



**BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA**  
**FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA**  
**Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado.**

**TESIS:**

**“Comportamiento biomecánico del primer molar superior durante la distalización con alineadores transparentes y sus diferentes configuraciones de aditamentos rectangulares y biselados verticales: análisis de elementos finitos”.**

**FECHA:**

30 de mayo de 2023.

**PRESENTA:**

L.E. Mariana Tapia Trochez.  
Matrícula: 221450008.

Para obtener el grado de:

**Maestro en Estomatología**  
**con Opción Terminal en Ortodoncia**

**DIRECTOR DE TESIS**

D.C. Miguel Ángel Casillas Santana.

**DIRECTOR METODOLÓGICO:**

M.O. Estela del Carmen Velasco León.

**ASESOR DISCIPLINARIO:**

M.O. Yareli Hernández Ávila.

**ASESOR EXTERNO:**

Ing. Gabriel Sosa Arellano.

**LECTOR DE TESIS:**

MO. María de los Ángeles Moyaho Bernal.



## Dictamen de aprobación de tesis



Oficio No. FESIEP/CIFE/050/2023

C. Mariana Tapia Trochez  
Alumna de la Maestría en Estomatología  
con opción en Terminal en Ortodoncia  
Matrícula No.: 221450007  
Facultad de Estomatología  
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla  
PRESENTE

Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo, 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, está Secretaría de Posgrado aprueba la impresión de la Tesis titulada:

"Comportamiento biomecánico del primer  
molar superior durante la distalización con alineadores transparentes y sus  
diferentes configuraciones de aditamentos rectangulares y biselados verticales;  
análisis de elementos finitos."

misma que presentará para realizar su examen profesional y obtener el grado de Maestra en Estomatología con opción en Terminal en Ortodoncia; para su conocimiento y atención correspondiente.

Sin otro particular, reitero a Usted mi más atenta y distinguida consideración.

Atentamente  
"Pensar bien, para vivir mejor"  
H. Puebla de Z., 30 de mayo de 2023

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



\*Se anexa: Formato de Impresión de Tesis (Original) - p.s.c y a.  
\*C.c.p. Archivo  
\*MITO. EJMA/DR.FADV/yaneth

Facultad  
de Estomatología

31 Poniente 1304, Col. Volcanes,  
Puebla, Pue. C. P. 72410  
01 (222) 229 55 00 Ext. 6400

# Autorización de impresión de tesis.

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

Para obtener el Grado de: Maestra en Estomatología con opción terminal en Ortodoncia.

Registro CIFE: 2022184. Fecha: martes 30 de mayo del 2023.

Título de la Tesis: "Comportamiento biomecánico del primer molar superior durante la distalización con alineadores transparentes y sus diferentes configuraciones de aditamentos rectangulares y biselados verticales: análisis de elementos finitos"

Nombre del alumno: Mariana Tapia Trochez.

Matrícula: 221450008.

Domicilio: Calle Copan 4908, Reforma Agua Azul. CP: 72430.

Tel: 22\*23 36 71 05.

Fecha de ingreso a la Facultad: lunes 06 de enero del 2020.

Firma: 

Director de Tesis: DC. Miguel Ángel Casillas Santana.

Grado académico: Doctor en Ciencias Odontológicas

Adscripción: Facultad de Estomatología.

ID: 100526485.

Tel: 44\*48 46 76 45.

Firma: 

Director Disciplinario: MO. Yareli Hernández Ávila.

Grado académico: Maestría en Ortodoncia.

Adscripción: Facultad de Estomatología.

ID: 100426099.

Tel: 22\*21 99 20 62.

Firma: 

Director Metodológico: MO. Estela del Carmen Velasco León. Grado académico: Maestría en Ortodoncia.

Adscripción: Facultad de Estomatología

ID: 100225455.

Tel: 22\*23 23 48 42.

Firma: 

Lector: DC. María de los Ángeles Moyaho Bernal.

Grado académico: Doctora en Ciencias de la Salud.

Adscripción: Facultad de Estomatología.

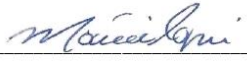
ID: 100289266.

Tel: 22\*22 78 88 41.

Firma: 

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

MO. 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 Dimp Velázquez



Fecha: martes 30 de mayo del 2023

Sello



Oficio No. FESIEP/CIFE/084/2022

ASUNTO: Dictamen

**A quien corresponda  
P R E S E N T E:**

*La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado con base a lo estipulado por el Comité de Investigación de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, por este medio hace **CONSTAR** que:*

*El Proyecto de Investigación (Colectivo) “Comportamiento biomecánico del primer molar superior durante la distalización con alineadores transparentes y attachments rectangulares: análisis de elementos finitos” presentado por el Responsable del proyecto: DC. MIGUEL ÁNGEL CASILLAS SANTANA ID 100526485; teniendo como Director Metodológico: M.O Estela del Carmen Velasco León ID 100225455; teniendo como Director Disciplinario: M.O Yareli Hernández Avila ID 100426099; teniendo como alumno a la C. Mariana Tapia Trochez matrícula 221450007; ha sido **ACEPTADO** y queda registrado en esta secretaría en el libro de registros 07 en la hoja 01 con No. de registro 2022184.*

*Se extiende la presente constancia en la Heroica Puebla de Zaragoza a los doce días del mes de octubre del año dos mil veintidós.*

Atentamente  
“Pensar bien, para vivir mejor”  
H. Puebla de Z., a 12 de octubre de 2022

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



## **AGRADECIMIENTOS.**

A mis papás, Mirian y Agustín, este es un recordatorio de que yo soy porque ustedes me enseñaron a ser; gracias infinitas por no soltar mi mano en este recorrido y por apoyarme sobre todo en estos últimos dos años para lograr ser mi mejor versión profesional.

Con mucho cariño a mis dos grandes espejos, mis hermanos, Cristina y Andrés por ser cómplices de vida y ejemplo constante de superación y esfuerzo.

A Mario por ser recordatorio vivo de que la existencia es abundante y más cuando se comparte camino.

Agradezco a mis docentes de maestría que aportaron conocimiento, tiempo, ganas y dedicación para nutrir mi crecimiento, una especial mención al Dr. Miguel Ángel Casillas y al Ing. Gabriel Sosa, por el apoyo en el diseño y realización de esta tesis.

De igual manera agradezco a CONACYT por todo el apoyo económico que brinda a los estudiantes de maestría en la BUAP, ya que de lo contrario este sueño no se hubiera logrado.

Y por último, agradecida con la vida por lo pequeño, lo grande y lo inmenso. Por la realidad que se camina y el destino que se inventa.

## Índice

1	RESUMEN Y PALABRAS CLAVE.....	9
1.1	Palabras clave.....	10
2	INTRODUCCIÓN.....	11
1.1	Palabras clave.....	12
3	ANTECEDENTES.....	13
3.1	Antecedentes generales .....	13
3.2	Aplicación dentro del campo de ortodoncia.....	17
2.3	Antecedentes específicos .....	19
4	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.....	21
5	JUSTIFICACIÓN.....	22
6	HIPÓTESIS .....	23
7	OBJETIVOS.....	24
7.1	Objetivo General.....	24
7.2	Objetivos específicos.....	24
8	MATERIALES Y MÉTODOS.....	25
8.1	Diseño del estudio .....	25
8.2	Población y muestra.....	25
8.3	Criterios de inclusión, exclusión y eliminación.....	25
8.4	Variables .....	26
8.5	Concordancia y fiabilidad .....	27
8.6	Ubicación espacio temporal.....	27
8.7	Procedimientos, técnicas y fuentes de recolección.....	27
8.7.1	Modelo de elementos finitos .....	27
8.7.2	Softwares .....	28
8.7.3	Propiedades físicas .....	30
8.8	Análisis Estadístico.....	31
9	RESULTADOS .....	32

9.1	Tensión de Von Mises.....	32
9.1.1	Aditamento rectangular.....	33
9.1.2	Aditamento biselado .....	33
9.2	Desplazamiento .....	34
9.2.1	Aditamento rectangular.....	35
9.2.2	Aditamento biselado .....	35
9.3	Deformación .....	36
9.3.1	Aditamento rectangular.....	37
9.3.2	Aditamento biselado .....	38
10	DISCUSIÓN .....	40
10.1	Tensión de Von Mises.....	41
10.2	Desplazamiento.....	42
10.3	Deformación .....	43
11	CONCLUSIONES.....	44
11.1	Recomendaciones .....	44
12	BIBLIOGRAFÍA.....	46

