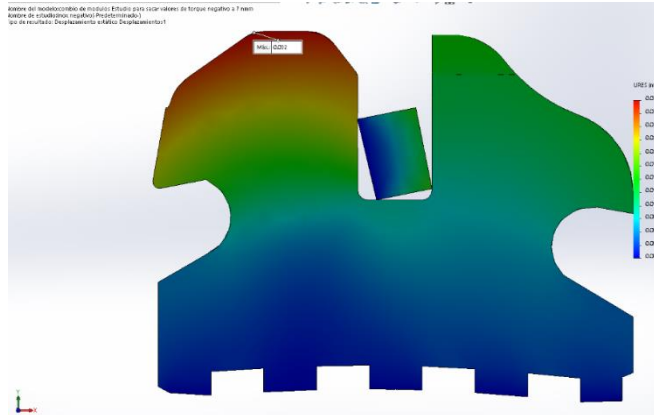


Figura 36. Zona de desplazamiento a 7 Nmm negativo en bracket.

Un dato importante durante la simulación fue la diferencia que existía al momento de evaluar la tensión a 7 Nmm torque positivo donde el arco que producía menos tensión sobre su superficie generaba una mayor tensión sobre la superficie del bracket. (Grafico 7)



Gráfico 7. Comparativa de tensión entre arcos y brackets a torque de 7Nmm positivo.

Mientras que el torque positivo mostraba un mayor esfuerzo, en el arco comparado con el bracket, la tensión generada era más estable. (Gráfico 8)

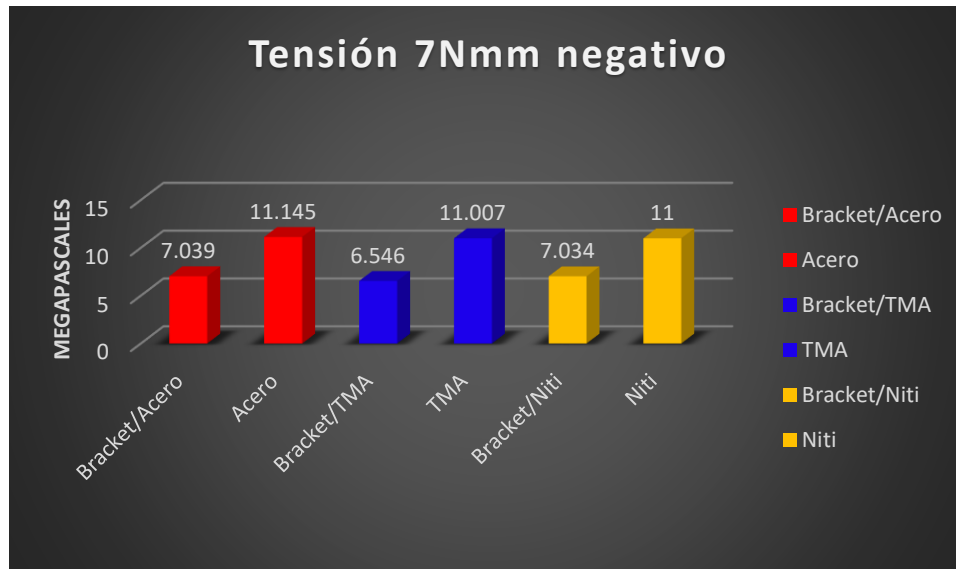


Gráfico 8. Comparativa de tensión entre arcos y brackets a torque de 7 Nmm negativo.

Al aplicar 14 Nmm de torque en el arco en ambas direcciones se obtuvieron los siguientes resultados (Tabla VIII):

Tabla VIII. Comparativa de resultados máximos en el AEF para Arco a un torque de 14Nmm						
Arco	Torque positivo			Torque negativo		
	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES
Acero	22.40	0.117803	0.051988	22.299	0.053223	0.037000
TMA	22.39	0.153200	0.121018	22.297	0.126700	0.087000
Niti	22.29	0.285191	0.220148	22.290	0.204700	0.140000

Se mantuvo la misma relación en la capacidad de tensión, siendo el acero el que presentó mayor tensión, en las dos direcciones. Y comparando la duplicación en el aumento de fuerza aplicada, correspondió a un aumento duplicado de tensión en los arcos. Continuando esta duplicación en los demás esfuerzos. Manteniendo los mismos sitios de valores máximos descritos en 7 Nmm. (Gráfico 9)

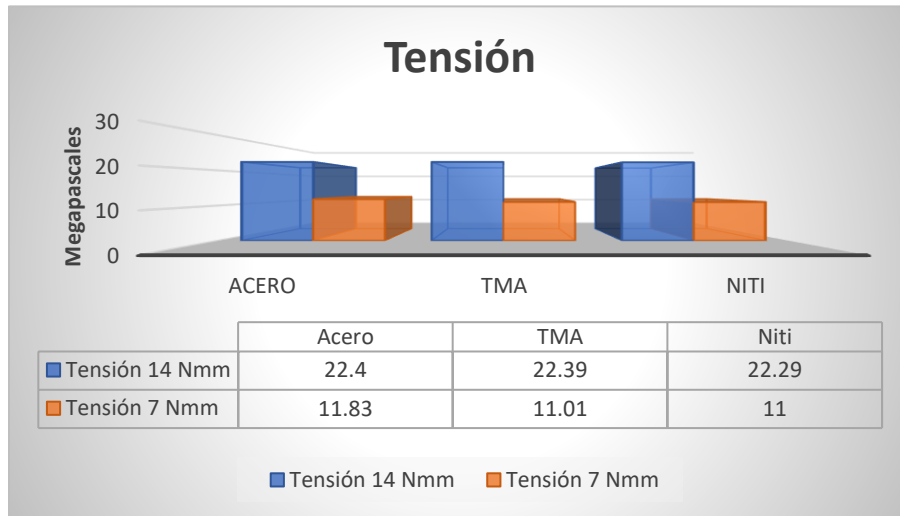


Gráfico 9. Comparativa de tensión entre arcos y brackets a torque de 7 Nmm negativo.

En el modelo de simulación, a medida que aumenta la capacidad de deformación de cada alambre, aumenta también su capacidad de desplazamiento dentro del slot, existiendo esta relación en la superficie de contacto que más se deforma con la de mayor movimiento del mismo lado. Siendo esto constante a torque negativo.

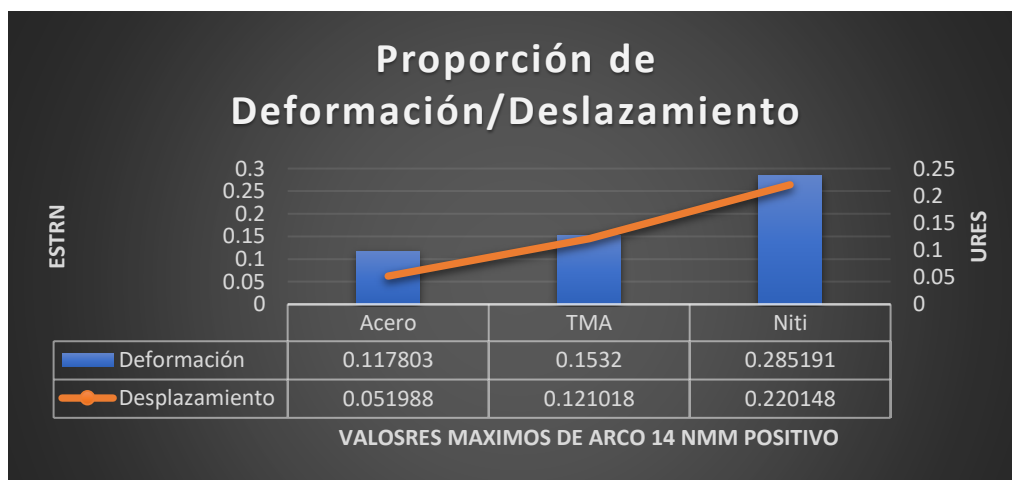


Gráfico 10. Comparativa de deformación y desplazamiento de arcos a torque positivo

(Gráfico 10) Como también se pudo observar, la distinta capacidad de rigidez torsional de cada aleación a las distintas fuerzas aplicadas, teniendo en cuenta que su rigidez esta en relación directa con su carga elástica máxima y en relación inversa a su capacidad de deformarse. (Gráfico 11,12,13,14)



Gráfico 11. Comparativo de relación de rigidez de los arcos a 7 Nmm positivo.



Gráfico 12 Comparativo de relación de rigidez de los arcos a 7 Nmm negativo.

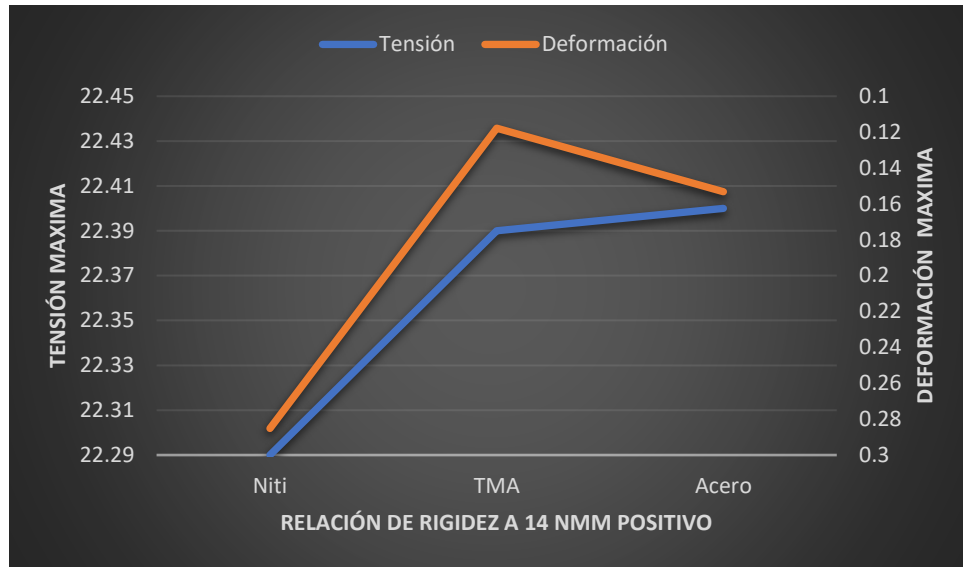


Gráfico 13. Comparativo de relación de rigidez de los arcos a 14 Nmm positivo.

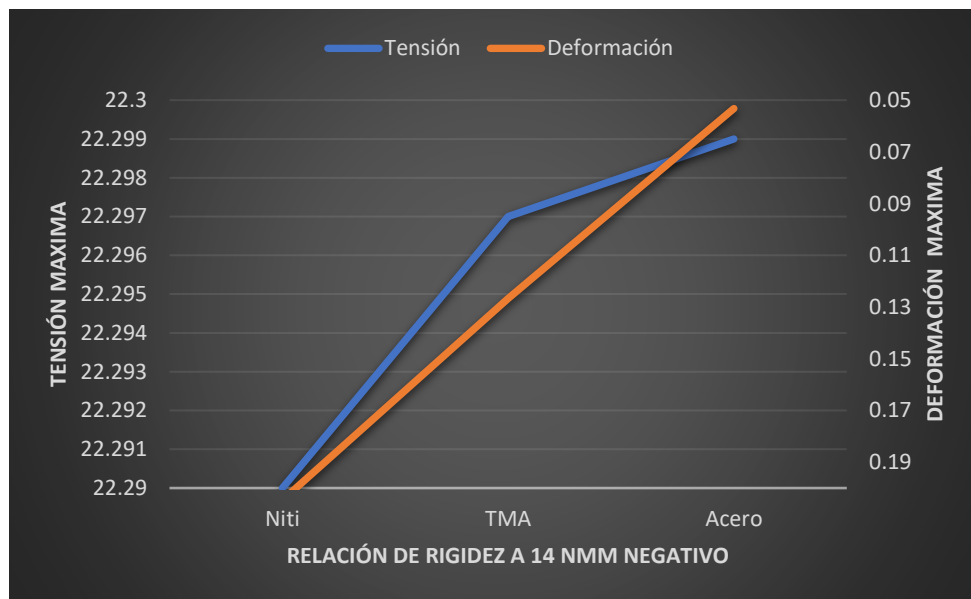


Gráfico 14. Comparativo de relación de rigidez de los arcos a 14 Nmm negativo.

Los datos obtenidos de los distintos esfuerzos siempre fueron más elevados al aplicar una fuerza de torque positivo comparándolas con la misma magnitud a torque negativo. (Tabla IX, X, XI)

Tabla IX. Comparativa de resultados máximos de tensión en torque positivo y negativo en el AEF para arco a 7Nmm y 14Nmm.				
Arco	Tensión 7 Nmm+	Tensión 7 Nmm-	Tensión 14 Nmm+	Tensión 14 Nmm-
Acero	11.830	11.145	22.40	22.299
TMA	11.010	11.007	22.39	22.297
Niti	11	11	22.29	22.290

Tabla X. Comparativa de resultados máximos de deformación en torque positivo y negativo en el AEF para arco a 7Nmm y 14Nmm.				
Arco	Deformación 7 Nmm+	Deformación 7 Nmm-	Deformación 14 Nmm+	Deformación 14 Nmm-
Acero	0.03417	0.026612	0.117803	0.053223
TMA	0.07657	0.062057	0.153200	0.126700
Niti	0.12210	0.102360	0.285191	0.204700

Tabla XI. Comparativa de resultados máximos de desplazamiento en torque positivo y negativo en el AEF para arco a 7Nmm y 14Nmm.				
Arco	Desplazamiento 7 Nmm+	Desplazamiento 7 Nmm-	Desplazamiento 14 Nmm+	Desplazamiento 14 Nmm-
Acero	0.026044	0.018000	0.051988	0.037000
TMA	0.061222	0.043000	0.121018	0.087000
Niti	0.098100	0.070000	0.220148	0.140000

Los valores generados a una fuerza de 14Nmm sobre el bracket fueron los siguientes. (Tabla XII)

Tabla XII. Comparativa de resultados máximos en el AEF para Bracket a un torque de 14Nmm						
	Torque positivo			Torque negativo		
Bracket	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES
Bracket/ Acero	46.690	0.11780	0.032240	14.078	0.04512	0.063000
Bracket/ TMA	89.997	0.20910	0.048430	14.083	0.04513	0.063000
Bracket/ Niti	134.100	0.28520	0.063400	14.069	0.04510	0.063000

Se observó a 14 Nmm continuaba la misma relación de tensión descrita a 7 Nmm torque positivo, donde el arco que producía menos esfuerzo sobre su superficie generaba una mayor tensión sobre la superficie del bracket. (Gráfica 15)

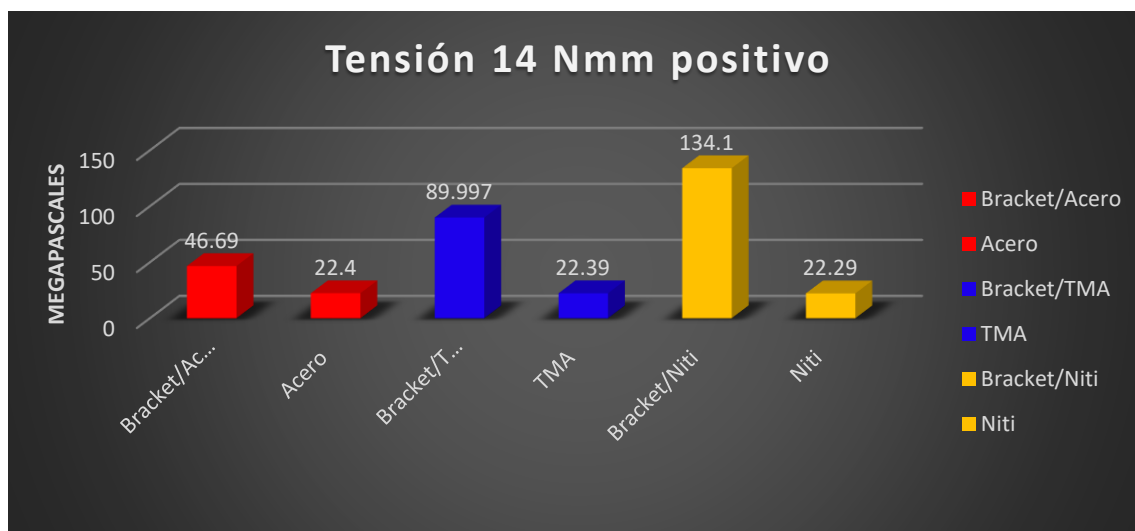


Gráfico 15. Comparativa de tensión entre arcos y brackets a torque de 14 Nmm

La regulación de discrepancias en cuanto a este esfuerzo se obtuvo al aplicar un torque negativo donde la variación de tensión era menor entre los elementos relacionados en cada simulación. (Gráfico 16)