# **“COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DEL PRIMER MOLAR SUPERIOR DURANTE LA DISTALIZACIÓN CON ALINEADORES TRANSPARENTES Y SUS DIFERENTES CONFIGURACIONES DE ADITAMENTOS RECTANGULARES Y BISELADOS VERTICALES: ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS.”**

## **1. RESUMEN.**

En Ortodoncia la aplicación de análisis de elementos finitos tiene como finalidad comprender la biomecánica detrás de las terapéuticas que se usan en el área, ya que tiene la capacidad de calcular cargas, desplazamientos y tensiones generados dentro de las distintas estructuras de la simulación. El movimiento de distalización ha sido ampliamente estudiado y reconocido por su gran complejidad, ya que implica que la fuerza aplicada debe atravesar la corona del diente. Al estudiar los alineadores transparentes y sus limitaciones, se ha demostrado que la configuración de sistemas de fuerza es uno de sus mayores retos, por lo tanto, se han desarrollado aditamentos que aumentan el comportamiento biomecánico de los mismos, y así, poder tener un control activo del movimiento dental. Para la correcta aplicación clínica de los alineadores es necesario basarse en evidencia científica; es aquí donde, el análisis de elementos finitos aporta la posibilidad de crear diversas situaciones clínicas para poder evaluar tanto la unidad dentoalveolar como el alineador y los cambios que sufren, ya que cada vez que se aplica una carga a una estructura, se generaran deformaciones y tensiones sobre esta.

El objetivo fue describir el comportamiento biomecánico del alineador transparente y la unidad dentoalveolar con la aplicación del aditamento rectangular vertical y del aditamento biselado vertical para lograr la distalización del primer molar superior mediante análisis de elementos finitos. El diseño del estudio fue *in sílico*, descriptivo, observacional, transversal y prospectivo. El universo comprendió los modelos 3D y las simulaciones de las dos diferentes configuraciones de aditamentos en los alineadores transparentes durante el movimiento de distalización del primer molar superior, por medio de Solid Works.

Se concluyó que:

- a) Los aditamentos son obligatorios para controlar el movimiento de distalización de un primer molar maxilar.
- b) La forma de los aditamentos usados afecta a la cantidad de desplazamiento que se

da y en donde se lleva a cabo dicho desplazamiento.

c) La forma de los aditamentos influye en la manera en la que se distribuyen las tensiones dentro de la simulación, lo cual se traduce a un menor a mayor desplazamiento y en el tipo de movimiento que se da.

d) Los aditamentos biselados verticales provocan patrones de tensión y desplazamiento que se asemejan más a la distalización molar en comparación con los aditamentos rectangulares verticales.

### **1.1 PALABRAS CLAVE:**

Distalización, alineadores transparentes, análisis de elementos finitos, aditamentos

## **2. INTRODUCCIÓN.**

En el área de Ortodoncia la aplicación de análisis de elementos finitos (FEA) tiene como finalidad comprender la biomecánica detrás de las diferentes terapéuticas que se usan en el área, ya que tiene la capacidad de calcular las cargas, desplazamientos y tensiones que son generados dentro de las distintas estructuras que son parte de la simulación, tales como el hueso alveolar, dientes y ligamento periodontal durante el tratamiento.

El movimiento de distalización en ortodoncia ha sido ampliamente estudiado y reconocido por su gran complejidad, ya que implica que la fuerza aplicada debe atravesar la corona del diente; estudios realizados con análisis de elementos finitos han simulado el movimiento dental con mecanoterapia basada en brackets.

Al estudiar y comprender a fondo el tratamiento de alineadores transparentes y las limitaciones del mismo, se ha demostrado que la configuración de sistemas de fuerza es uno de sus mayores retos, sobre todo al realizar movimientos que tienen una alta complejidad, como es el caso de la extrusión de incisivos, rotación e inclinación de caninos, así como el movimiento de distalización dental.

Debido a la gran necesidad de superar estas limitaciones se han desarrollado compuestos que van adheridos a la superficie dental que son conocidos como aditamentos, aumentando así el comportamiento biomecánico de los alineadores, y así, poder tener un control activo del movimiento dental.

Actualmente, comprender y estudiar la biomecánica que hay detrás de los alineadores transparentes, así como de sus distintos aditamentos y auxiliares, es imperativo para la aplicación clínica, esto solo es loggable basándose en evidencia científica, ya que es una terapéutica relativamente nueva. Por todo lo anterior, el análisis de elementos finitos permite tener una mejor comprensión teórica y clínica del tratamiento.

Hay que resaltar que existen dos diferencias fundamentales entre la biomecánica basada en brackets y alineadores transparentes. Durante el tratamiento convencional de ortodoncia, el movimiento dental es la resultante de una fuerza aplicada a los brackets a través del arco; dicha fuerza se transmite a las estructuras dentales, generando una cadena mecánico-biológica de eventos que resulta en el desplazamiento de los dientes. Mientras que, el movimiento dental que causan los alineadores transparentes, es provocado por un desajuste predeterminado entre el alineador transparente y los dientes,

para ello se hace uso de un modelo con el que se configuran las distintas etapas y desajustes del tratamiento.

Los estudios más recientes realizados con análisis de elementos finitos se han dedicado a estudiar los sistemas de fuerzas aplicados o a comparar el modelo virtual de la dentición predeterminada con la dentición conseguida al finalizar el tratamiento, para así conocer a precisión clínica de los alineadores transparentes. Dichos estudios concluyen que las fuerzas y momentos generados por los alineadores están dentro del rango de fuerzas ortodóncicas habituales. Sin embargo, no está claro cómo los alineadores junto con los aditamentos transmiten fuerzas a los dientes y cómo se da el movimiento.

Por tanto, es de suma importancia que si el clínico hace uso de alineadores en su práctica entienda a fondo cómo se da este movimiento dental. Haciendo uso de FEA se pueden comprender matemáticamente las fuerzas generadas por los alineadores y sus aditamentos, además permite saber cómo se distribuyen a lo largo de la raíz, las zonas donde se genera más tensión y al mismo tiempo evaluar si estas son compatibles o no con los límites biológicos, es decir que puede analizar qué alineadores o aditamentos son los más compatibles con los límites biológicos dependiendo del movimiento dental que se quiera llevar a cabo, lo cual se traduce a un mejor tratamiento.

- 1.1 **Palabras clave:** Ortodoncia, alineadores transparentes, análisis de elementos finitos, distalización, aditamentos.

### **3. ANTECEDENTES.**

#### **3.1 Antecedentes generales.**

El primer artículo de FEA fue publicado por Farah et al. en 1973, se aplicó en investigaciones de biomecánica dental, donde los estudios incluyeron dientes multirradiculares junto con el hueso alveolar para el análisis del estrés (1,2).

FEA es una simulación numérica 3D que permite cuantificar el comportamiento de las diferentes estructuras involucradas y al mismo tiempo mimetizar su comportamiento biológico, permite establecer el tipo y magnitud de los esfuerzos y deformaciones; es decir el comportamiento biomecánico (3). Esto se logra, asignando características físicas propias a cada estructura para su análisis específico según la situación que se desea simular (4,5).

El método de FEA se basa en una discretización continua, la cual consiste en dividir la estructura de interés en varios “elementos” que se conectan entre sí a través de “nodos” formando una “malla”. Los nodos son los puntos donde se resuelven las ecuaciones; en ellos se aplican las cargas y condiciones de la simulación, de manera que, los desplazamientos que ocurren en el interior de la estructura pueden expresarse en función de los desplazamientos que sufren los nodos del elemento, a este fenómeno se le conoce como desplazamiento nodal (4, 5).

Existen 3 pasos básicos involucrados en FEA:

#### 1.- Preprocesamiento:

- Construcción del modelo geométrico o su importación si se generó a través de un sistema CAD, convirtiéndolo a elementos finitos.
- Selección de los materiales a emplear, que pueden obtenerse basándose en bibliografías, o ser definidos por el usuario.
- Asignación de propiedades físicas a los diferentes componentes o elementos del modelo.
- Mallado de los componentes del modelo.
- Aplicación y configuración de las cargas exteriores (puntuales, lineales o superficiales).
- Aplicación y definición de las condiciones de contorno del modelo (2).