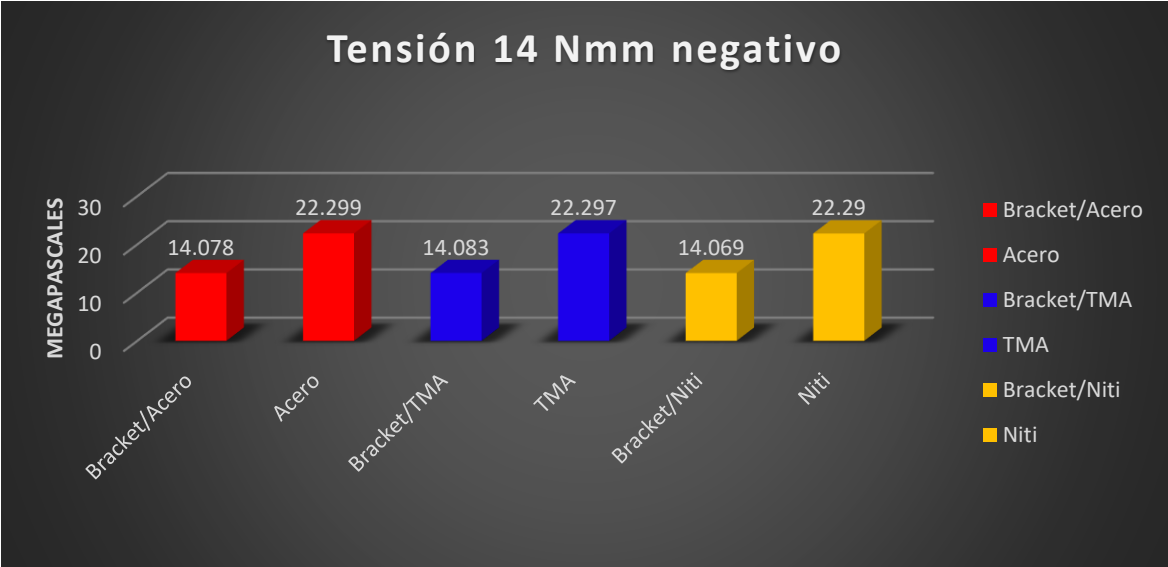


Gráfico 16. Comparativa de tensión entre arcos y brackets a torque de 14 Nmm negativo. Los sitios de tensión a 14 Nmm continuaban siendo los mismos que a 7 Nmm solo cambiaba su intensidad. (Figura 37)

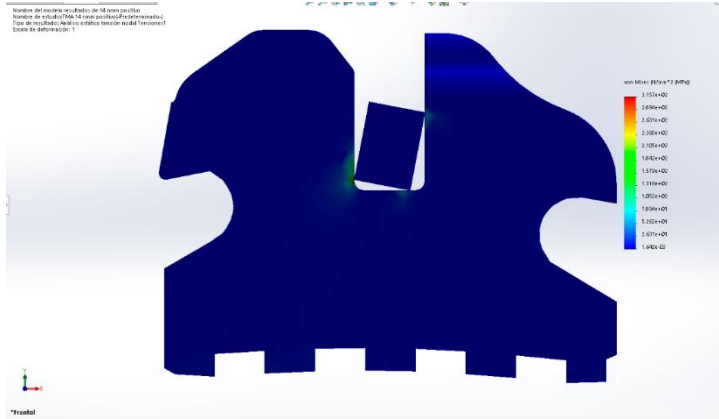


Figura 37. Esquema de tensión en torque positivo con arco de Acero a 14 Nmm

Con respecto a la estructura del bracket el área que presentaba mayor cantidad de desplazamiento al aumentar la fuerza a 14 Nmm negativo es la pared incisal del slot y las aletas que corresponden a esta porción, permitiendo mayor desplazamiento del arco en distintos vértices dentro del slot, mientras que al aplicar un torque positivo la cantidad de desplazamiento de los elementos disminuye y mostro valores menores en la pared sobre la cual se recarga la fuerza. (Figura 38)

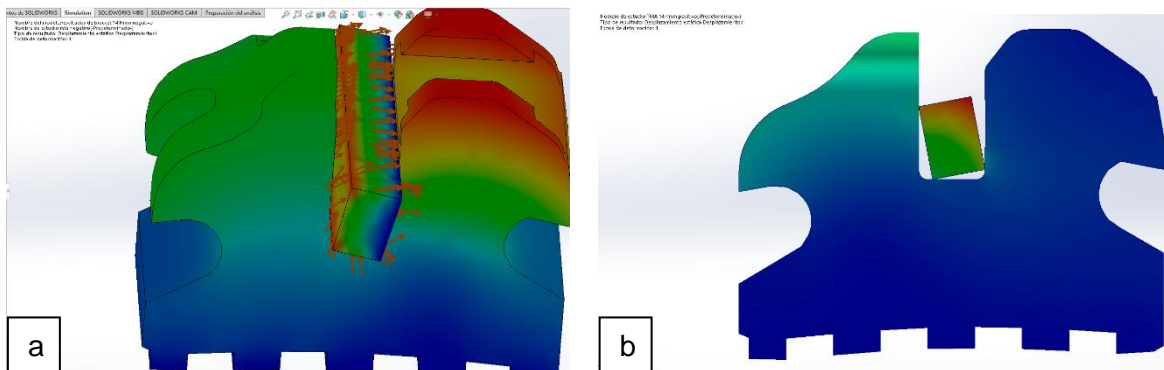


Figura 38. a) Esquema de desplazamiento de torque positivo con arco de Acero a 14 Nmm negativo. **b)** Esquema de desplazamiento de torque positivo con arco de Acero a 14 Nmm positivo

En cuanto a la deformación que se observó fuera del arco, el cual genera una cupla de fuerzas, que también son transmitidas al objeto con el cual interactúan, como en este caso es el bracket, mismo que las traduce sobre su estructura con deformaciones en dos lados opuestos, en dos distintos niveles, uno por debajo de las aletas y otro en la malla que tiene interacción con el órgano dentario, generando dos deformaciones en lados opuestos simultáneamente. (Figura 39)

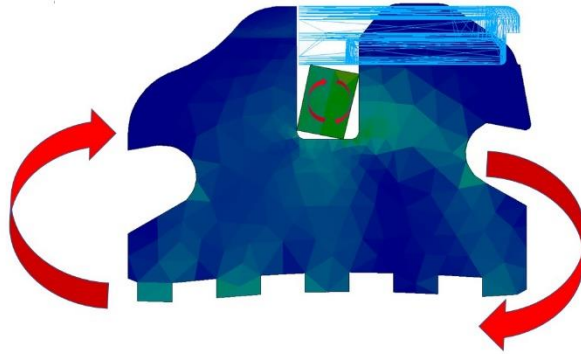


Figura 39. Esquema deformación en torque positivo con arco de Acero a 14 Nmm

Los datos obtenidos de los distintos esfuerzos sobre el bracket continuaron aumentando respecto a la dirección en la que se aplicaba la fuerza, siendo el de menor magnitud a torque negativo. (Tabla XIII, XIV, XV)

Tabla XIII. Comparativa de resultados máximos de tensión en torque positivo y negativo en el AEF para bracket a 7Nmm y 14Nmm.				
	Tensión 7 Nmm+	Tensión 7 Nmm-	Tensión 14 Nmm+	Tensión 14 Nmm-
Bracket/Acero	20.632	7.039	46.690	14.078
Bracket/TMA	44.999	6.546	89.997	14.083
Bracket/Niti	66.600	7.034	134.100	14.069

Tabla XIV. Comparativa de resultados máximos de deformación en torque positivo y negativo en el AEF para bracket a 7Nmm y 14Nmm.				
	Deformación 7 Nmm+	Deformación 7 Nmm-	Deformación 14 Nmm+	Deformación 14 Nmm-
Bracket/Acero	0.06695	0.02256	0.11780	0.04512
Bracket/TMA	0.13830	0.02102	0.20910	0.04513
Bracket/Niti	0.19840	0.02255	0.28520	0.04510

Tabla XV. Comparativa de resultados máximos de desplazamiento en torque positivo y negativo en el AEF para bracket a 7Nmm y 14Nmm.

	Desplazamiento 7 Nmm+	Desplazamiento 7 Nmm-	Desplazamiento 14 Nmm+	Desplazamiento 14 Nmm-
Bracket/Acero	0.016120	0.032000	0.032240	0.063000
Bracket/TMA	0.026200	0.032000	0.048430	0.063000
Bracket/Niti	0.032580	0.032000	0.063400	0.063000

Resultados de la unidad dentoalveolar. (Tabla XVI)

Tabla XVI. Comparativa de resultados máximos en el AEF para Unidad dentoalveolar a un torque de 7 Nmm

	Torque positivo			Torque negativo		
	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES
Órgano dentario	124.2	.031820	0.178100	138.9	0.031340	0.202100
Ligamento periodontal	12.08	.131100	0.043360	17.66	0.135000	0.043920
Hueso alveolar	21.17	.006533	0.007883	24.64	0.007167	0.006418

La tensión máxima en las estructuras de la unidad dentoalveolar la encontramos en el órgano dentario, continuando en el hueso alveolar y por último en el ligamento periodontal (Gráfico 17). Esta secuencia de valores de tensión estaba íntimamente relacionada con la deformación, donde el valor máximo lo obtuvo el ligamento periodontal (Gráfico 18), esta interacción de valores permitió observar el mayor desplazamiento en el órgano dentario (Gráfico 19)

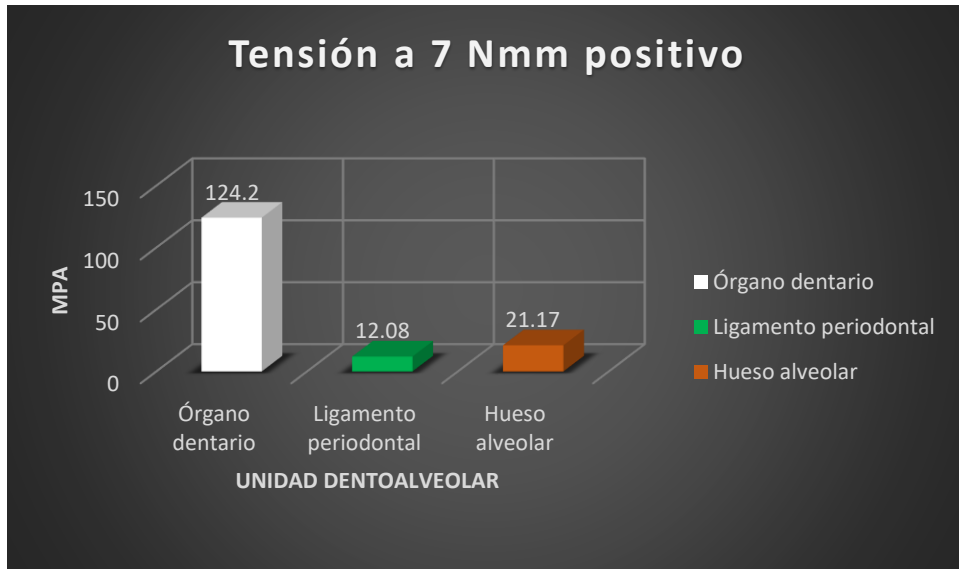


Gráfico. 17 Tensión en estructuras de la unidad dentoalveolar.

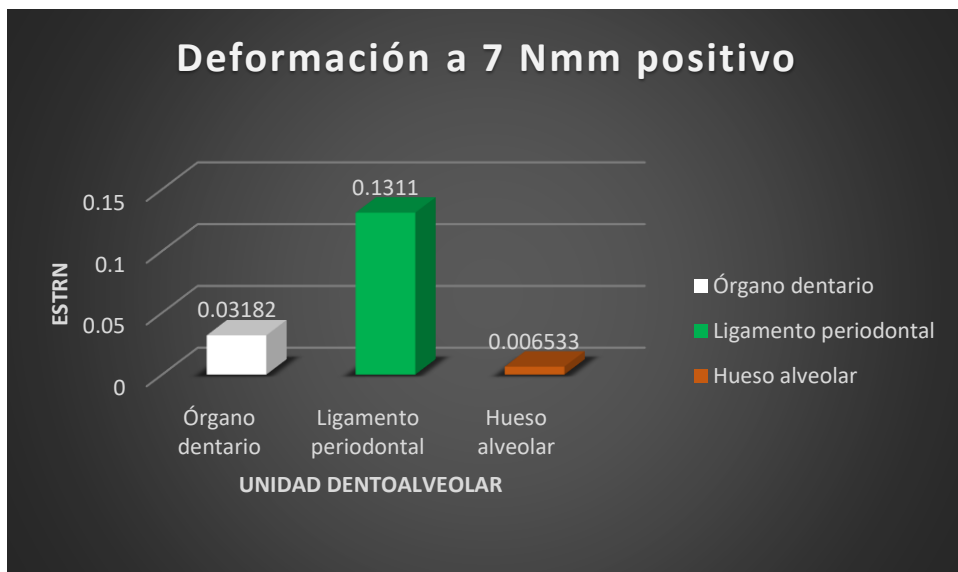


Gráfico. 18. Deformación en estructuras de la unidad dentoalveolar

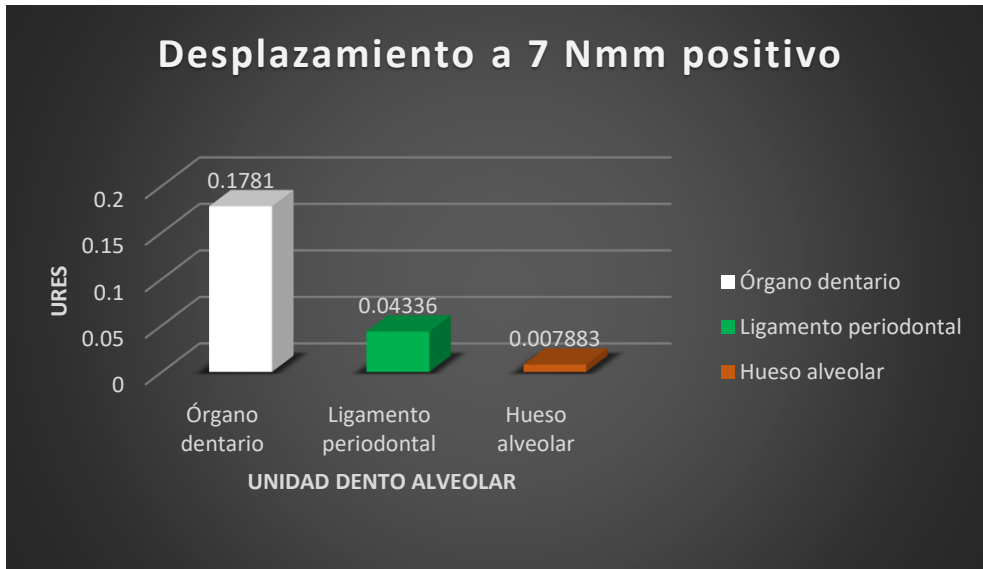


Gráfico 19. Desplazamiento en estructuras de la unidad dentoalveolar.

La capacidad de deformación del ligamento periodontal no solamente le permitió al órgano dentario su movimiento, si no que contribuyo con una amortiguación de la fuerza en un 83% de la tensión inicial generada en el órgano dentario, para finalmente solo permitir la transmisión de un 17% del esfuerzo al hueso alveolar. (Gráfico 20)

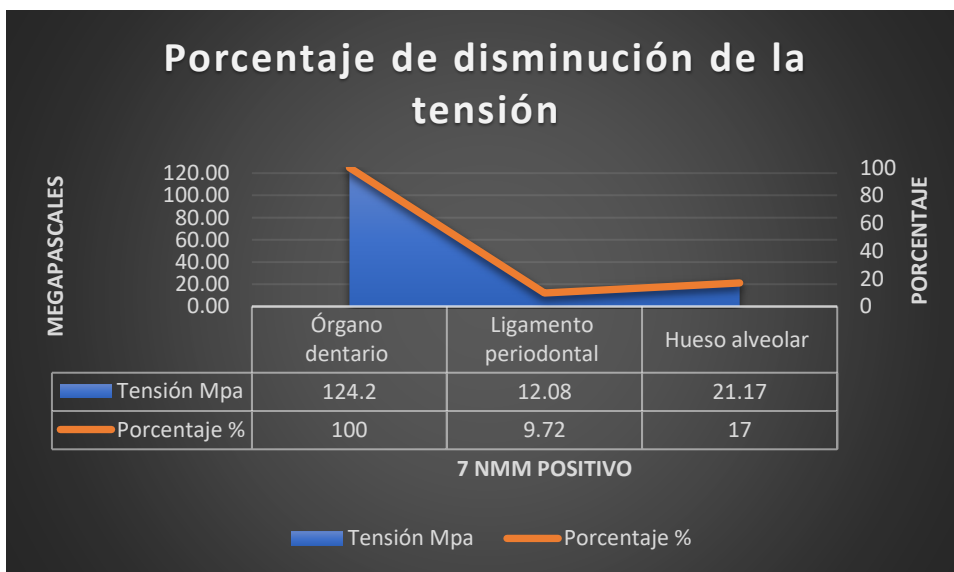


Gráfico 20. Porcentaje de disminución de fuerza de tensión.

Los sitios de mayor tensión en la simulación se encontraron a nivel del ápice del órgano dentario, ligamento periodontal y en el hueso en su tercio apical. (Figura 40)

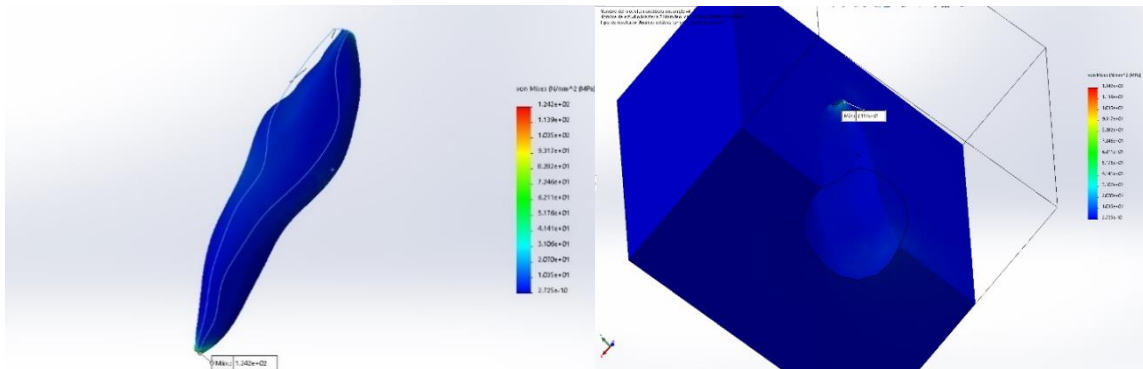


Figura 40. Sitios de mayor tensión.

La mayor deformación se observó en el ligamento periodontal en el tercio apical y tercio medio, sin embargo el patrón de deformación no era el mismo en todos los sitios donde se observaba este esfuerzo, al aumentar la deformación de la visualización*, se observó en el tercio cervical sobre la cara vestibular un patrón de tensión en el ligamento periodontal, mientras que en la cara palatina se mostró un patrón de compresión en el tercio cervical, a nivel apical sobre la cara vestibular se mostraba un patrón de tensión y sobre la cara palatina compresión. (Figura 41)

*Visualización, es el proceso mediante el cual los resultados de la simulación pueden ser observados visualmente para obtener una mejor interpretación, cabe mencionar que esto no altera el valor máximo resultante.

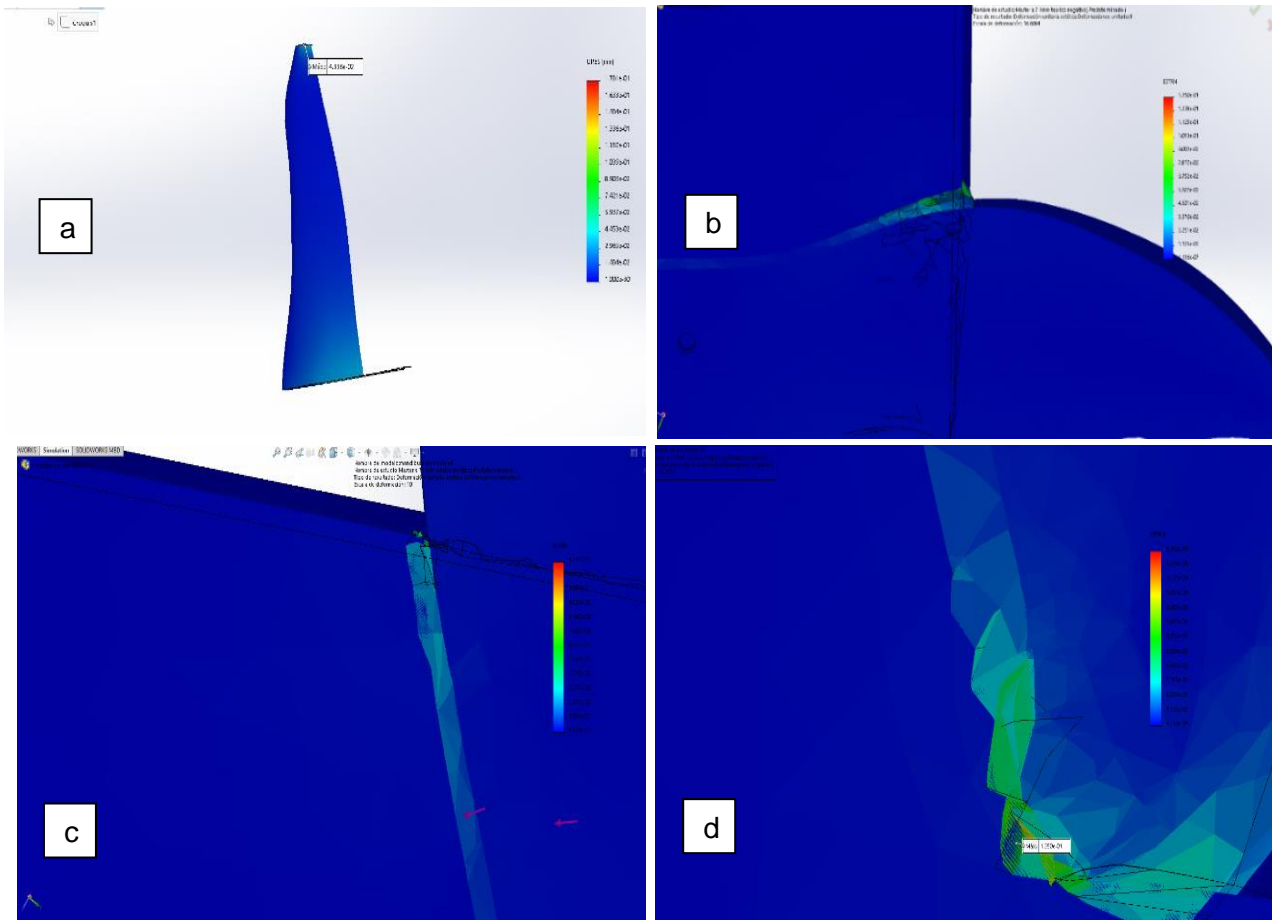


Figura 41. a) Tensión máxima sobre la superficie del ligamento periodontal. **b)** Patrón de tensión sobre superficie vestibular. **c)** Patrón de presión sobre cara palatina. **d)** Patrones de tensión y compresión presentes sobre la superficie apical. (visualización 40 veces aumentada.)

El sitio con mayor movimiento del órgano dentario fue el borde incisal, desde un corte coronal y dependiendo del torque que se aplica, dentro de la superficie radicular la pared que tiene mayor movimiento en la dirección que se aplica la fuerza, como ejemplo en un torque positivo la pared palatina es la que genera mayor movimiento. (Figura 42)

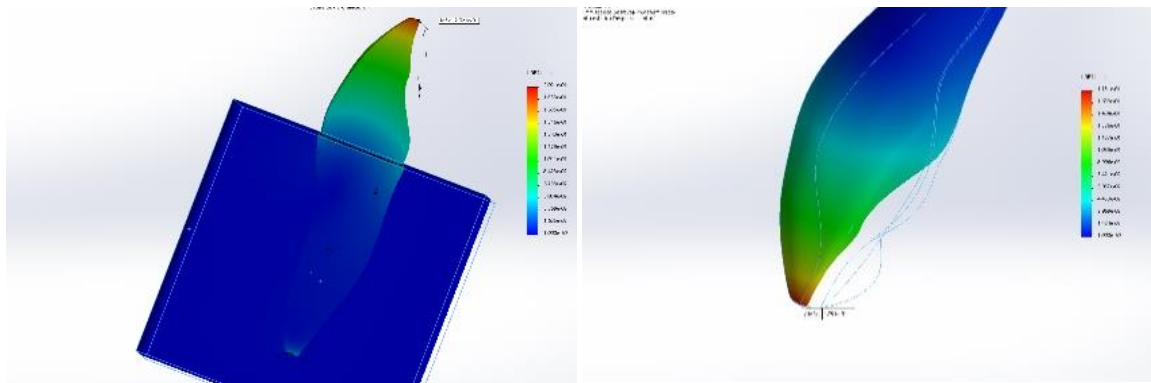


Figura 42. Ubicaciones de puntos con mayor desplazamiento.

Los puntos de mayor esfuerzo continuaron localizándose en los mismos sitios al cambiar la dirección a torque negativo, lo que se modificó fue la magnitud de estos en todas las estructuras, donde fueron mayores y por lo tanto modificó la intensidad en que se visualizaban. (Gráfico 21, 22, 23)

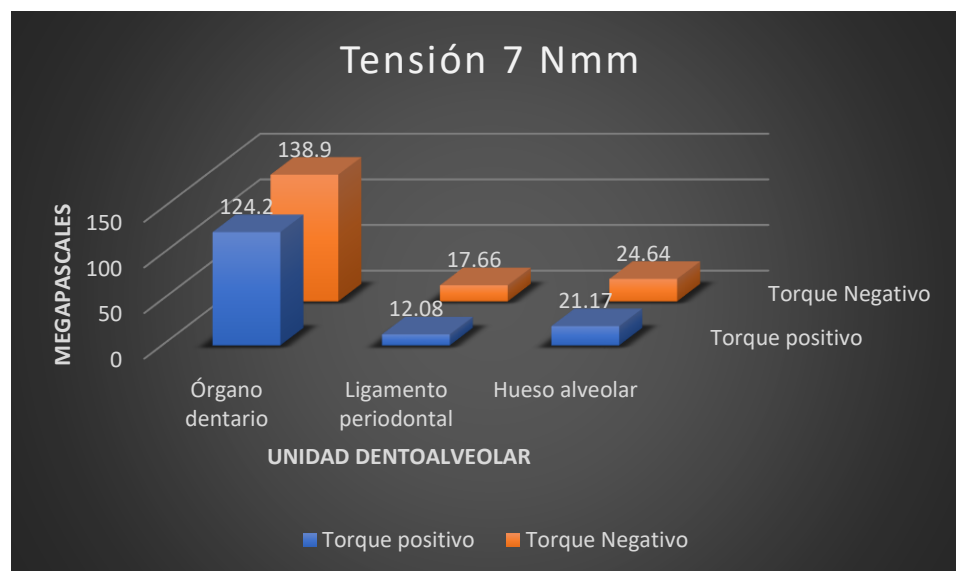


Gráfico 21. Comparativa de tensión a dos distintas direcciones de torque.

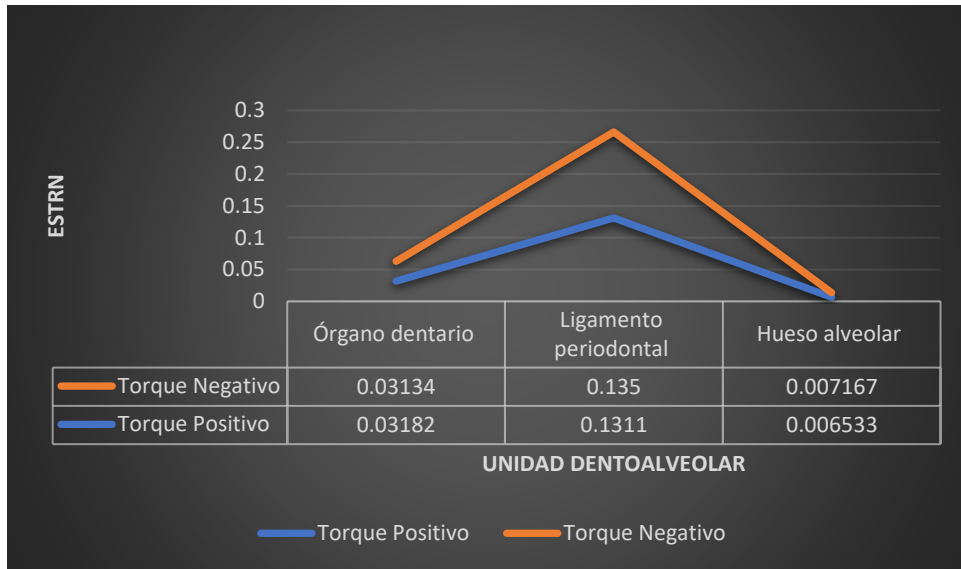


Gráfico 22. Comparativa de deformación a dos distintas direcciones de torque.

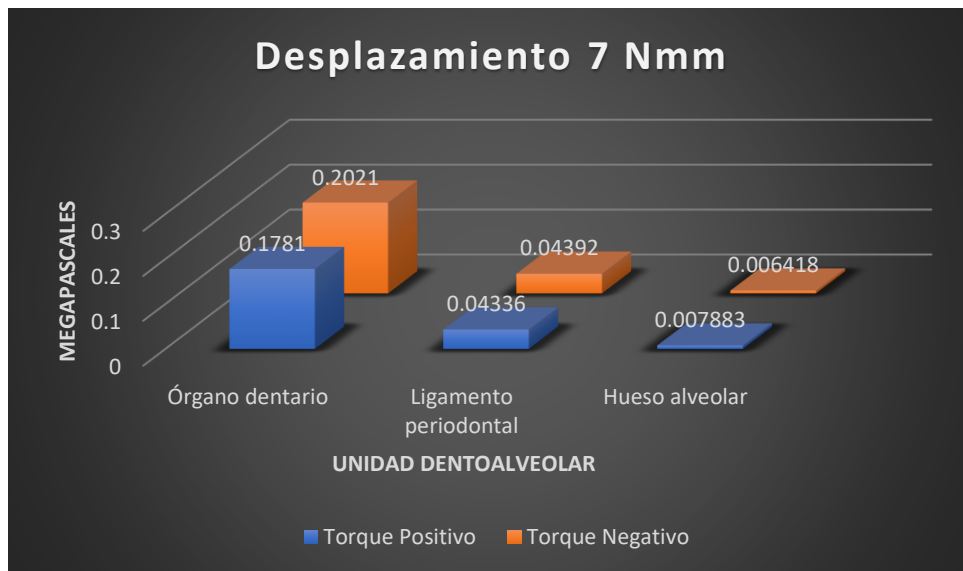


Gráfico 23. Comparativa de desplazamiento a dos distintas direcciones de torque.