2.- Procesamiento: Incluye la resolución del sistema de ecuaciones algebraicas. Se realiza todo el cálculo de elementos finitos y generan las soluciones (2,6).

3.- Postprocesamiento: Consiste en la interpretación de los resultados permitiendo su representación gráfica (2,6,7).

Este tipo de evaluación es aplicada en muchos campos como; ingeniería, mecánica, biomedicina, medicina y odontología (1). Sin embargo, una preocupación al hablar de FEA es si los resultados son o no precisos, lo cual es imposible de demostrar a menos que se lleven a cabo los proyectos.

En los años 80s, a medida que aumentó el uso de FEA, se creó una organización llamada NAFEMS (International Association for the Engineering Modelling, Analysis and Simulation Community), cuyo objetivo fue desarrollar “puntos de referencia” para comparar los resultados obtenidos por los diferentes softwares de FEA. En cuanto al software Solidworks, utilizado en este proyecto, NAFEMS lo evaluó en más de 50 puntos de referencia dentro de seis categorías diferentes, en cada uno de estos puntos se presentaron los resultados teóricos y los encontrados por el software Solidworks, encontrando que las discrepancias estaban dentro del  $\pm 5$  por ciento de intervalo de confianza para su utilización en toma de decisiones de diseño y desarrollo de proyectos (8).

Actualmente, los avances en las técnicas de imagen como la tomografía computarizada y las reconstrucciones 3D se han convertido en exámenes comunes en el diagnóstico de ortodoncia. Con la ayuda de dichas técnicas se han logrado modelados 3D más específicos de las estructuras dentomaxilares, lo cual ha revolucionado la forma en que se diagnostican y tratan ciertos casos; aunado a esto, las continuas mejoras en velocidad y disponibilidad de hardware y software informático han permitido crear representaciones de alta resolución y modelos más sofisticados que ayudan a implementar mecánicas más efectivas para obtener una mayor predictibilidad del movimiento ortodóncico con efectos secundarios mínimos (7,9,10).

Todo material analizado en FEA posee una serie de propiedades físicas, que le otorgan un determinado comportamiento biomecánico ante la aplicación de fuerzas o cuando se ponen en contacto entre ellos (respuesta del material). Tal comportamiento incluye

deformación, tensión, estrés y desplazamiento, dichas propiedades están relacionadas con la capacidad del material de transmitir y resistir fuerzas o deformaciones, estas fueron definidas y en estudios previos en los cuales base sirven de base hoy en día (11,12).

Con base a lo anterior, es de suma importancia agregar todas las estructuras dentales y sus diferentes características durante el FEA, ya que dependiendo de la información de la que se disponga, esta puede afectar los resultados; si las características físicas de la simulación están lo más completas posibles, esto ayudará a obtener resultados precisos (12). Dicha sofisticación y precisión de la reconstrucción del modelo dental hace posible un análisis en profundidad de los mecanismos responsables del comportamiento biomecánico (13).

Por todo lo anterior, FEA se ha convertido en una herramienta cada vez más útil dentro del campo ortodóncico para la predicción de tensiones y el riesgo de falla tanto de las estructuras dentales como de los alineadores transparentes, ya que, involucra metodologías computacionales capaces de calcular los esfuerzos de cada uno de estos elementos, que ayudan a determinar aspectos biomecánicos que son muy difíciles de medir *in vivo* (10,14-17). Es así como, con esta información se puede mejorar el desempeño en las situaciones ortodóncicas reales (4), ya que al ser un análisis matemático puede dar resultados exactos y cuantificables que muchas veces en las investigaciones *in vivo* es difícil de obtener, además, se pueden simular las características del hueso humano y obtener resultados más fiables. Finalmente, se debe resaltar que los modelos realizados por elementos finitos deben ser validados por trabajos experimentales ya sea clínicos o *in vitro* (18).

Las propiedades estructurales más importantes para caracterizar a los tejidos biológicos son las relaciones existentes entre la fuerza y la deformación, así como, entre la tensión y la deformación. Estas relaciones se emplean para predecir el comportamiento del tejido *in vivo* (comportamiento biomecánico) (19,20).

Una de las principales propiedades de los materiales es la elasticidad, la cual está relacionada directamente con la deformación en la llamada Ley de Hooke donde  $\sigma = E \cdot \epsilon$ . Si se ejerce una fuerza o tensión ( $\sigma$ ) sobre un cuerpo con módulo de elasticidad determinado ( $E$ ), este sufre una deformación ( $\epsilon$ ) de manera directamente

proporcional a la fuerza aplicada. En este sentido, se pueden encontrar materiales más o menos rígidos y por tanto que necesiten más o menos tensión para sufrir deformación. Entonces, cabe destacar como propiedad elástica de los materiales el módulo de Young o módulo de elasticidad ( $E$ ), cuanto mayor sea este, más rígido es el material y, por tanto, menos deformable; es decir la capacidad de un material de ser deformado (Figura 1) (11,14,15).

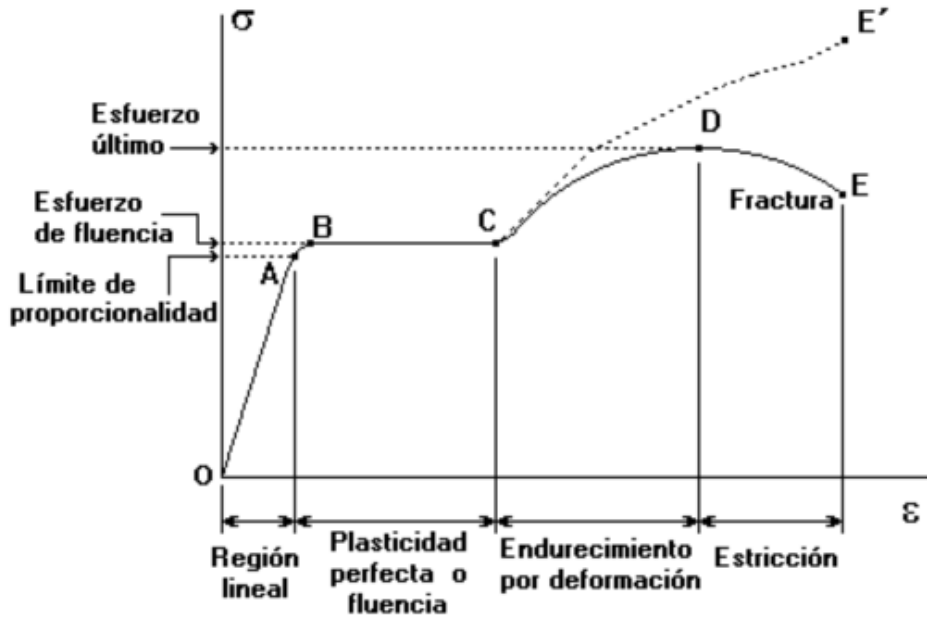


Figura 1. Curva tensión-deformación que sufre el material.

Por otro lado, cuando un material se tracciona, no solo existirá una deformación axial sino también una contracción lateral. El coeficiente de Poisson es 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; es decir, el desplazamiento del material (11,20).

La tensión de Von Mises es una magnitud física proporcional a la energía de distorsión, en la biomecánica simulada a observar en el análisis de elementos finitos para así poder obtener los resultados de la simulación e interpretarlos para extrapolarlos a las consecuencias que podrían tener en un modelo biológico y de esta manera entenderlos resultados clínicos obtenidos (21).

### **3.2 Aplicación dentro del campo ortodóncico.**

Al analizar dentro del aparato estomatognático a los primeros molares maxilares se observa que son los dientes más grandes y fuertes en virtud de su volumen y de su anclaje en la arcada. En general, tienen una gran corona con cuatro cúspides bien formadas, dos cúspides vestibulares y dos linguales, además de una cúspide suplementaria, tienen tres raíces, dos vestibulares y una lingual, lo cual da a este diente un anclaje y resistencia máximos contras las fuerzas que puedan desplazarlo. La raíz lingual es la más larga, tiene forma cónica y está suavemente redondeada; la raíz mesiovestibular no es tan larga, pero es más ancha vestibulolingualmente lo cual le otorga una resistencia a la torsión, mientras que la raíz distovestibular es la más pequeña (22).