A pesar de que el ligamento periodontal no obtuvo un aumento de capacidad de deformación, el órgano dentario si obtuvo una duplicación en su capacidad de desplazamiento. (Gráfico 24)

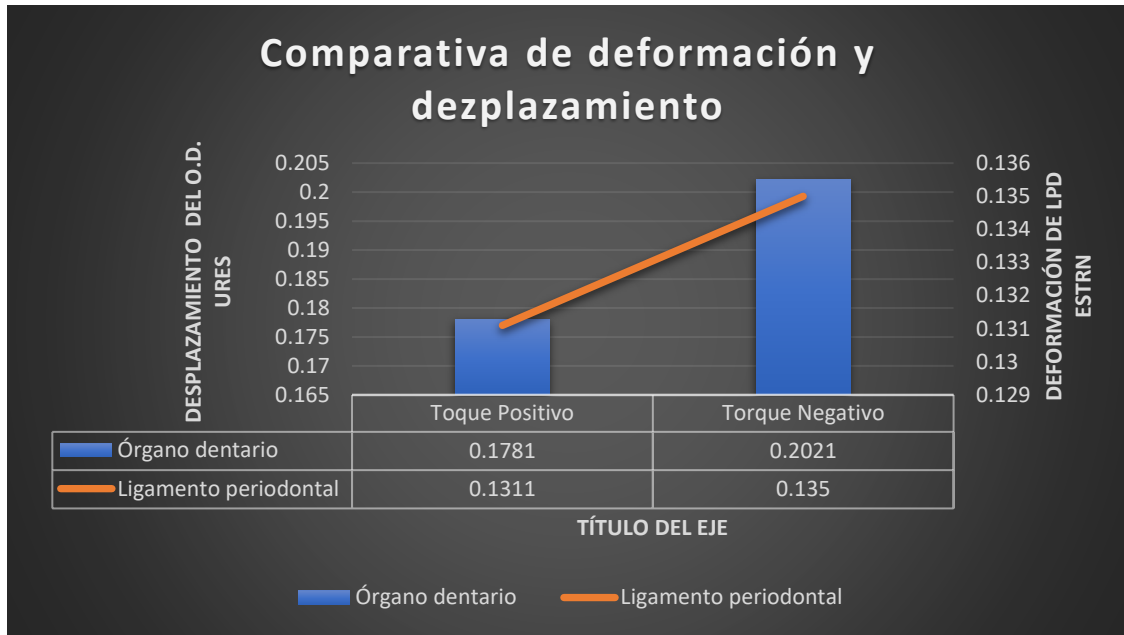


Gráfico 24. Comparativa de porcentaje de deformación y desplazamiento.

Porcentaje de disminución de la fuerza fue de un 82.3% de la fuerza inicial generada en el ápice del órgano dentario. (Gráfico 25)

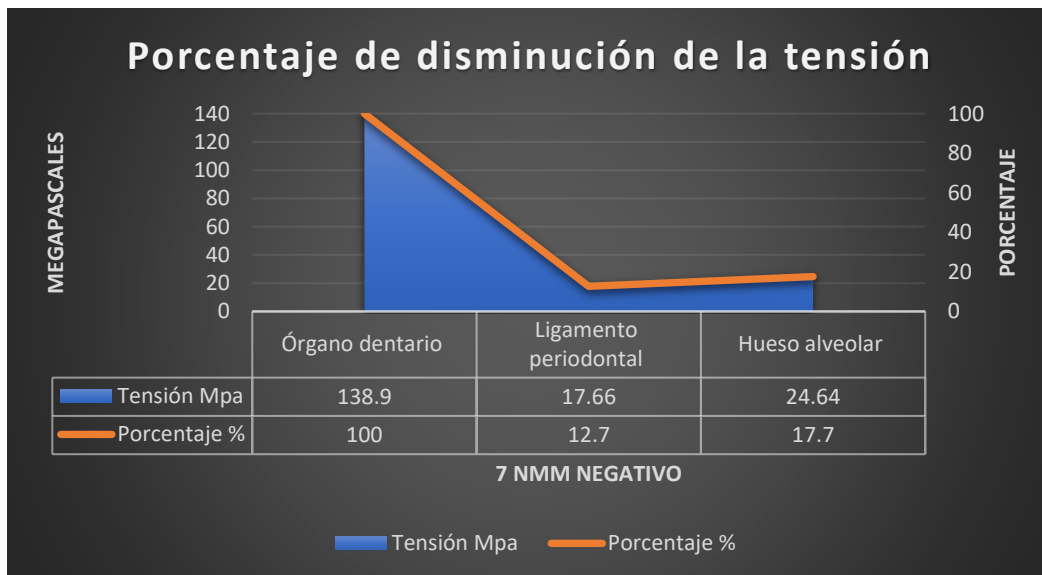


Gráfico 25. Porcentaje de disminución de la tensión.

Sitios de mayor tensión a 7 Nmm negativo los encontramos en el tercio cervical del ligamento periodontal, tanto en la cara vestibular como palatina de la superficie radicular, a pesar de esto, el ápice del órgano dentario continúa siendo la zona de mayor tensión, compartiendo esta relación con el hueso alveolar. (Figura 43)

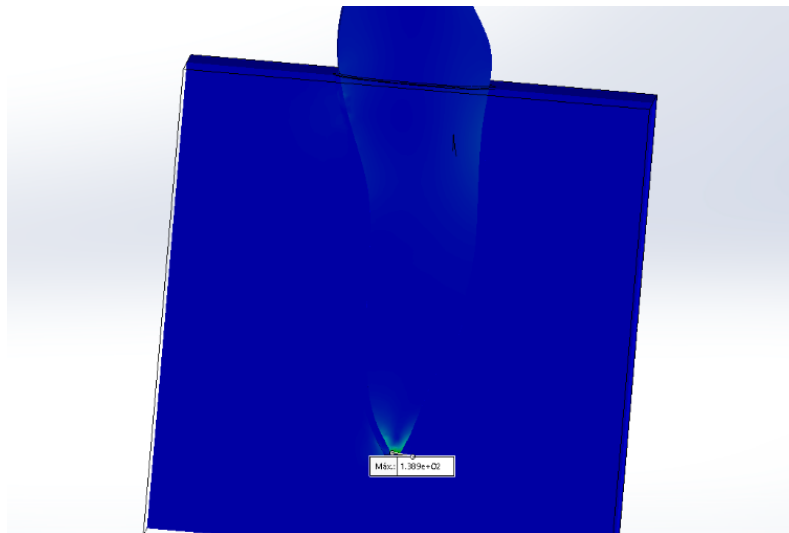


Figura 43. Sitios de mayor tensión en la unidad dentoalveolar.

Los sitios de mayor deformación se mostraron sobre el ligamento periodontal, al deformar la visualización para tener una muestra más explícita de la deformación generada, se pudo observar como la superficie vestibular muestra en su tercio cervical un patrón de tensión, mientras que en la porción apical de esa misma pared encontramos compresión o presión. (Figura 44)

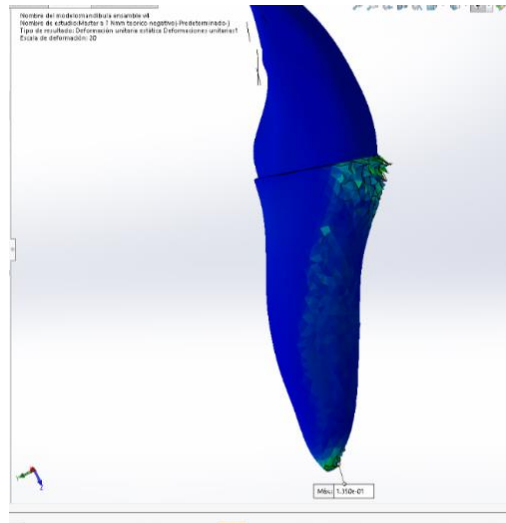


Figura 44. Zonas de mayor deformación en el ligamento.(visualización 40 veces aumentada)

Para tener una idea más clara de cómo se generó la tensión sobre la superficie, se realizó una captura desde una vista oclusal del área descrita en el tercio cervical, observando la tracción del ligamento periodontal en dirección de la fuerza. (Figura 45)

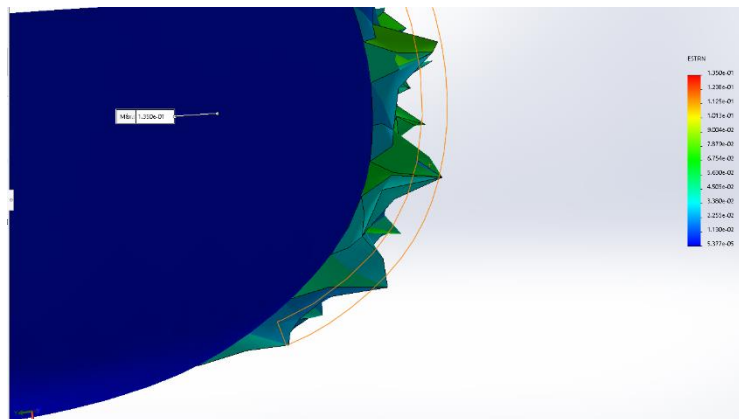


Figura 45. Captura de pantalla desde vista oclusal de la superficie vestibulo radicular. (visualización 40 veces aumentada)

Desde una vista apical se observa sobre la pared vestibular la compresión que se genera sobre el ligamento y sobre la pared palatina comienza a observarse una elongación de la capa mostrando una capacidad de tensión. (Figura 46)

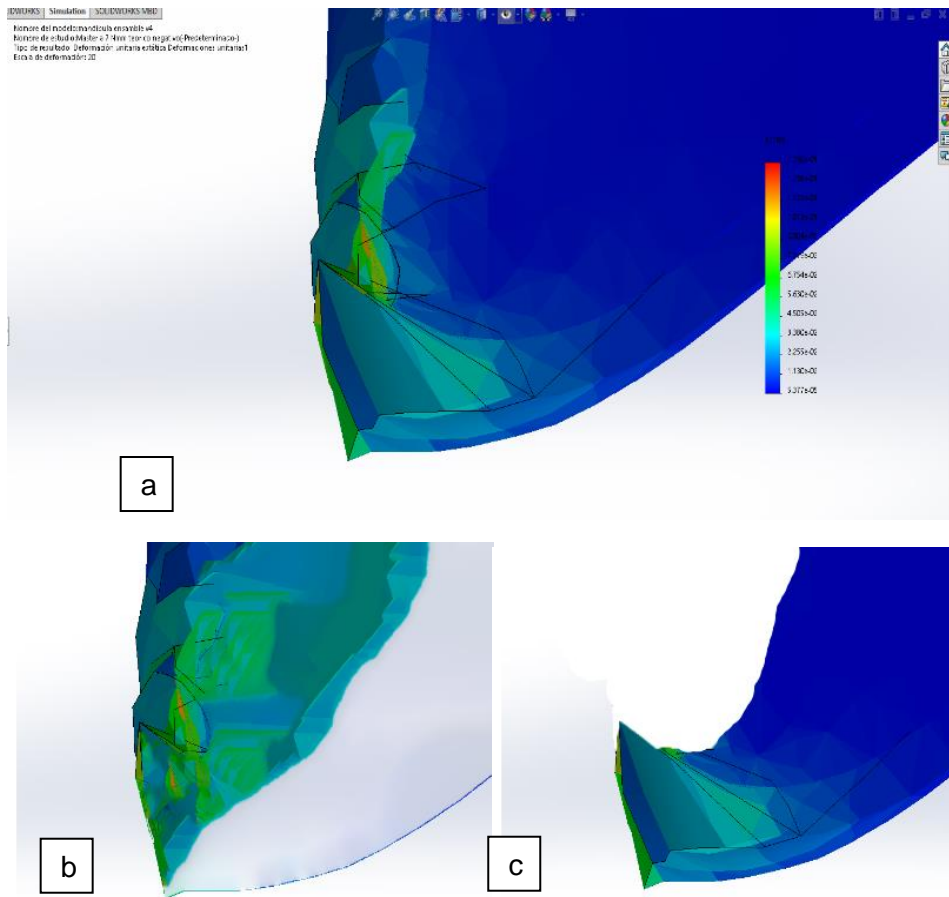


Figura 46. a) Deformación sobre el ápice **b)** Superficie radicular sobre pared vestibular **c)** Superficie radicular sobre pared palatina. (visualización 40 veces aumentada)

Sin embargo dentro de estas paredes, estos no son puntos aislados de deformación que se generan simultáneamente, existen superficies que podemos observar con actividad de deformación previa las cuales no son estrictamente tensión o presión aislada, se observan en una capa de transición que va de cervical a apical pasando por el tercio medio en el que se observan divisiones entre dos áreas de distinta actividad, donde la deformación tiene distintos patrones e intensidades, mostrándose como una interface entre las zonas de tensión cervical y presión apical. Se graficó como punto de referencia de la transición un eje transversal amarillo. (Figura 47)

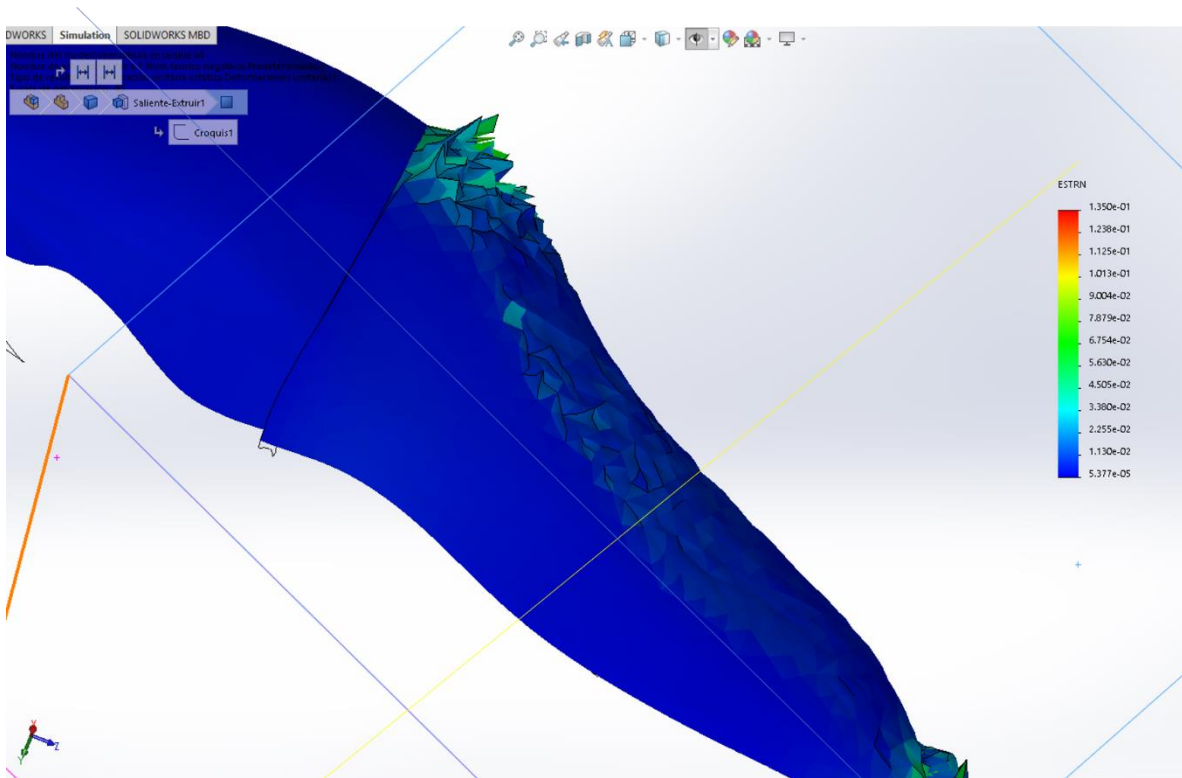


Figura 47. Imagen de distintos patrones de deformación al aumentar 40 veces la visualización.

Las superficies que muestran un patrón de deformación tipo presión se encuentran a nivel de la convexidad apical desde la misma vista lateral, mientras que en la concavidad radicular se presenta preferentemente una zona de tensión. (Figura 48)

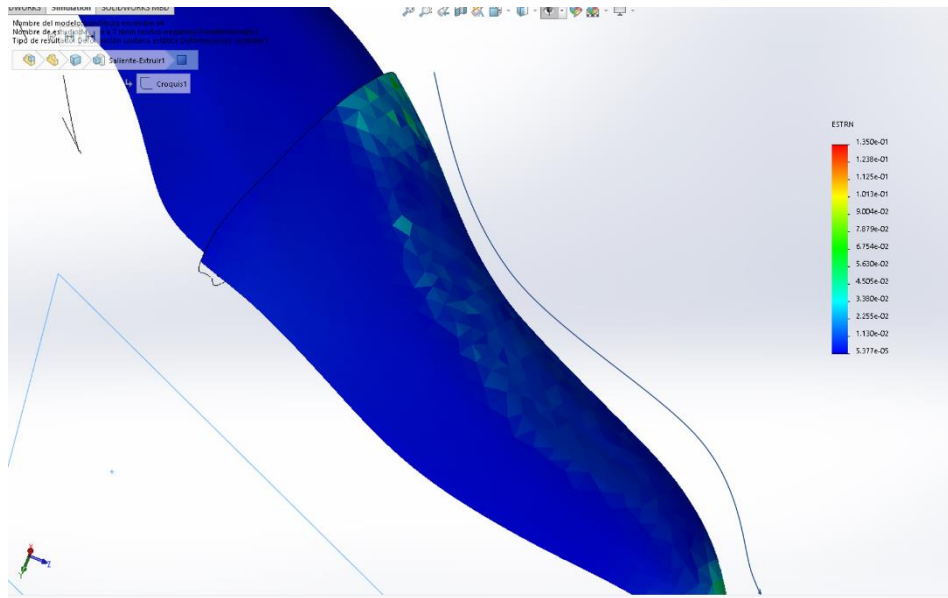


Figura 48. Silueta inicial de superficie radicular cubierta por el ligamento periodontal, sin deformación.

Mientras que, en la cara palatina, se observó a nivel cervical desde una vista oclusal la compresión del ligamento, en esta pared la deformación fue más uniforme, sin presentar variaciones tan marcadas como en la cara vestibular. (Figura 49)

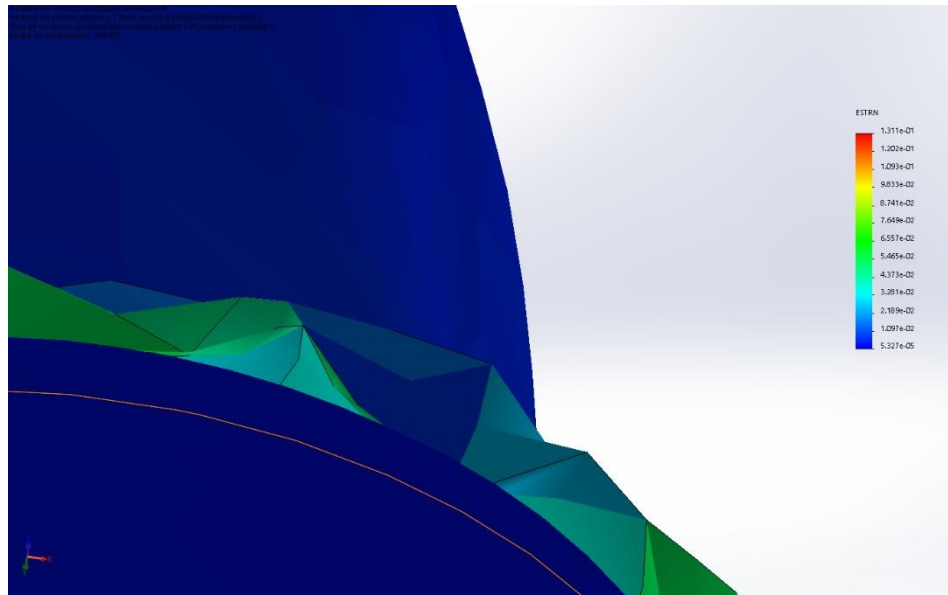


Figura 49. Compresión del ligamento desde una vista oclusal. visualización 40 veces aumentada)

El órgano dentario como se había descrito anteriormente fue el sitio con mayor desplazamiento, y aumento su movimiento en contraste con la aplicación de torque positivo. (Figura 50)

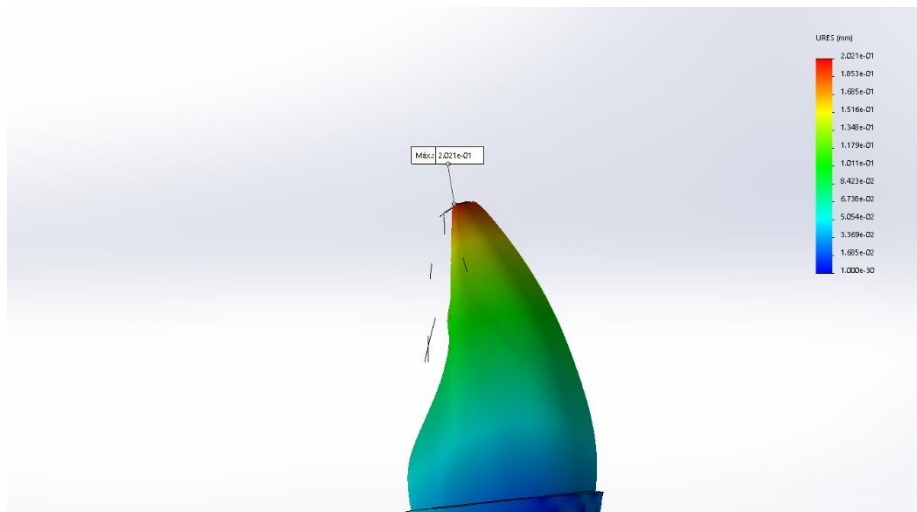


Figura 50. Desplazamiento máximo en la unidad dentoalveolar.

Resultados máximos de la unidad dentoalveolar a un torque de 14 Nmm. (Tabla XVII, Gráficos 26, 27, 28, 29)

Tabla XVII. Comparativa de resultados máximos en el AEF para Unidad dentoalveolar a un torque de 14 Nmm						
	Torque positivo			Torque negativo		
	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES
Órgano dentario	195	0.054928	0.3604	216.166	0.060560	0.367830
Ligamento periodontal	29.78	0.282800	0.09210	26.433	0.334300	0.096900
Hueso alveolar	51.68	0.014520	0.014071.	62.45	0.016060	0.020180

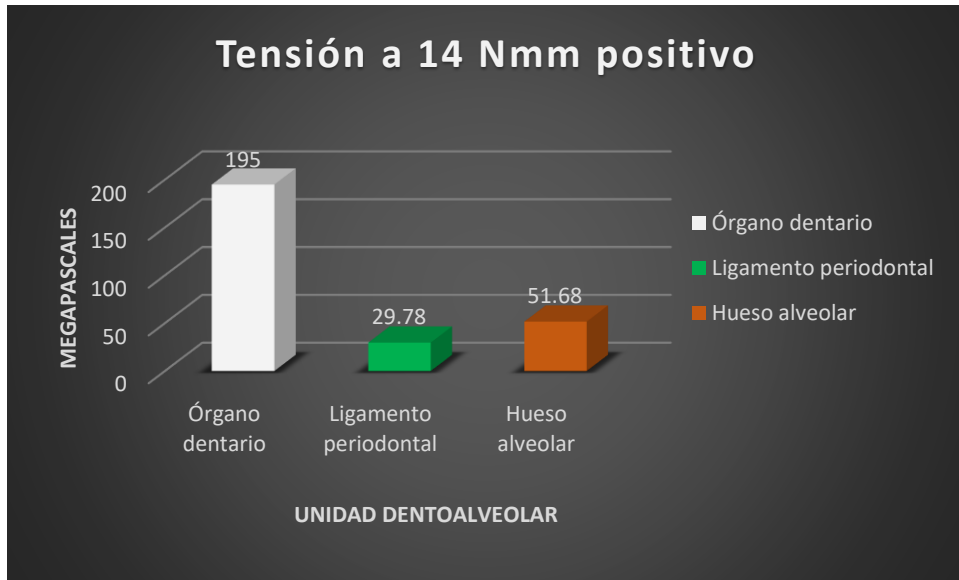


Gráfico 26. Valores de tensión máxima a 14 Nmm positivo.

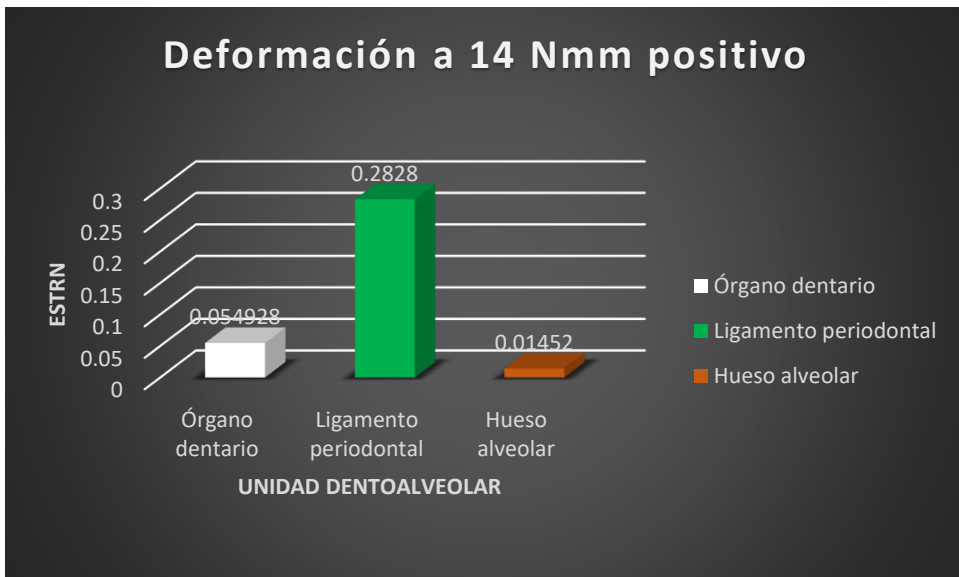


Gráfico 27. Valores de deformación máxima a 14 Nmm positivo.

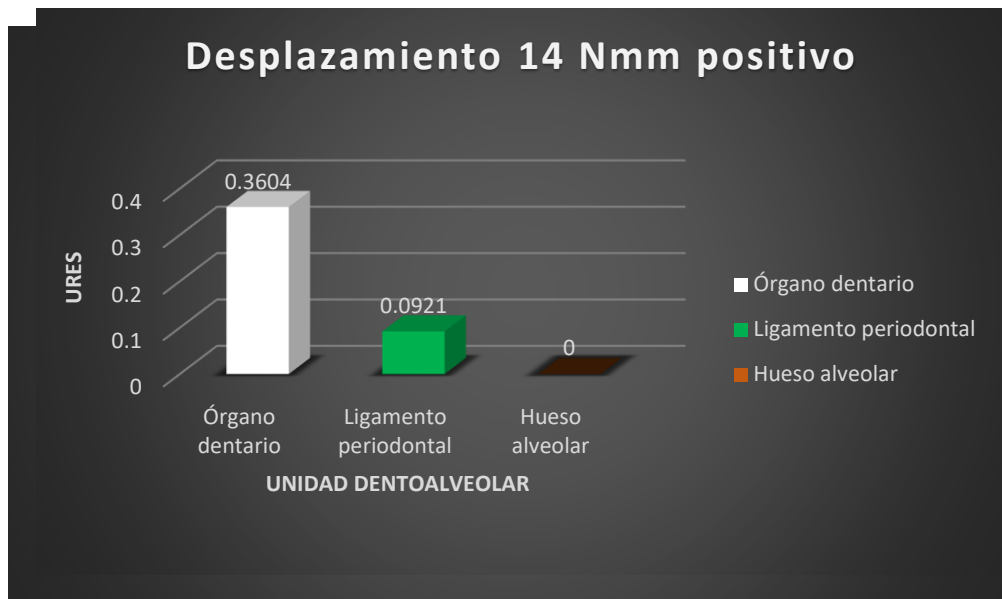


Gráfico 28. Valores de desplazamiento a 14 Nmm positivo.

Los valores a 14 Nmm fueron más altos que a 7 Nmm, los sitios de esfuerzo fueron más visibles en la interacción de los tres elementos, por lo que se cambió la visualización de resultados a color modado el valor más bajo y continuo el color rojo siendo el valor más alto, solo con el propósito de obtener una mejor visualización de las zonas de estrés en conjunto de la unidad dentoalveolar.

La zona de tensión máxima se encontró en el órgano dentario, sin embargo, se comenzó a observar generación de estrés en el hueso alveolar en zonas alejadas a la superficie de contacto sobre el ligamento y el hueso. (Figura 51)

El ligamento presentó los puntos de mayor tensión en ubicaciones diferentes dependiendo la dirección del torque, encontrando a torque positivo la mayor tensión a nivel de ápice, mientras que a torque negativo fue a nivel cervical.

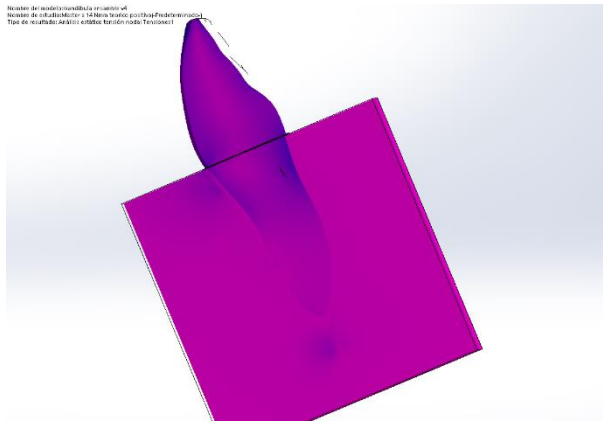


Figura 51. Tensión máxima en la unidad dentoalveolar.