Cuando el ortodoncista mueve los dientes, lo hace a expensas del ligamento periodontal, por lo tanto, el éxito de un tratamiento ortodóncico depende en gran parte de la integridad y la salud de los tejidos periodontales (21,22).

El objetivo principal de la ortodoncia es obtener la adecuada posición de los dientes en el arco dental para obtener la correcta oclusión con las mejores características funcionales y estéticas (23,24).

Desde su aparición en 1999, los alineadores transparente se han convertido en una opción de tratamiento aceptada por los ortodoncistas. Este sistema se basa en una secuencia de aparatos llamados alineadores transparentes hechos de un material termoplástico translúcido mediante escaneos e imágenes asistidas por técnicas de computadora (22,23).

La principal diferencia entre la ortodoncia convencional y los alineadores transparentes es que la biomecánica de los alineadores es distinta, ya que las fuerzas que modifican la posición de los dientes resultan principalmente de la fuerza de rebote de la deformación elástica del alineador (23,24). Por otro lado, ambos tratamientos se basan en el principio de que, si se aplica una presión prolongada sobre un diente o dientes, se producirá una movilización al remodelarse el hueso que lo rodea con ayuda del ligamento periodontal. El hueso desaparece selectivamente de algunas zonas y va añadiéndose a otras, así el diente se desplaza a través del hueso arrastrando consigo su aparato de anclaje, al producirse la migración del alveolo dental (25).

La respuesta de los tejidos depende directamente de la intensidad y duración de las fuerzas aplicadas, donde la fuerza máxima para que un diente se mueva sin interrumpir la irrigación capilar del ligamento periodontal es de 26 g por cm<sup>2</sup> y no debe superarse (24,25).

Los movimientos ortodóncicos correctos con alineadores transparentes son aquellos que logran el mayor movimiento dentario con fuerzas leves compatibles con la vitalidad de las células del ligamento periodontal, relativamente indoloro y con una remodelación ósea alveolar a partir de un mecanismo de reabsorción frontal (26).

En el tratamiento con alineadores transparentes se puede hacer uso de agregados de resina con diferentes formas tridimensionales, denominados aditamentos (Smart force attachments) se colocan en los dientes para ayudar a que se produzcan los movimientos dentales que el ortodoncista ha planificado de forma precisa; son un componente clave porque proporcionan la superficie de empuje que los alineadores necesitan para lograr movimientos más complejos; además, también sirven para que los alineadores se mantengan correctamente insertados en los dientes (26,27).

Los aditamentos están hechos de un material de resina del mismo color que los dientes, se fijan de forma temporal, no son dañinos para el esmalte ya que se adhieren mediante un material biocompatible. Normalmente se colocan sólo en aquellos dientes en que sea necesario y en las primeras etapas del tratamiento, al finalizar el tratamiento se retiran sin anestesia y de forma sencilla sin dañar el esmalte (27). Tienen diferentes formas geométricas y se clasifican en dos tipos: aditamentos convencionales y optimizados; los aditamentos convencionales son de tres formas: elipsoidales, rectangulares y biselados; pueden colocarse en sentido vertical u horizontal. Aquellos normalmente usados para crear un movimiento de distalización en cuerpo según "SmartForce features and Attachments" de Align Technologies son los rectangulares y biselados verticales (27,28). Los aditamentos convencionales de forma rectangular y biselados miden 2mm de ancho, 3, 4 o 5 mm de largo en función del tipo de movimiento y de la morfología del diente, mientras que el espesor para los rectangulares es de 1 mm, para los biselados es de 1.25 mm en la parte inferior que contacta con el diente x 0.05 mm en la parte superior (27-30).

Por otro lado, los aditamentos optimizados son aquellos que tienen formas específicamente diseñadas para que se realice un movimiento determinado para cada diente. Por ello, no se pueden modificar el tamaño ni su posición. Existen varios tipos y cada uno de ellos se utiliza en unos dientes en particular (27,30,31).

### **3.3 Antecedentes específicos.**

En el 2019, en un estudio llevado a cabo por Cortonaa *et al.*, donde se evaluó por medio del método de elementos finitos, el movimiento de rotación del segundo premolar inferior durante el uso de alineadores, analizando diferentes estados y configuraciones de los aditamentos, en total se simularon 6 combinaciones terapéuticas sin elementos de anclaje, un aditamento ubicado en la parte bucal del órgano dentario 45, tres aditamentos ubicados en la superficie bucal del órgano dentario 44 al 46 (31,32).

Posteriormente cada proyecto se combinó con una activación del alineador de 1.2° y 3°. La información obtenida afirmó que todas las configuraciones analizadas producían una rotación a favor de las manecillas del reloj en el plano horizontal (32). Por otra parte, las simulaciones con aditamentos y alineadores con 3° mostraron mejor desempeño en cuanto al movimiento dental, pero generan más estrés en el ligamento periodontal, más allá de los niveles de estrés ideales; mientras que el modelo con un solo aditamento y la activación 1.2° fueron las más efectivas (32).

Yongqing Cai *et al.*, buscaron usar elementos finitos para investigar el desplazamiento y estrés generado en el ligamento periodontal de un canino durante los movimientos de traslación, inclinación y rotación haciendo uso de alineadores transparentes. Sus resultados arrojaron que el tipo de movimiento realizado en el canino mediante alineadores transparentes afecta de manera significativa la distribución del desplazamiento y del estrés en el ligamento periodontal, así como en el lugar en el que se dan. Estos cambios fueron exponenciales y luego se estabilizaron (23).

Un estudio realizado por Yukiko Yokoi *et al.* en el 2019 con el objetivo de estudiar los efectos de los elementos de fijación durante el cierre de un diastema ubicado entre los órganos dentarios 11 y 21 producido por un alineador transparente y poder medir el movimiento corporal a través del uso de elementos finitos; concluyeron que los incisivos se tippearon y rotaron justo después de la colocación del alineador independientemente

del aditamento (33).

Además, el incisivo logró acomodarse en una correcta posición y se movió corporalmente gracias al aditamento del alineador, por otra parte, el incisivo sin elemento de anclaje permaneció tippeado. Así, la efectividad del aditamento fue demostrada (33).

Durante el año 2019 R. Savignano *et al.* realizaron un estudio con la finalidad de evaluar los efectos biomecánicos de cuatro combinaciones diferentes de alineadores auxiliares para la extrusión de un incisivo maxilar y para definir el diseño más efectivo a través del análisis de elementos finitos, se demostró que el aditamento palatino rectangular puede mejorar la eficacia del alineador para extrusión de un incisivo central superior (34).

En el trabajo publicado por Gómez *et al.* usaron un modelo tridimensional de elementos finitos, en el que analizaron los sistemas de fuerzas producidos durante el movimiento corporal de los caninos superiores haciendo uso de la terapéutica de alineadores de plástico con y sin accesorios, así se llegó a la conclusión de que los aditamentos generan el sistema de fuerza necesario para producir un movimiento corporal y que, por otra parte la ausencia de estos accesorios favorece la inclinación indeseada del diente durante los movimientos de traslación (35).

En el 2020, Rossini *et al.* evaluaron a través del análisis de elementos finitos, el sistema de fuerzas que se producía en el arco superior durante la distalización del segundo molar superior con alineadores transparentes y 3 configuraciones de aditamentos. La primera configuración se hizo sin aditamentos (NO ATT); la segunda fue con aditamentos rectangulares verticales de 3 mm colocados en la superficie bucal de las coronas, desde el canino hasta el primer molar derecho (ATT 3-6) y la tercera se hizo con aditamentos rectangulares verticales de 3 mm colocados en la superficie bucal de las coronas, desde el canino derecho hasta el segundo molar derecho (ATT 3-7) (36). Pudieron concluir que la configuración que muestra la mayor cantidad de movimiento en el segundo molar superior fue ATT 3-6 (0.036 mm) en dirección distal, mientras que para NO ATT y ATT 3-7, el movimiento fue de 0,02 mm y 0,021 mm, respectivamente (36).