La deformación generada en la unidad dentoalveolar fue en gran medida sobre el ligamento periodontal y en el ápice del órgano dentario, los patrones antes descritos de presión y tensión, continuaron observándose aún que, de manera más marcada, observándose en la pared vestibular la mayor cantidad de deformación, debido a la compresión sobre el ligamento y observándose el mismo comportamiento de deformación previo de la superficie a 7Nmm negativo. (Figura 52)

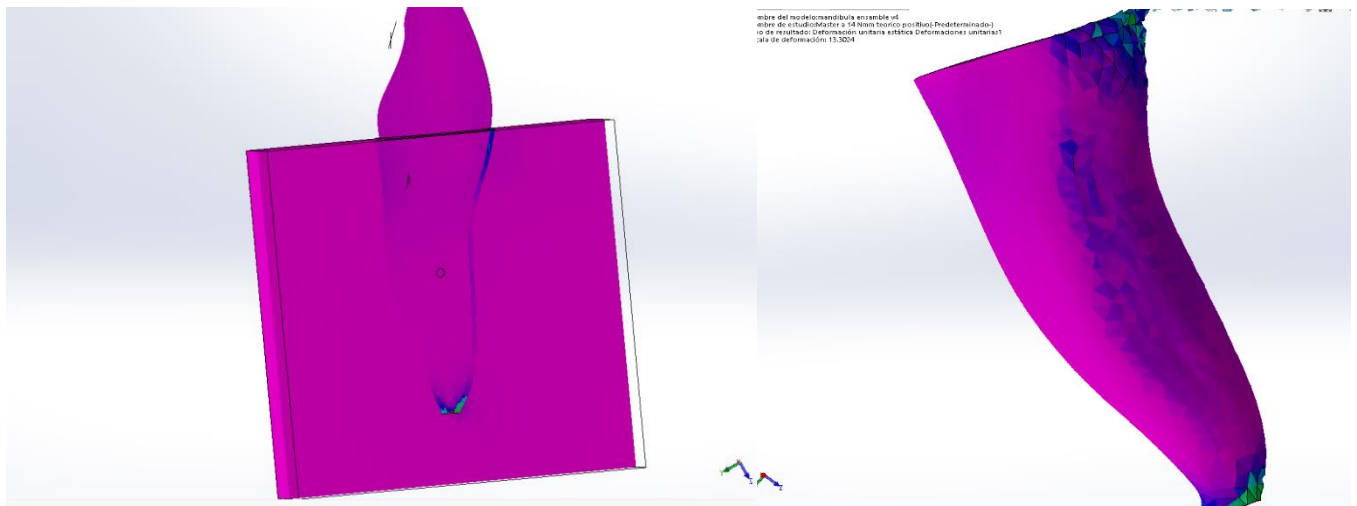


Figura 52. Zonas de mayor deformación del ligamento periodontal. visualización 40 veces aumentada)

Una característica, importante y nueva, fue a que 14 Nmm positivo y negativo comenzó a mostrarse zonas de deformación sobre la superficie ósea en los puntos relacionados con la máxima deformación del ligamento periodontal, revelando como la fuerza generada, comienza a tener repercusiones en el hueso alveolar. (Figura 53)

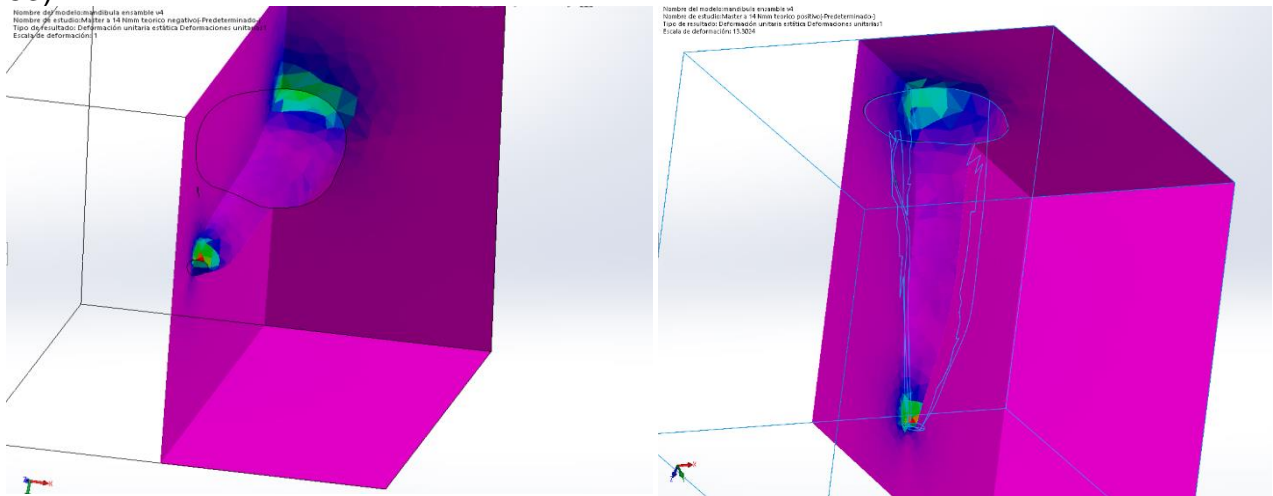


Figura 53. Zonas de mayor deformación del hueso alveolar. (Visualización No aumentada)

Esta deformación en la cara vestibular de la superficie radicular, permitió observar un mayor desplazamiento del lado opuesto del ligamento periodontal, y este comportamiento permitió al órgano dentario obtener una zona de mayor movimiento sobre su borde incisal. (Figura 54)

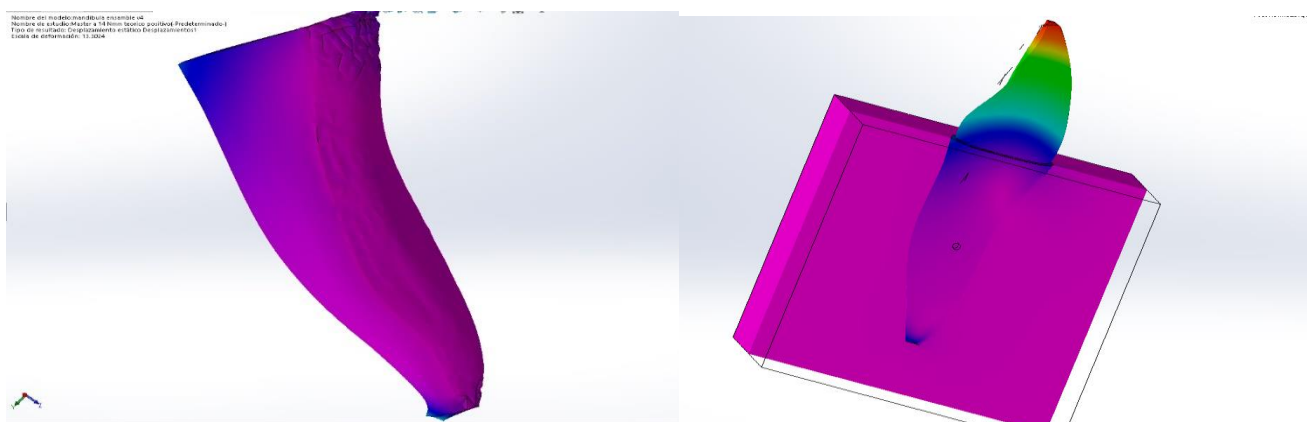


Figura 54. Zonas de mayor desplazamiento en la unidad dentoalveolar. (visualización 40 veces aumentada)

Los valores de tensión, deformación y desplazamiento continuaron con un patrón de aumento al aplicar un torque negativo comparado con el torque positivo, a excepción de la deformación de ligamento periodontal el cual presenta un sitio de mayor tensión en distinta ubicación ya que este depende de la dirección de torque que se aplica. (Gráfica 55)

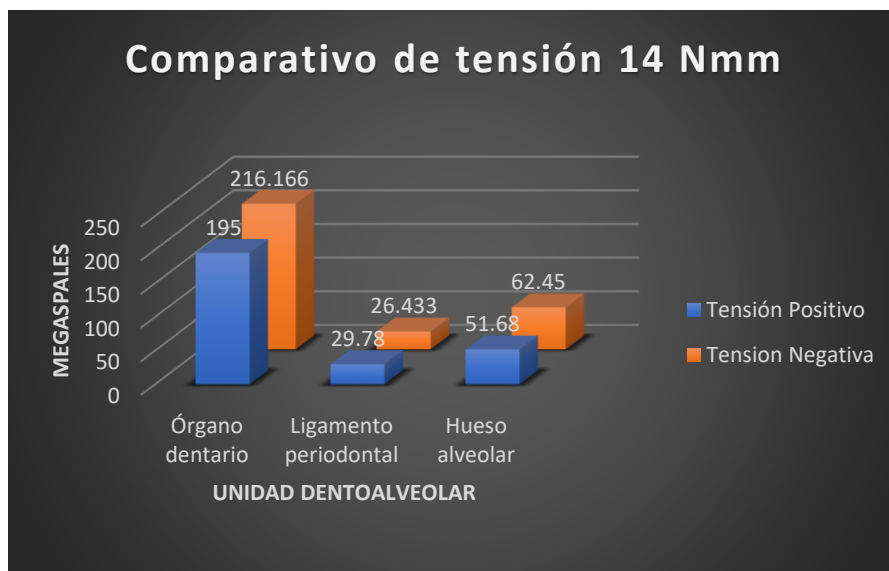


Gráfico 55. Comparativo de tensión a 14 Nmm

La máxima deformación se mantuvo en el ligamento periodontal, cambiando las superficies de mayor deformación en la cara palatina y la de mayor desplazamiento sobre la superficie vestibular del ligamento. (Gráfico 56)

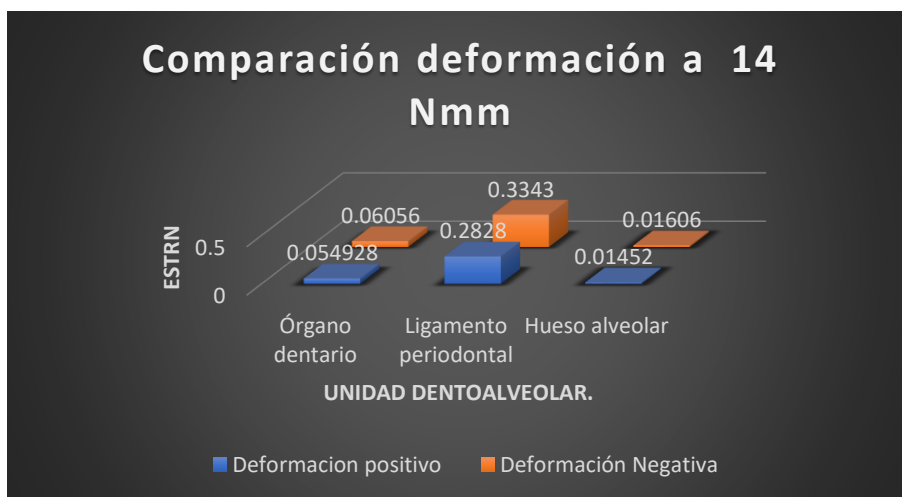


Gráfico 56. Sitios de mayor deformación de la unidad dentoalveolar

Como dato importante, la capacidad de desplazamiento del órgano dentario evaluada previamente a 7Nmm se duplicó al cambiar de un torque positivo a negativo, mientras que al aplicar 14 Nmm no existió esta relación, manteniéndose casi la misma capacidad de movimiento a las dos direcciones de fuerza. (Gráfico 57)

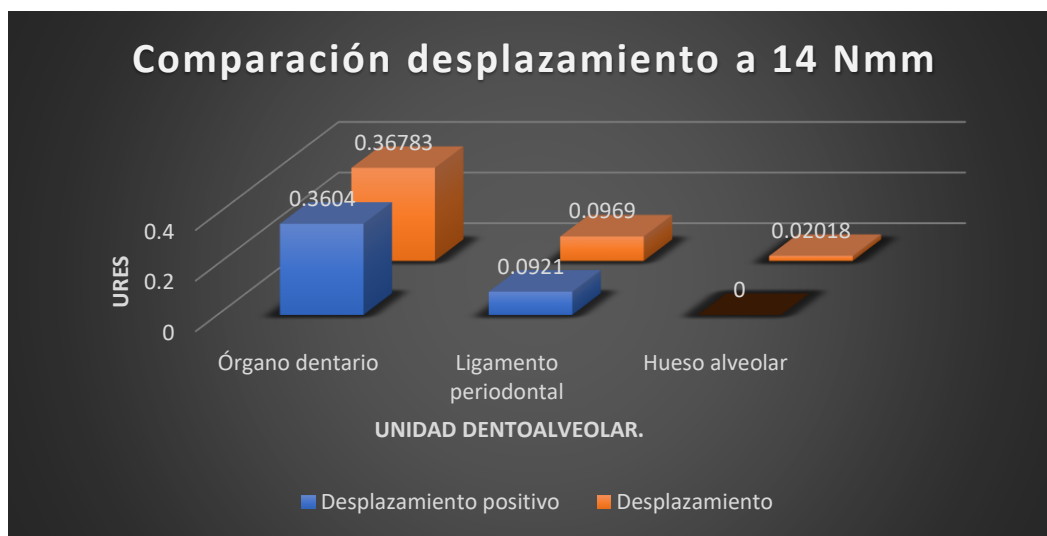


Gráfico 57. Comparación de desplazamiento a 14 Nmm

Comparando los resultados a 7 Nmm a 14 Nmm en todos los esfuerzos, se observó que existía relación de la duplicación de fuerza con la duplicación de los resultados, a excepción de la tensión generada sobre el órgano dentario. (Tabla XVIII, XIX, XX)

	Deformación 7 Nmm+	Deformación 7 Nmm-	Deformación 14 Nmm+	Deformación 14 Nmm-
Órgano dentario	0.031820	0.031340	0.054928	0.060560
Ligamento periodontal	0.131100	0.135000	0.282800	0.334300
Hueso alveolar	0.006533	0.007167	0.014520	0.016060

Tabla XIX. Comparativa de resultados máximos de tensión en torque positivo y negativo en el AEF unidad dentoalveolar a 7Nmm y 14Nmm.				
	Tensión 7 Nmm+	Tensión 7 Nmm-	Tensión 14 Nmm+	Tensión 14 Nmm-
Órgano dentario	124.2	138.9	195	216.166
Ligamento periodontal	12.08	17.66	29.78	26.433
Hueso alveolar	21.17	24.64	51.68	62.45

Tabla XX. Comparativa de resultados máximos de desplazamiento en torque positivo y negativo en el AEF unidad dentoalveolar a 7Nmm y 14Nmm.				
	Desplazamiento 7 Nmm+	Desplazamiento 7 Nmm-	Desplazamiento 14 Nmm+	Desplazamiento 14 Nmm-
Órgano dentario	0.178100	0.202100	0.3604	0.367830
Ligamento periodontal	0.043360	0.043920	0.09210	0.096900
Hueso alveolar	0.007883	0.006418	0.014071.	0.020180

14. DISCUSIÓN

Múltiples factores mecánicos, condiciones anatómicas radicales, faltas de estandarización de aplicaciones de fuerza, distintas posiciones de bracket, variaciones estructurales de brackets, composiciones químicas de arco y capacidades de respuesta fisiológicas a un estímulo, son factores que pueden influir en la expresión de un movimiento de torque. El estudio de la capacidad mecánica de un bracket se ha sometido a pruebas de laboratorio, las cuales se hacen para evaluar dimensiones, desgastes, porosidad entre otros. Por otro lado, a los órganos dentarios se les han realizado mediciones mediante diversos auxiliares de diagnóstico como modelos, radiografías, tomografías, para evaluar el movimiento dental, sin embargo la implicación biológica que esto genera, siempre es la consecuencia de las fuerzas generadas, en el caso de torque, autores como Burstone y Reiton hablan de fuerza que va desde 5 a 10 Nmm, Bantleon y Droshl hacen referencia a 5 a 20 Nmm necesarias para generar un torque, tomando en cuenta para su medición el principio y fin de un movimiento, sin embargo, es el inicio del movimiento dental, un estímulo mecánico previo a una cascada de reacciones de los tejidos periodontales.

En este estudio se analizó el comportamiento biomecánico de las estructuras que conforman la unidad dentoalveolar, aplicando dos distintas fuerzas de torque simulando la aplicación de la fuerza teórica en los elementos que involucran su expresión.

Se realizó una exhaustiva evaluación de cantidades, distribución y puntos de mayor tensión, desplazamiento y deformación en las estructuras involucradas bajo una carga rotacional sobre la unidad dentoalveolar y tres aleaciones de arcos: TMA, Niti y acero inoxidable.

El análisis tiene algunas limitaciones en la simulación, la geometría del ligamento periodontal fue considerada como una capa uniforme e isotrópica y el bloque de hueso fue simplificado, las propiedades del material fueron consideradas

homogéneas. Así como la consideración de la simulación en aplicación de la fuerza fue de una manera teórica, involucrando todos los elementos.