#### **4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

En los diferentes tratamientos que ofrece la ortodoncia, las fuerzas y momentos aplicados son una de las claves para lograr los objetivos funcionales y estéticos que requiere el paciente. La popularidad de alineadores transparentes y su creciente uso en los últimos años, podría deberse a la estética que brindan, además de basarse en el simple hecho de programar un desajuste predeterminado entre la serie de alineadores que el paciente usará a lo largo del tratamiento y su dentición, para que así, eventualmente, se pueda llegar al resultado planeado; en otras palabras, el diente se mueve por la fuerza de rebote provocada por la deformación elástica del alineador.

Existe evidencia de que según el tipo de movimiento que se desee expresar con los alineadores transparentes, los aditamentos pueden tener distintas características como la geometría (forma), dimensiones (largo, ancho y espesor) y punto de colocación.

En los últimos años en el campo de Ortodoncia se ha dedicado a estudiar la precisión clínica de los alineadores transparentes, estudiando los sistemas de fuerzas aplicados o comparando el modelo virtual de la dentición predeterminada con la dentición conseguida al finalizar el tratamiento. Se ha concluido que las fuerzas y momentos generados por los alineadores se encuentran dentro del rango de fuerzas ortodóncicas habituales.

Sin embargo, no hay suficiente evidencia que respalde la mecánica detrás de dicha terapéutica; es decir, no está claro cómo los alineadores transmiten fuerzas y momentos a los dientes para lograr puntualmente movimientos complejos, como cuando se trata de realizar la distalización en un primer molar superior, ya que requiere de la aplicación de un sistema de fuerzas complejo, incluso cuando se realiza con brackets convencionales.

#### **PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN**

¿La aplicación del aditamento rectangular vertical o del aditamento biselado vertical en los alineadores transparentes influye en el comportamiento biomecánico del primer molar superior durante el movimiento de distalización?

## **5. JUSTIFICACIÓN.**

Hay que recordar que el tratamiento con alineadores transparentes es relativamente nuevo y el uso de aditamentos lo es aún más, por tanto, a pesar de que se han realizado estudios de esta terapéutica en un ambiente clínico (in vivo); es imposible medir el comportamiento del alineador y sus aditamentos sobre los dientes con precisión.

Es aquí donde, el análisis de elementos finitos (FEA) aporta la posibilidad de crear diversas situaciones clínicas para poder evaluar de manera puntual tanto la unidad dentoalveolar como el alineador transparente y los cambios que sufren, ya que cada vez que se aplica una carga a una estructura, se generaran deformaciones y tensiones sobre esta, en el caso de los alineadores dichas características aplican para la unidad dentoalveolar y para el alineador

Se escoge el FEA para evaluar estructuras complejas como la unidad dentoalveolar haciendo uso de técnicas computacionales, con el fin de comprender el aspecto de la biomecánica oral.

Dado que la mayor semejanza de las condiciones in vivo en el modelo generado es de suma importancia, surge la necesidad de la discretización de los componentes individuales del hueso y de los dientes para hacer que los resultados se acerquen lo más posible a una situación real, y con esto llevar a cabo la evaluación de la magnitud de la fuerza y los patrones de la distribución del estrés compresivo durante el movimiento de distalización del primer molar superior.

## 6. HIPÓTESIS.

- **Hipótesis de investigación:** La aplicación del aditamento rectangular vertical o del aditamento biselado vertical en los alineadores transparentes influye en el comportamiento biomecánico del primer molar superior durante el movimiento de distalización.
- **Hipótesis nula:** La aplicación del aditamento rectangular vertical o del aditamento biselado vertical en los alineadores transparentes no modifica en el comportamiento biomecánico del primer molar superior durante el movimiento de distalización.

## **7. OBJETIVOS.**

### **7.1 Objetivo general.**

Describir el comportamiento biomecánico del alineador transparente y la unidad dentoalveolar con la aplicación del aditamento rectangular vertical y del aditamento biselado vertical para lograr la distalización del primer molar superior mediante análisis de elementos finitos.

### **7.2 Objetivos específicos.**

- Cuantificar el patrón de distribución de estrés, deformación y desplazamiento en los alineadores transparentes y la unidad dentoalveolar durante el movimiento de distalización del primer molar superior con el aditamento rectangular vertical (3mm x 2mm x 1mm).
- Cuantificar el patrón de distribución de estrés, deformación y desplazamiento en los alineadores transparentes y la unidad dentoalveolar durante el movimiento de distalización del primer molar superior con el aditamento biselado vertical (3 mm x 2 mm x 1.25 mm de grosor en la parte inferior x 0.05 mm de grosor en la parte superior).
- Describir los esfuerzos de los diferentes aditamentos en el alineador y la unidad dentoalveolar.

## 8. MATERIALES Y MÉTODOS.

### 8.1 Diseño del estudio.

El diseño del estudio fue *in sílico*, descriptivo, observacional, transversal y prospectivo.

### 8.2 Población y muestra.

El universo de estudio comprendió los modelos 3D y las simulaciones de las diferentes configuraciones de aditamentos en los alineadores transparentes durante el movimiento de distalización del primer molar superior, por medio de Solid Works.

**Tipo de muestreo:** Aleatorio simple y comprendió las situaciones que cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión.

**Población:** La población fue finita, se obtuvo por un marco muestral.

### 8.3 Criterios de inclusión, exclusión y eliminación.

Los criterios usados para llevar a cabo esta investigación se describen en la tabla 1.

*Tabla 1. Criterios de inclusión, exclusión y eliminación.*

<b>CRITERIOS DE SELECCIÓN.</b>	<p><b>Criterios de inclusión:</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Diseño de modelos con Solid Works.</li><li>• Simulación.</li><li>• Tomografía que no tenga 3ras molares presentes.</li></ul> <p><b>Criterios de exclusión:</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Al ser un experimento diseñado por los investigadores todas las simulaciones cumplieron los criterios de inclusión.</li></ul> <p><b>Criterios de eliminación:</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Cualquier simulación que no se pudo llevar a cabo debido a errores en la integración sobre los</li></ul>
--------------------------------	---

	elementos.
--	------------

#### 8.4 Variables.

**Variable dependiente:** Deformación, desplazamiento, estrés y tensión Von Mises.

**Variable independiente:** Magnitud de la fuerza del alineador transparente con aditamento rectangular vertical con dimensiones de 3 mm x 2 mm x 1 mm (largo x ancho x espesor) con aditamento biselado vertical con dimensiones de 3 mm x 2 mm x 1.25 mm de grosor en la parte inferior x 0.05 mm de grosor en la parte superior y distalización (largo x ancho x espesor). Así como lo muestra la tabla 2.

*Tabla 2. Tabla de variables.*

VARIABLE DEPENDIENTE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL.	DEFINICIÓN OPERACIONAL Y ESCALA.	CATEGORIA	ANÁLISIS ESTADÍSTICO	PRUEBAS PARAMÉTRICAS.
Deformación. (Módulo de Young)	Magnitud empleada para describir la contracción (compresión) o elongación (tracción) que experimenta el material de un determinado componente.	Valor no dimensional. Se expresa en micrómetros por metro (m/m= 10 <sup>-6</sup> m/m= ppm).	Dependiente, cuantitativa por razón y continua.	Descriptiva.	Informes de SolidWorks y ANSYS.
Desplazamiento. (Coeficiente de Poisson).	Cambio de posición que experimenta un cuerpo, desde el punto inicial A hasta el punto final B, por medio del movimiento.	Milímetros (mm).	Dependiente, cuantitativa por razón y continua.	Descriptiva.	Informes de SolidWorks y ANSYS.
Estrés.	Presión o fuerza que actúa sobre un cuerpo y como resultado hay una deformación física (tensión).	Escala de Von Mises, registra Pascales (Pa) o (Mpa).	Dependiente, cuantitativa por razón y continua.	Descriptiva.	Informes de SolidWorks y ANSYS.