Ciertos resultados pueden ser extrapolados de manera segura a un escenario clínico, debido a que son características estáticas, como la distribución de patrones de estrés sobre la superficie de los componentes de la unidad dentoalveolar, bracket y arcos. Así como la evaluación de las distintas capacidades y limitaciones físicas y mecánicas de cada uno de los objetos de estudio.

Aun cuando existen estas limitantes, las predicciones de este estudio de análisis de elementos finitos, tiene correlación con los resultados de Kusy et al. (1983) quien comparo la capacidad de rigidez torsional del Niti para mantener una fuerza de torsión, resultando 7 veces menor que el acero inoxidable a una fuerza menor a 8 Nmm, evaluado mediante un nomograma. Así como con Graber et al. (2011) que concluyo el Niti tiene cerca de 70% menos capacidad de mantener la fuerza al momento de ejercer un movimiento de tercer orden, sobre la misma longitud de arco. Este estudio mostro una diferencia en la deformación a 7 Nmm el Niti de 0.1221 ESTRN mientras que el acero presento 0.03417 ESTRN, una relación de 72% de capacidad mayor del Niti a deformarse y como consecuencia de esto, el desplazamiento torsional que se genera sobre el slot, mostro en el Niti 0.07 URES (mm) y el acero 0.018 URES resultando una relación de 74.2 % de mayor facultad del Niti de tener juego sobre el slot. Estos porcentajes sugieren que la capacidad del Niti de mantener su fuerza torsional, puede estar reducida como lo describen Kusy y Graber.

Viecilli et al., hace mención que el borde incisal es la zona que presenta mayor movimiento al aplicarle una fuerza independientemente de la dirección sobre la que se aplica, debido a que la zona con mayor perímetro de ligamento periodontal se encuentra en la porción cervical de la superficie radicular. Este hallazgo se encontró en este estudio que evaluó el entorno mecánico tridimensional mediante elementos finitos del movimiento dental ortodóncico y la reabsorción radicular, analizando las direcciones predominantes de la tensión y compresión en las estructuras alveolares, simulando la distalización de un canino hacia un espacio de un premolar

previamente extraído, se simularon las situaciones periodontales con un ligamento de 0.2 mm aplicando sobre el órgano dentario una fuerza de 14 Nmm obteniendo como resultado que existe un mayor movimiento coronal que radicular en el movimiento de tipping 0.014141 URES(mm), mientras que en este estudio se obtuvo como resultado de movimiento dental a 7 Nmm positivo 0.1781 URES(mm), 7 Nmm negativo 0.2021 URES(mm), ubicándose el punto máximo de movimiento en la porción coronal, respetando el grosor del ligamento periodontal establecido en la simulación, pero a una fuerza de 14 Nmm positivo, se obtuvo un desplazamiento de 0.3604 URES(mm) y a torque negativo 0.36783 URES(mm) no respetando el espesor de .25 mm, manteniendo relación con la aparición de zonas de generación de deformación a nivel cervical de hueso alveolar, estos valores sugieren que mecánicamente la respuesta de una fuerza de 14 Nmm no es adecuada a la aplicación de torque.

La comparación de capacidad de movimiento dental dependiendo la dirección corresponden al estudio realizado por Hazarika et al.(2018) el cual analizó la diferencia de control del torque durante la fuerza intrusiva sobre los incisivos centrales superiores, donde aplicó una fuerza intrusiva de 0.15 Nmm y en brackets de autoligado a distintos torques de prescripción, donde observó que presentaban una mayor pérdida de torque al aplicarlo labialmente debido a que se mostraron inclinaciones en sentido opuesto a donde se aplicaban, como en el caso de la corona, por labial de 0.000621mm, mientras que por lingual fue de 0.000323 mm; mostrando un mayor capacidad de movimiento de torque en sentido palatino relacionándose con los resultados de este estudio donde el órgano dentario obtiene a un torque negativo o sentido palatino un movimiento mayor, a 7 Nmm 0.2021 URES(mm) y a torque positivo 0.1781 URES(mm), mientras que a 14 Nmm positivo obtuvo 0.3604 (URES)mm y a negativo 0.36783 URES(mm), esto sugiere que desde una vista lateral del órgano dentario existe una relación en la capacidad de generación de fuerza dependiendo de la cantidad de superficie que se utilice para ejercerla, en un corte sagital, la porción de masa vestibular es mayor al aplicar una fuerza que la porción de masa palatina sobre la que se puede aplicar una fuerza

en dirección vestibular, esto hablando solo de la superficie coronal del órgano dentario.

Sin embargo, también existe relación con lo descrito por Spirydon et al. (2016), donde describe que la mayor generación de esfuerzos sobre el ligamento periodontal está relacionada con la anatomía irregular de la superficie radicular, así como la reabsorción del ápice está íntimamente relacionada con esta proporción, que a su vez limita o le permite mayor movimiento al órgano dentario. Correspondiendo con lo observado en este estudio, ya que el mayor desplazamiento que se producía fue a torque negativo, donde la superficie radicular que se oponía a este movimiento era más plana y uniforme, mientras que al aplicar la fuerza a torque positivo, la superficie que se oponía a la fuerza presentaba una curvatura irregular, sugiriendo que las características anatómicas de la superficie radicular son las que determinan su mayor capacidad de movimiento en dirección palatina del órgano dentario.

Tomando en cuenta que, para obtener un movimiento de torque de esta magnitud en una situación real están involucrados más elementos, como la adhesión del bracket y el arco, en los que se aplica la fuerza y puede existir una dispersión de la misma, en este estudio se observó mayor capacidad de generar tensión y transmitir esa fuerza del slot a la maya en una dirección positiva en cada aleación, sin embargo, comprendiendo las limitaciones de un estudio en elementos finitos, se puede sugerir que tiene una relación con ciertas características estructurales del bracket, más que de su capacidad o no de ejercer la fuerza. Con respecto a la generación de fuerza aplicada y sus repercusiones sobre el ligamento periodontal, Burstone menciona que la fuerza máxima que soporta el ligamento antes de obliterar su paso de luz y producir un proceso de hialinización es de 26 gr/mm^2 , en base a ello, en este estudio al aplicar la simulación teórica se multiplico la fuerza de torque (7Nmm - 14Nmm) por la distancia a su centro de resistencia para generar un movimiento del órgano dentario, el valor máximo de tensión sobre el ligamento fue de 12.08 MPa (1231.82 gr/mm^2) superando por mucho la capacidad mencionada por Burstone. Entendiendo que la capacidad de un sistema de torque en un

ambiente clínico, tiene más variables como los distintos niveles de contención de fuerza del mismo ligamento, entre otros, la transmisión total de fuerza generada en el momento de torque sobre el ligamento en su expresión mínima, sugiere que para poder obtener una fuerza ideal sobre el ligamento, al momento de ejercer el torque se tendría que reducir a un porcentaje proporcional a la fuerza necesaria, para obtener la capacidad de tensión descrita por Burstone, que en este caso sería una reducción de 92.3% de la fuerza total del momento, para obtener como tensión máxima 26 gr/mm² en un solo punto del ligamento periodontal, sin embargo esto tendría una repercusión en la disminución generalizada de la fuerza sobre todo el sistema y tal vez llevándolo hasta límites que puedan disminuir su capacidad de movimiento exponencialmente, tomando este ejemplo en cuenta, se debe ser muy cuidadoso al momento de seleccionar los posibles datos que se pueden extrapolar desde un ambiente mecánico a uno clínico, debido a que estos van de la mano, sin embargo, tienen una línea que los divide y debe actuar como filtro de información de un área a otra consientes cada una de sus posibilidades y limitaciones.

Sin embargo, las capacidades observadas y descritas del ligamento periodontal para poder reducir la transmisión de una fuerza al hueso alveolar fueron de gran relevancia puesto que es poca o nula literatura que haga referencia o sugiera la capacidad que brinda el ligamento periodontal al reducir un estímulo entre dos sólidos. En este estudio se evidenció una capacidad de disminución de la transmisión de fuerza (7 Nmm) de torque positivo sobre el hueso en un 83% y en negativo de 82.3% de la fuerza inicial generada en el órgano dentario. Es importante destacar que a pesar del movimiento del órgano dentario, el diámetro de ligamento periodontal se redujo pero no se obliteró por completo, mostrando un adecuado comportamiento, mientras que a 14 Nmm, aunque el ligamento sigue mostrando una capacidad de contención de la fuerza, es decir, de 73.5% a torque positivo y 71.12 % a negativo, en este caso el órgano dentario ya causa demasiado estrés sobre el ligamento a nivel del cuello, produciendo valores de deformación sobre el hueso alveolar en su porción cervical y en zonas alejadas de la cavidad alveolar, lo que se interpreta como un comportamiento no deseado. Un punto importante para considerar es que los estudios de elementos finitos están basados en la simulación

de un estímulo momentáneo, sin embargo, a pesar de ello, de acuerdo con los resultados obtenidos con la aplicación de una fuerza de 7Nmm, se le puede considerar a ésta como una fuerza óptima, ya que el ligamento tuvo un porcentaje de disminución de fuerza mecánica promedio de 82-83 % del esfuerzo inicial. En base a lo anterior se establecen las bases para la realización de más estudios que evalúen la unidad dentoalveolar y en especial la implicación del ligamento periodontal al someterlos a un rango estable de fuerza (7 Nmm) y otros vectores.

Por otro lado, en este estudio se describe una mayor facilidad del arco para producir esfuerzos sobre la pared cervical del bracket, lo cual podría estar relacionado con la problemática diaria encontrada en la práctica clínica ortodóncica, donde, resulta más sencillo realizar un movimiento de torque en brackets de autoligado a torque positivo, aunque muy probablemente se deba también a la resiliencia del alambre, que al entrar sobre una arcada colapsada o con apiñamiento, busca llevar en una dirección bucal y vertical a los órganos dentarios, para regresar a su figura inicial, por lo tanto, uno de los factores más difíciles en clínica, es realizar un movimiento de torque negativo, como lo reportado por el doctor Jiang en 2019, el cual evaluó la dificultad de ejercer el torque negativo en un incisivo utilizando aditamentos de alambre auxiliares como torque spring, y a pesar de observar una evolución en la angulación del órgano dentario durante el tratamiento, no presento aún la inclinación adecuada, por lo que cemento un bracket más pequeño sobre el mismo órgano dentario para tener dos puntos de aplicación de fuerza sobre la misma superficie, esto se encuentra relacionado con los resultados observados en este estudio donde el bracket tiene una menor capacidad de producir un esfuerzo sobre la pared incisal del slot en dirección de torque negativo, pudiendo tener como principal factor de diferenciación del diseño del bracket debido a que la compuerta esta soportada por esta pared, disminuyendo la masa de la pared sobre la que se aplica la fuerza, y esto sumado a lo previamente descrito sobre impulso del arco por volver a su forma original, aunado a que el profesional intenta en un corto fragmento de arco, generar una fuerza en dirección de torque negativo, produciendo así una fuerza que probablemente sea menor comparada con el sistema de fuerzas que se están generando en el arco continuo, lo que contribuye con la menor capacidad en la

interacción arco/bracket por producir una fuerza en esa dirección, esto justificaría en gran medida la dificultad del clínico de realizar un movimiento aislado de torque negativo.

En base a las necesidades generadas a partir de esta problemática, han surgido sistemas auxiliares de torque como los torque springs o cementación de un doble bracket, teniendo como fundamento mecánico el aplicar una fuerza de torsión en una superficie más alejada al bracket sobre la misma cara vestibular del órgano dentario, teniendo de esta manera una superficie (masa) mayor de aplicación de fuerza, para promover el torque negativo, lo cual tendría una amplia relación con lo mostrado en este estudio, donde la aplicación de fuerza que fue hacia torque negativo, se realizó en una proporción de masa mayor, que la que se opone en dirección palatina a este esfuerzo, mostrando mayor facilidad del órgano dentario de generar por si solo un movimiento en esa dirección, y sugiriendo que lo discutido previamente puede ser un factor que influya en un ambiente clínico. Planteando que la cantidad de superficie donde se aplica la fuerza se debe aumentar para generar con más facilidad un torque negativo.

Estos resultados, hoy en día van muy relacionados también con una situación clínica que logramos observar con el uso de los alineadores, en los cuales las superficies de aplicación de fuerza son mayores y los movimientos pueden ser más aislados, sin tener que someter a una lucha entre fuerzas a los órganos dentarios adyacentes, debido a que en el alineador se puede producir un momento aislado y esto facilita el movimiento de torque. También, en la actualidad se presenta como dificultad para los ortodoncistas el incursionar en el mundo de la ortodoncia digital, debido a la falta de generación de conocimiento en este tema y que muchas de las implicaciones de su práctica se constituyen a través del tiempo así como la observación de los resultados de tratamiento, sin embargo, Sfondrini en el 2018 realizó un estudio para evaluar el control de torque en incisivos, comparando brackets ligables, autoligables y alineadores, en el estudio se evaluaron radiografías laterales de cráneo antes y después del tratamiento de 25 pacientes, buscando el máximo control radicular del incisivo central superior, dentro de sus criterios de inclusión estaba que los

pacientes necesitaran mantener una adecuada inclinación del incisivo, obteniendo como resultado que los alineadores tienen un mejor control de torque, así como también se hace la sugerencia que a los alineadores se les dificulta más generar un torque positivo sobre los incisivos, pudiendo ser esta la razón por la que mantuvieron más estable el órgano dentario, y esto se encuentra en relación con los resultados de este estudio donde desde una vista lateral, a menor masa sobre la que se aplique la fuerza, tendrá una mayor masa en oposición al movimiento, sugiriendo así la menor capacidad de ejercer un torque positivo en los alineadores y justificaría la utilización de aditamentos palatinos en los mismos para hacer una compensación de la discrepancia de masas.

15. CONCLUSIÓN:

La comparación de estudios en elementos finitos de esquemas complejos de unidad dentoalveolar, a pesar de no compartir especificaciones idénticas de estructuración en análisis, si muestran rasgos muy similares de capacidades y limitaciones mecánicas de los mismos materiales y objetos que se estudian, correspondiendo con este estudio.

Se determinan las siguientes conclusiones:

- Se acepta la hipótesis científica, en la que se establece que existe un distinto comportamiento biomecánico en la unidad dentoalveolar aplicando dos distintas fuerzas de torque.
- Existe una distinta capacidad de expresión del esfuerzo generado a una fuerza de torque en brackets Damon Q mediante los tres tipos de aleaciones.
- Se sugiere que las variaciones en esfuerzos que se generan en la unidad dentoalveolar al aplicar un torque positivo y negativo están estrechamente relacionadas con su forma radicular no regular.
- El ligamento periodontal presenta una gran diversidad de zonas de desplazamiento, tensión y deformación simultaneas al momento de recibir un estímulo, por lo cual se debe considerar como un sistema complejo de mecano traducción, que permite la transmisión adecuada de fuerzas del diente al hueso.
- Se sugiere que el ligamento periodontal tiene una capacidad mecánica de disminuir la tensión máxima generada en el órgano dentario de entre 82-83 % para solo permitir que el porcentaje restante sea absorbido por el hueso alveolar. Esto a una fuerza sugerida de 7 Nmm de torque.
- Una fuerza de 7 Nmm no produce esfuerzos altos en el hueso, por lo que se puede considerar como valor adecuado en la implementación de un movimiento de torque.