Tensión Von Mises.	Magnitud física proporcional a la energía de distorsión máxima (tensión máxima admisible por el material, esta puede ser correspondiente al límite elástico).	Kilopondio/centímetro cuadrado (kgf/cm <sup>2</sup> ).	Dependiente, cuantitativa por razón y continua.	Descriptiva.	Informes de SolidWorks y ANSYS.
--------------------	---	--	---	--------------	---------------------------------

VARIABLE INDEPENDIENTE	DEFINICION CONCEPTUAL.	DEFINICIÓN OPERACIONAL Y ESCALA.	CATEGORIA	ANÁLISIS ESTADÍSTICO	PRUEBAS PARAMÉTRICAS.
Distalización	Movimiento que lleva al diente hacia atrás en sentido horizontal.	Milímetros (mm).	Independiente, cuantitativa por razón y discreta.	Descriptiva.	No se requiere
Aditamento rectangular vertical	Dispositivo que provoca el movimiento.	3mm x 2mm x 1 mm (Largo x alto x espesor).	Independiente, cuantitativa por razón y discreta.	Descriptiva.	No se requiere.
Aditamento biselado vertical	Dispositivo que provoca el movimiento.	3mm x 2mm x 1.25 mm de espesor inferior x 0.05 mm de espesor superior.	Independiente, cuantitativa por razón y discreta.	Descriptiva.	No se requiere.

### 8.5 Concordancia y fiabilidad.

La manipulación del software fue llevada a cabo por un experto de elementos finitos. De igual manera, para la interpretación de los resultados finales se realizó el coeficiente r<sup>2</sup> de Pearson para determinar la concordancia intra e inter observador en las variables.

### 8.6 Ubicación espacio temporal.

Dirección de Innovación y Transferencia de Conocimientos (DITCo).

### 8.7 Procedimientos, técnicas y fuentes de recolección.

#### 8.7.1 Modelo de elementos finitos.

El modelo de elementos finitos construido incluyó:

- Hueso maxilar.
- Primer molar superior derecho.
- 2 tipos aditamentos (Figura 2) (28).

1.- Rectangular vertical con dimensiones de 3 mm x 2 mm x 1 mm (largo x alto x espesor).

2.- Biselado vertical con dimensiones de 3 mm x 2 mm x 1.25 mm de grosor en la parte inferior x 0.05 mm de grosor en la parte superior.

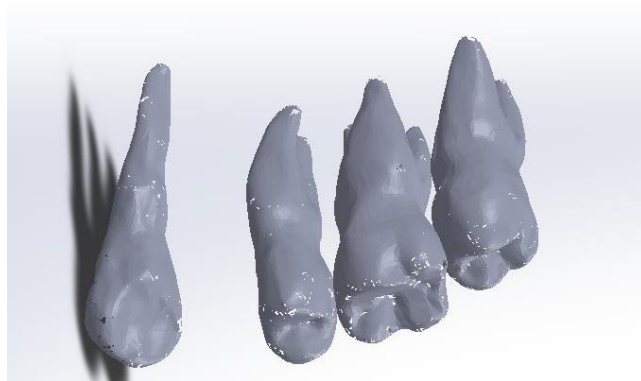


*Figura 2. Aditamento rectangular vertical y aditamento biselado vertical.*

### **8.7.2 Softwares.**

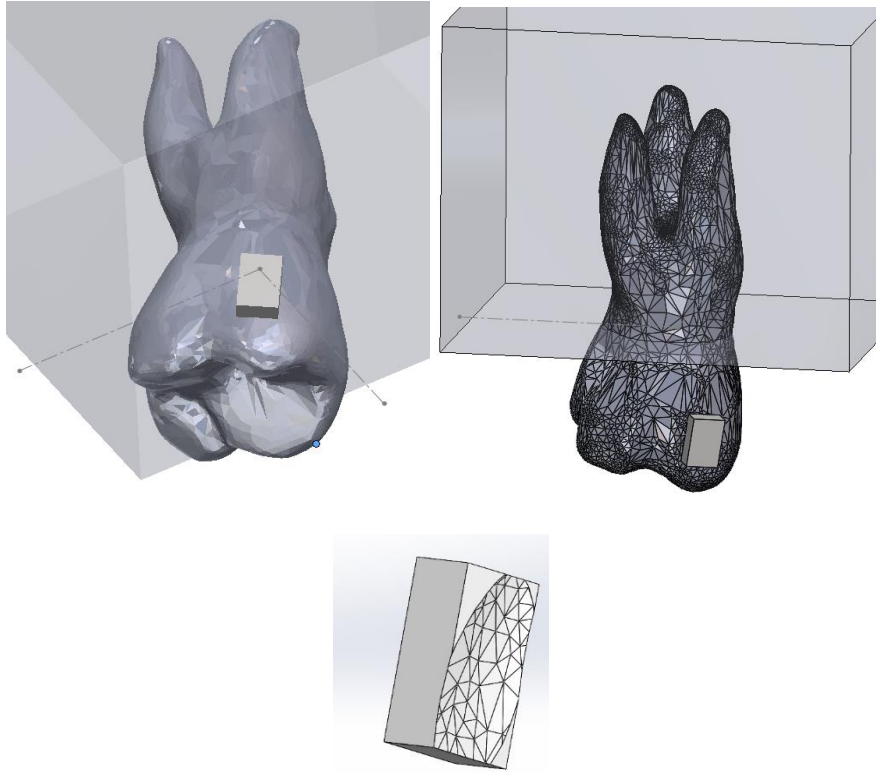
Se utilizaron softwares de procesamiento de imágenes y de diseño asistido por computadora, para crear el modelo de elementos finitos.

1.- La digitalización del hueso maxilar y del primer molar se realizó por medio de CBCT (formato DICOM) para posteriormente convertirlas a formato STL con el software Blue SkyPlan 4 y así, generar un modelo 3D (Figura 3).

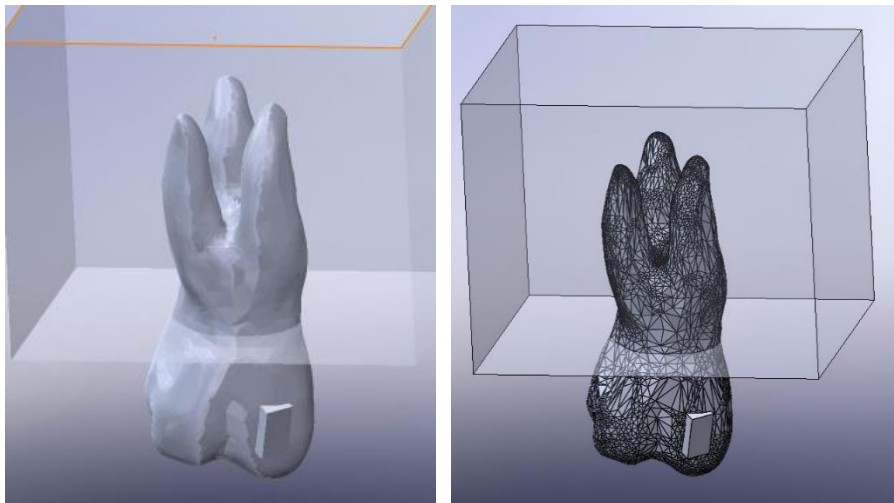


*Figura 3. Modelo obtenido de CBCT.*

2.- Los 2 tipos de aditamentos para la mecánica de distalización se construyeron según los parámetros del software ClinCheck® (Align Technology, Inc., San José, CA, USA) (Figura 4 y 5) (27,28).



*Figura 4. Aditamento rectangular vertical diseñado y posicionado.*



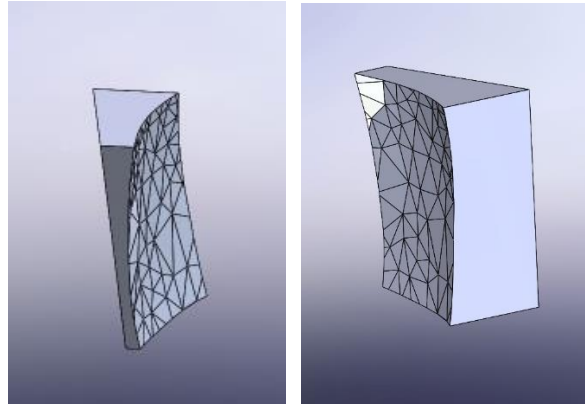


Figura 5. Aditamento rectangular vertical diseñado y posicionado.

3.- La simulación y el análisis de elementos finitos se llevaron a cabo por medio de Solid Works (Solidworks 2016, Dassault Systemes SolidWorks Corp., Waltham, MA, EE. UU.) (8).