- La fuerza de 14 Nmm produce esfuerzos demasiado altos en el ligamento al permear estas deformaciones sobre el hueso al aplicar un instante el estímulo, por lo que se puede considerar como un valor no adecuado en la implementación de un movimiento de torque.
- Las aleaciones de Acero y TMA son convenientes debido a que ejercen adecuados esfuerzos a un movimiento de torque en la interacción con su bracket.
- La aleación de Niti, tiene la menor capacidad de control del movimiento de torque en la interacción de arco bracket respecto a su deformación, tensión y desplazamiento.
- Se plantea que la aleación de Niti tiene un 70 % menor rigidez que el acero inoxidable, disminuyendo en ese mismo porcentaje su capacidad de mantener una fuerza rotacional.
- Se sugiere que existe una menor generación de esfuerzo en la interacción arco/bracket al momento de aplicar un torque negativo dentro del slot de un bracket Damon Q. Disminuyendo su capacidad de mantener una fuerza rotacional constante en esa dirección.
- Se aconseja realizar un estudio estructural del bracket Damon Q comparativo con distintos tipos de brackets de autoligado pasivo para contrastar sus capacidades mostradas en este estudio.
- Se refiere que el órgano dentario tiene una mayor capacidad de movimiento dependiendo de la presentación de superficies más lisas y regulares en su raíz.
- La capacidad que tiene el órgano dentario en el estudio de tener mayor de movimiento a torque negativo sugiere que la cara de diente que presente mayor masa, en la cual se aplica la fuerza, generara un momento de torque mayor. Planteando que los brackets y sus aditamentos para aplicar dos puntos de fuerza en dirección negativa potencializan su efectividad.
- Se sugiere que los alineadores dentales pueden tener mayor control de torque negativo, que positivo debido a las distintas proporciones de masa, por lo que se sugiere realizar estudios al respecto.

- Se propone continuar la línea de investigación agregando el método adhesivo sobre la superficie del diente, generando un estudio de fatiga, para así poder contribuir como una aproximación clínica. Respecto a la tensión inicial generada en un punto totalmente aislado al ligamento periodontal.

16. BIBLIOGRAFÍA:

1. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary orthodontics. 4th ed. St Louis: Mosby Elsevier; 2007.
2. Carranza F, Newman J. Periodontología Clínica de Glickman. 10^{ma}. Edición. Editorial Interamericana McGraw Hill. Mexico; 2017
3. Memmert S, Damanaki A, Weykopf B, Rath-deschner B, Nokhbehshaim M, Götz W, et al. Autophagy in periodontal ligament fibroblasts under biomechanical loading. 2019;
4. Zhao Z. The adaptive response of periodontal ligament to orthodontic force loading – A combined biomechanical and biological study. 2008;23:59–66.
5. Dalstra M, Melsen B. Strains in periodontal ligament and alveolar bone associated with orthodontic tooth movement analyzed by finite element. 2009;
6. Qian L, Todo M, Morita Y. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. 2009;5:1285–92.
7. Borák L, Florian Z, Bartáková S, Prachár P, Murakami N, Ona M. Bilinear elastic property of the periodontal ligament for simulation using a finite element mandible model. 2011;i(4):448–54.
8. Ren LM, Wang WX, Takao Y, Chen ZX. Effects of cementum – dentine junction and cementum on the mechanical response of tooth supporting structure. J Dent [Internet]. 2010;38(11):882–91. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.013>
9. Hignio A, Margarita Z. Cementum proteins : role in periodontium formation and regeneration. 2015;67:211–33
10. Academy A, Rest E. Regeneration of periodontal tissues : cementogenesis revisited. 2006;41(244):196–217.
11. Pal, S. Mechanical Properties of Biological Materials. In Design of Artificial Human Joints & Organs. Boston, MA: Springer US 2003; 23–40.
12. Milčić, D., Keros, J. & Bosnjak, A. Analysis of bone tissue mechanical properties. Collegium antropologicum, 2003; 27 (2): 9–15.
13. Bhering, C, Mesquita M, Kemmoku D, et al. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. Materials Science and Engineering: 2016; 69: 715–725.

14. Arismendi E, Ocampo ZM, Morales M, González FJ, Jaramillo PM, Sánchez A. Evaluación de la estabilidad de los mini implantes como anclaje óseo para intrusión de molares superiores/ Evaluation of stability of mini implants as bony anchorage for upper molar intrusion. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2007; 19 (1): 60-74. Disponible en:
<http://aprendeenlinea.udea.edu.co/revistas/index.php/odont/article/viewFile/2435/1983>
15. Masellaa RS, Meister and M. Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2005;129:458–68
16. Harzer W, Bourauel C, Gmyrek H. Torque capacity of metal and polycarbonate bracket with and without a metal slot. European Journal of Orthodontics 26 (2004)435-441
17. Major T, Carey J, Nobes D, Heo G, Major P. Mechanical effects of third-order movement in self-ligated brackets by the measurement of torque expression. Am J Orthod Dentofacial Orthop January 2011; 139: (1), e31-e44
18. Odegaard J, Meling T, Meling E. An evaluation of the torsional moments developed in orthodontic applications. An in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1994; 105:392-400
19. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet stat~s. Angle Orthod 1991; 61:293-302.
20. Burstone CJ. Variable modulus orthodontics. Am J Orthod 1981; 80:1-16
21. Major T, Carey J, Nobes D, Major P, Orthodontic Bracket Manufacturing Tolerances and Dimensional Differences between Select Self-Ligating Brackets. Journal of Dental Biomechanics; 2010 doi:10.4061/2010/781321
22. Odegaard J, Meling T, Meling E. An evaluation of the torsional moments developed in orthodontic applications. An in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1994; 105:392-400.
23. Flores DA, Choi LK, Caruso JM, Tomlinson JL, Scott GE, Jeiroudi MT. Deformation of metal brackets: a comparative study. Angle Orthod 1994; 64:283-90.
24. Brauchlia Lorenz M, Steineckb M, Wichelhaus A. Active and passive self-ligation: a myth? Part 1: torque control. Angle Orthodontist.2012; Vol 82, No 4,
25. Pandis N, Polychronopoulou A., Eliades T., Self-ligating vs conventional brackets in the treatment of mandibular crowding: A prospective clinical trial of treatment

- duration and dental effects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, August 2007; 132 (2): pp. 208-2015
26. Morina E., Eliades T., Pandis N., Jäger A., Bourauel C. Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic ceramic, and plastic brackets, *European Journal of Orthodontics* 30 (2008) 233–238
 27. Damon DH. The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system. *J Clin Orthod*. 1998b;32: 670–680
 28. Oliveira CB, Maia LGM, Santos-Pinto A, Gandini Júnior LG, In vitro study of color stability of polycrystalline and monocrystalline ceramic brackets. *Dental Press J Orthod*. 2014 July-Aug;19(4):114-21
 29. Gravina MA, Canavarro C, Elias CN, Chaves M das GAM, Brunharo IHVP, Quintão CCA. Mechanical properties of NiTi and CuNiTi wires used in orthodontic treatment. Part 2: Microscopic surface appraisal and metallurgical characteristics. *Dental Press J Orthod*. 2014;19(1):69–76.
 30. Bock JJ, Fraenzel W, Bailly J, Gernhardt CR, Fuhrmann RAW. Influence of different brazing and welding methods on tensile strength and microhardness of orthodontic stainless steel wire. *Eur J Orthod*. 2008;30(4):396–400.
 31. Iijima M, Brantley WA, Baba N, Alapati SB, Yuasa T, Ohno H, et al. Micro-XRD study of beta-titanium wires and infrared soldered joints. *Dent Mater*. 2007;23(9):1051–6.
 32. Gómez SL, Montoya Y, Garcia NL, Virgen AL, Botero JE. Comparison of frictional resistance among conventional, active and passive selfligating brackets with different combinations of arch wires: a finite elements study. *Acta Odontol Latinoam* [Internet]. 2016;29(2):130–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27731482>
 33. Shanley, F.R., *Mecánica de Materiales*, McGraw-Hill, 1971, pg 1.
 34. Gerre y Timoshenko; “Resistencia de Materiales”; International Thomson editores.
 35. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent*. 1992;68(3):421–7.
 36. Gioka C, Eliades T. Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2004;125(3):323–8.
 37. Valero FE, Aportaciones al estudio de las maquinas eléctricas de flujo axial mediante la aplicación del método de elementos finitos. Tesis doctoral. Departamento de Ingeniería Eléctrica, UPC, 2004; p: 123.

38. Ortod RE, De LIX. Tensiones inducidas en el diente , periodonto y hueso alveolar después de aplicar un movimiento de torque cuando el hueso de soporte está disminuido : análisis por el método de los elementos finitos. 1999;27–31.
39. Archilla, a. R. Y madanat, s., (2002). Estimation of Rutting Models by Combining Data from Different Sources. *Journal of Transportation Engineering*, 127 (5): 379-389.
40. Varela M. Ortodoncia Interdisciplinaria. Vol!. 1. Il Ortodoncia y Periodoncia”. Océano/engon. 2004; Cap. 4. Tratamiento Ortodónico del paciente periodontal 10:1-126
41. A. Sepúlveda, Los conceptos de la física (Editorial Universidad de Antioquia, Medellín 2003).
42. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech*, 1973; 6: 511–520
43. Choi AH, Conway C. Finite-element modeling and analysis in nanomedicine and dentistry. 2014;9:1681–95.
44. Gupta S, Ahuja S, Bhambri E, Jaura BS, Ahuja V. Three-dimensional finite element analysis to evaluate biomechanical effects of different alveolar decortication approaches on rate of canine retraction. *Int Orthod [Internet]*. 2019;17(2):216–26. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ortho.2019.03.003>
45. Choi AH, Conway C. Finite-element modeling and analysis in nanomedicine and dentistry. 2014;9:1681–95.
46. Kusy RP. On the use of nomograms to determine the elastic property ratios of orthodontic arch wires. *Am J Orthod*. 1983;83 :374 -81
47. Graber TM, Vanarsdall RL. Ortodoncia Principios generales y Técnicas. Editorial Médica panamericana; 5ta edición; 2013. p 345-380.cap 11.
48. Osamu K., Nobuhiro S. A new method for finite element simulation of orthodontic appliance-teeth-periodontium-alveolus system. *jbiomechanics*. 1985;18:277–84.
49. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent*. 1992;68(3):421–7.
50. Kopperdahl DL, Keaveny TM. Yield strain behavior of trabecular bone. *J Biomech*. 1998;31(7):601–8.
51. Miiller R, Rieggsegger P. Analysis of mechanical properties of cancellous bone under conditions of simulated bone atrophy. *J Biomech*. 1992;9290(96).

52. Caeiro JR, González P, Guede D. Biomecánica y hueso (y II): ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea. *Rev Osteoporos y Metab Miner* [Internet]. 2013;5(2):99–108. Available from: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1889-836X2013000200007&lng=en&nrm=iso&tlng=en
53. Vicilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield JK, Roberts WE. Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. :11–26.
54. Fajardo, Yizeth. Murillo, Luz Mery. Velásquez R. 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. *Rev Odontos*. 2012;14(39).
55. Suárez WA, Martínez A, Flores JP. Distribución de esfuerzos y deformaciones en un periodonto sano y disminuido en cierre de espacios con aparatos de autoligado y un dispositivo de anclaje óseo. análisis por elementos finitos. 2011;
56. Pol TR, Vandekar M, Patil A, Desai S, Shetty V, Hazarika S. Torque Control During Intrusion on Upper Central Incisor in Labial and Lingual bracket System - A 3D Finite Element Study. 2018;10(1):1–5.
57. Magesh V, Harikrishnan P, Kingsly D, Singh J. Finite element analysis of slot wall deformation in stainless steel and titanium orthodontic brackets during simulated palatal root torque. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 153(4):481–8. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2017.08.011>
58. Sun ZT, Wang YC, Cui YM, Sun Y. Finite element analysis of maxillary anterior teeth retraction of posterior teeth with different alveolar bone absorption heights

Tablas de recolección de datos

Tabla VI Comparativa de resultados máximos en el AEF para Arco a un torque de 7Nmm						
	Torque positivo			Torque negativo		
Arco	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES
Acero						
TMA						
Niti						

Tabla VII. Comparativa de resultados máximos en el AEF para Bracket a un torque de 7 Nmm						
	Torque positivo			Torque negativo		
Bracket	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES
Bracket/Acero						
Bracket/TMA						
Bracket/Niti						

Tabla VIII. Comparativa de resultados máximos en el AEF para Arco a un torque de 14Nmm						
	Torque positivo			Torque negativo		
Arco	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES
Acero						
TMA						
Niti						

Tabla VIII. Comparativa de resultados máximos en el AEF para Arco a un torque de 14Nmm						
	Torque positivo			Torque negativo		
Arco	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES
Acero						
TMA						
Niti						

Tabla IX. Comparativa de resultados máximos de tensión en torque positivo y negativo en el AEF para arco a 7Nmm y 14Nmm.				
Arco	Tensión 7 Nmm+	Tensión 7 Nmm-	Tensión 14 Nmm+	Tensión 14 Nmm-
Acero				
TMA				
Niti				

Tabla X. Comparativa de resultados máximos de deformación en torque positivo y negativo en el AEF para arco a 7Nmm y 14Nmm.				
Arco	Deformación 7 Nmm+	Deformación 7 Nmm-	Deformación 14 Nmm+	Deformación 14 Nmm-
Acero				
TMA				
Niti				

Tabla XI. Comparativa de resultados máximos de desplazamiento en torque positivo y negativo en el AEF para arco a 7Nmm y 14Nmm.				
Arco	Desplazamiento 7 Nmm+	Desplazamiento 7 Nmm-	Desplazamiento 14 Nmm+	Desplazamiento 14 Nmm-
Acero				
TMA				
Niti				

Tabla XIII. Comparativa de resultados máximos de tensión en torque positivo y negativo en el AEF para bracket a 7Nmm y 14Nmm.				
	Tensión 7 Nmm+	Tensión 7 Nmm-	Tensión 14 Nmm+	Tensión 14 Nmm-
Bracket/Acero				
Bracket/TMA				
Bracket/Niti				

Tabla XIV. Comparativa de resultados máximos de deformación en torque positivo y negativo en el AEF para bracket a 7Nmm y 14Nmm.				
	Deformación 7 Nmm+	Deformación 7 Nmm-	Deformación 14 Nmm+	Deformación 14 Nmm-
Bracket/Acero				
Bracket/TMA				
Bracket/Niti				

Tabla XV. Comparativa de resultados máximos de desplazamiento en torque positivo y negativo en el AEF para bracket a 7Nmm y 14Nmm.				
	Desplazamiento 7 Nmm+	Desplazamiento 7 Nmm-	Desplazamiento 14 Nmm+	Desplazamiento 14 Nmm-
Bracket/Acero				
Bracket/TMA				
Bracket/Niti				

Tabla XVI. Comparativa de resultados máximos en el AEF para Unidad dentoalveolar a un torque de 7 Nmm						
	Torque positivo			Torque negativo		
	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES
Órgano dentario						
Ligamento periodontal						
Hueso alveolar						

Tabla XVII. Comparativa de resultados máximos en el AEF para Unidad dentoalveolar a un torque de 14 Nmm						
	Torque positivo			Torque negativo		
	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES	Tensión MPa	Deformación ESTRN	Desplazamiento URES
Órgano dentario						
Ligamento periodontal						
Hueso alveolar						

Tabla XVIII. Comparativa de resultados máximos de deformación en torque positivo y negativo en el AEF unidad dentoalveolar a 7Nmm y 14Nmm.				
	Deformación 7 Nmm+	Deformación 7 Nmm-	Deformación 14 Nmm+	Deformación 14 Nmm-
Órgano dentario				
Ligamento periodontal				
Hueso alveolar				

Tabla XIX. Comparativa de resultados máximos de tensión en torque positivo y negativo en el AEF unidad dentoalveolar a 7Nmm y 14Nmm.				
	Tensión 7 Nmm+	Tensión 7 Nmm-	Tensión 14 Nmm+	Tensión 14 Nmm-
Órgano dentario				
Ligamento periodontal				
Hueso alveolar				

Tabla XX. Comparativa de resultados máximos de desplazamiento en torque positivo y negativo en el AEF unidad dentoalveolar a 7Nmm y 14Nmm.

	Desplazamiento 7 Nmm+	Desplazamiento 7 Nmm-	Desplazamiento 14 Nmm+	Desplazamiento 14 Nmm-
Órgano dentario				
Ligamento periodontal				
Hueso alveolar				