4.- En literatura científica, todas las estructuras involucradas se consideraron isotrópicas, homogéneas y linealmente elásticas, así mismo se les proporcionaron propiedades físicas para llevar a cabo la simulación (11,12).

### 8.7.3 Propiedades físicas.

Las propiedades físicas que asignadas a cada material se establecieron de acuerdo con los estudios realizados por Vikram *et al.* (12). Tal como lo muestra la tabla 3 (12).

Tabla 3. Propiedades de los materiales de la simulación.

Material	Módulo de Young, MPa	Radio de Poisson
Hueso Alveolar	$1.37 \times 10^3$	0.030
1er molar	$1.96 \times 10^4$	0.030
Aditamentos	$12.5 \times 10^3$	0.036
Alineador	528	0.036

- Una vez ingresados a SolidWorks, se realizó la simulación de la mecánica de distalización.
- Posteriormente se analizaron los esfuerzos resultantes de cada una de las simulaciones como: tensión de Von Mises, expresados en megapascales (MPa

o  $N/mm^2$ ), el desplazamiento que se representaron en milímetros y la deformación con la unidad ESTRN.

- Los niveles de esfuerzo mínimo y máximo se delimitaron en una tabla con franjas de distintos colores. La codificación de colores representó la magnitud de la fuerza aplicada en donde el esfuerzo máximo se representa con color rojo y el esfuerzo mínimo con el color azul rey.
- Se utilizó estadística descriptiva, mediante la evaluación de los valores máximos resultantes de la simulación con SolidWorks (Solidworks 2016, Dassault Systemes SolidWorks Corp., Waltham, MA, EE. UU.) los cuales fueron descritos y expresados en gráficas.

### **8.8 Análisis estadístico.**

De acuerdo con la naturaleza del estudio solo se reportó estadística descriptiva medidas de tendencia central, de dispersión, asimetría y de forma. Se reportaron los valores máximos y mínimos de las variables.

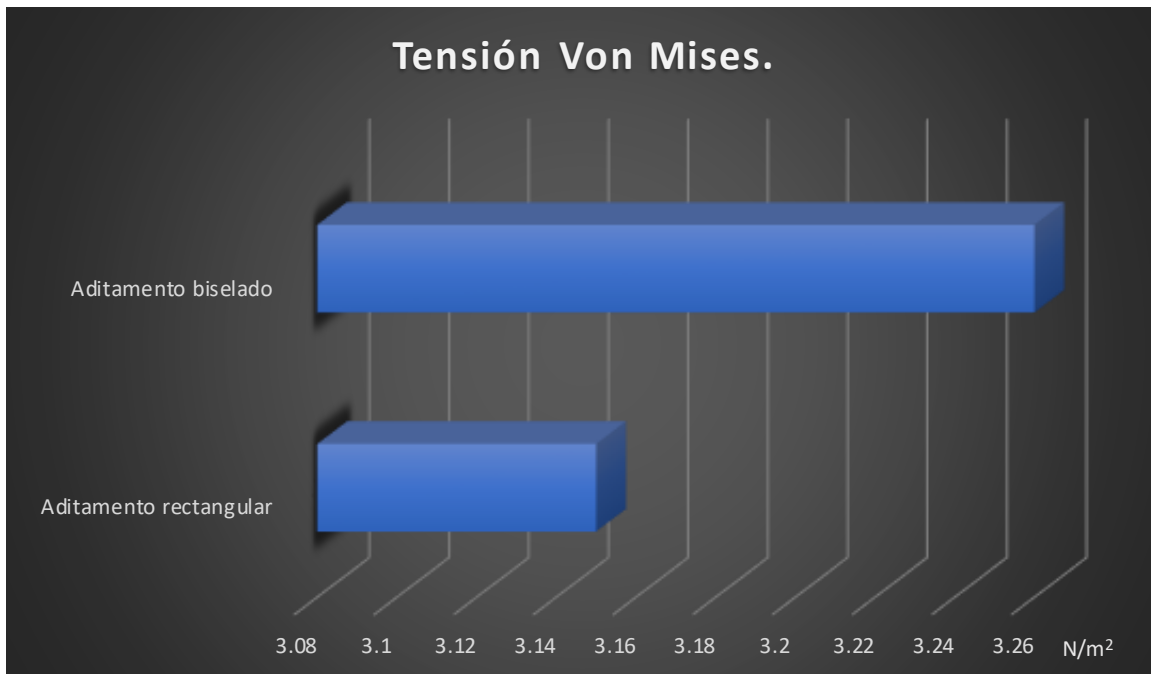
## 9. RESULTADOS

### 9.1 Tensión de Von Mises.

La tensión Von Mises, se utilizó como criterio para estudiar el esfuerzo y distribución del estrés de manera integral, teniendo en cuenta las distintas tensiones que actúan sobre los diferentes planos de la simulación.

En el diagrama de bandas de colores que muestra la distribución de tensiones, los valores están en newtons por milímetro cuadrado ( $N/m^2$  y  $N/mm^2$ ).

La tensión máxima fue mayor con el aditamento biselado,  $3.26 N/m^2$  en el nodo (Figura 6).



*Figura 6. Comparación de los resultados máximos de tensión con aditamento biselado y con aditamento rectangular durante la simulación con FEA (Solid Works).*

Las áreas de máxima tensión se distribuyeron de manera diferente en los dos análisis: para ambos aditamentos se encontró en la superficie de contacto entre el primer molar con el aditamento, específicamente para el aditamento rectangular en la parte cervical de la cara distal en el nodo 116; mientras que para el aditamento biselado fue la parte cervical y media en el nodo 153.

### 9.1.1 Aditamento rectangular.

El área de máxima tensión registrada con el aditamento rectangular durante la simulación fue de  $3.15 \text{ N/m}^2$  en el nodo 116, mientras que la mínima fue de  $3.56\text{e-}19\text{N/m}^2$  en el nodo 7323 (Figura 7).

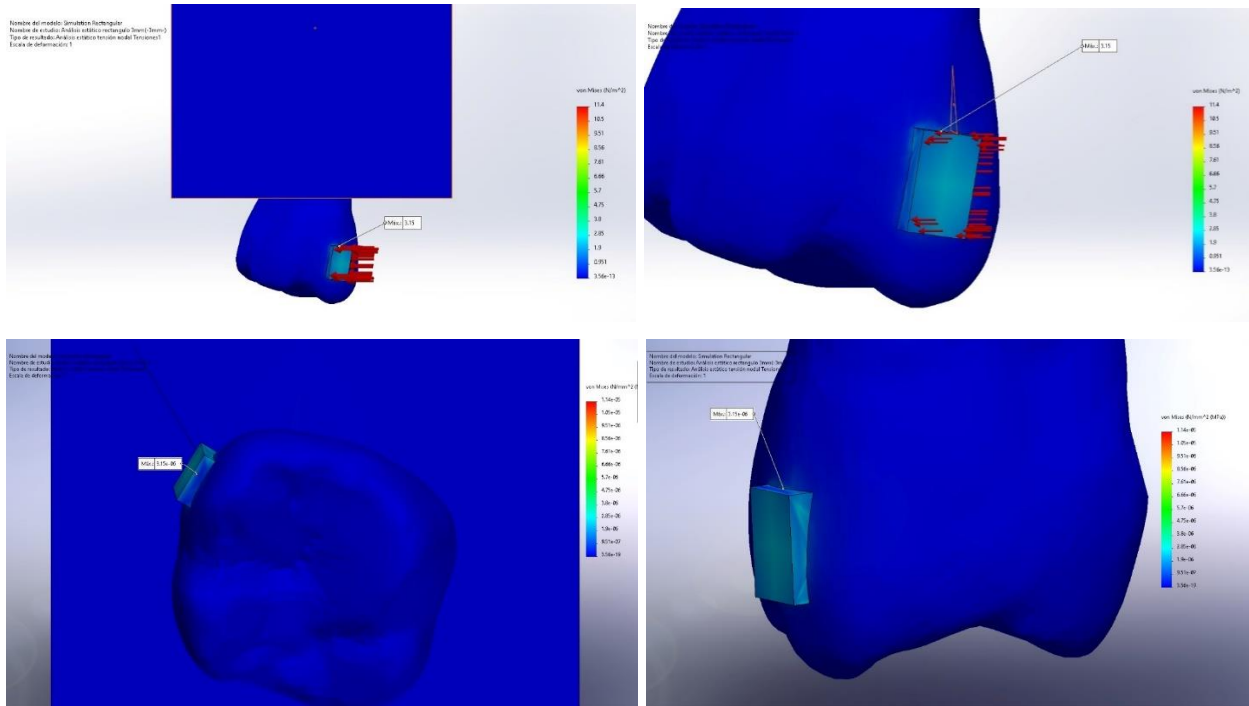
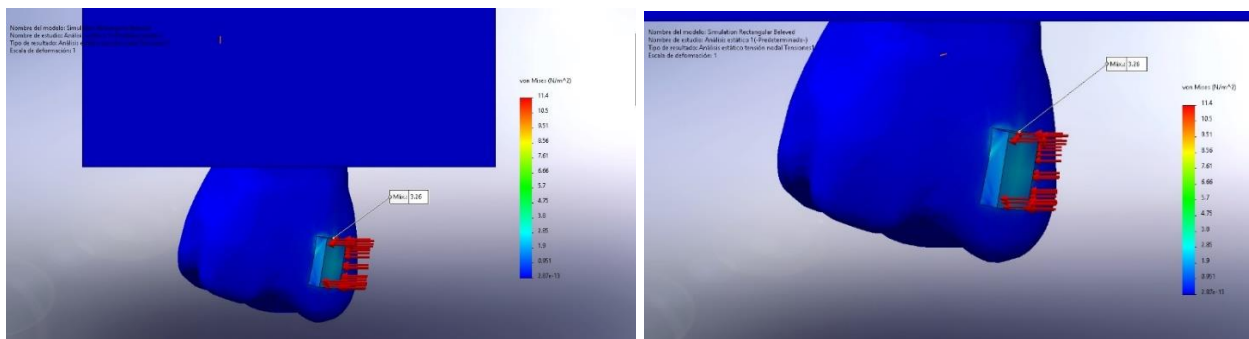


Figura 7. Tensión resultante del aditamento rectangular. La máxima tensión registrada fue de  $3.15\text{N/m}^2$  en el nodo 116, mientras que la mínima fue de  $3.56\text{e-}19\text{N/m}^2$  en el nodo 7323.

### 9.1.2 Aditamento biselado.

El área de máxima tensión registrada con el aditamento biselado durante la simulación fue de  $3.26 \text{ N/mm}^2$  en el nodo 153, mientras que la mínima fue de  $2.87\text{e-}13 \text{ N/mm}^2$  en el nodo 7423 (Figura 8).



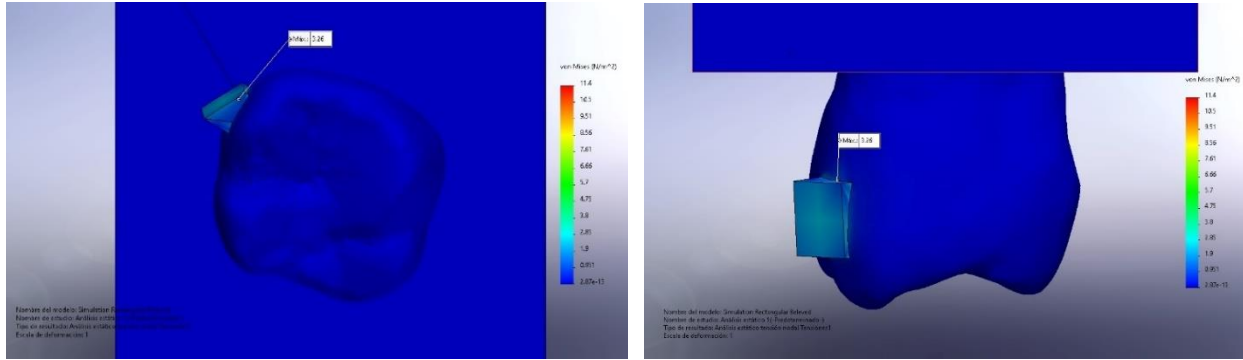


Figura 8. Tensión resultante aditamento biselado. La máxima tensión de Von Mises registrada durante la simulación fue de 3.26 N/mm<sup>2</sup> en el nodo 153, mientras que la mínima fue de 2.87e-13 N/m<sup>2</sup> en el nodo 7423.

## 9.2 Desplazamiento.

El desplazamiento, se utilizó como criterio para estudiar el cambio de posición que sufren de los elementos interconectados por nodos dentro de la simulación, así como la dirección y trayectoria que recorren. En el diagrama de bandas de colores que muestra los desplazamientos, los valores están en milímetros (mm).

El desplazamiento máximo fue mayor con el aditamento biselado con 3.005e-10mm (0.0000000003005mm) en el nodo 174 (Figura 9).

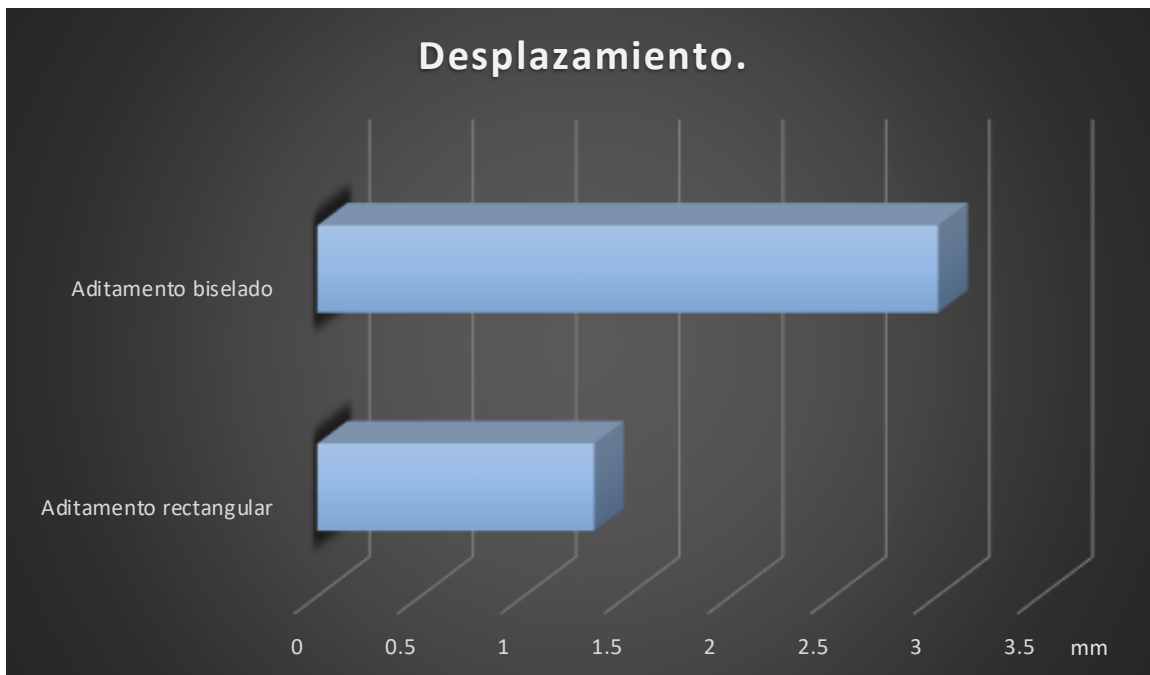


Figura 9. Comparación de los resultados máximos de desplazamiento con aditamento

biselado y con aditamento rectangular durante la simulación con FEA (Solid Works).

Las áreas de máximo desplazamiento se comportaron de maneras distintas en los dos análisis: para el aditamento rectangular se dio en la parte mesial tanto del aditamento como de la primera molar superior derecha, mientras que para el aditamento biselado fue en la cara distal del aditamento y de la molar.

### 9.2.1 Aditamento rectangular.

El área de máxima desplazamiento registrado con el aditamento rectangular durante la simulación fue de  $1.343\text{e-}10\text{mm}$  ( $0.000000001343\text{mm}$ ) en el nodo167, mientras que el mínimo fue  $0.000\text{e+}00\text{mm}$  de en el nodo 530 (Figura 10).

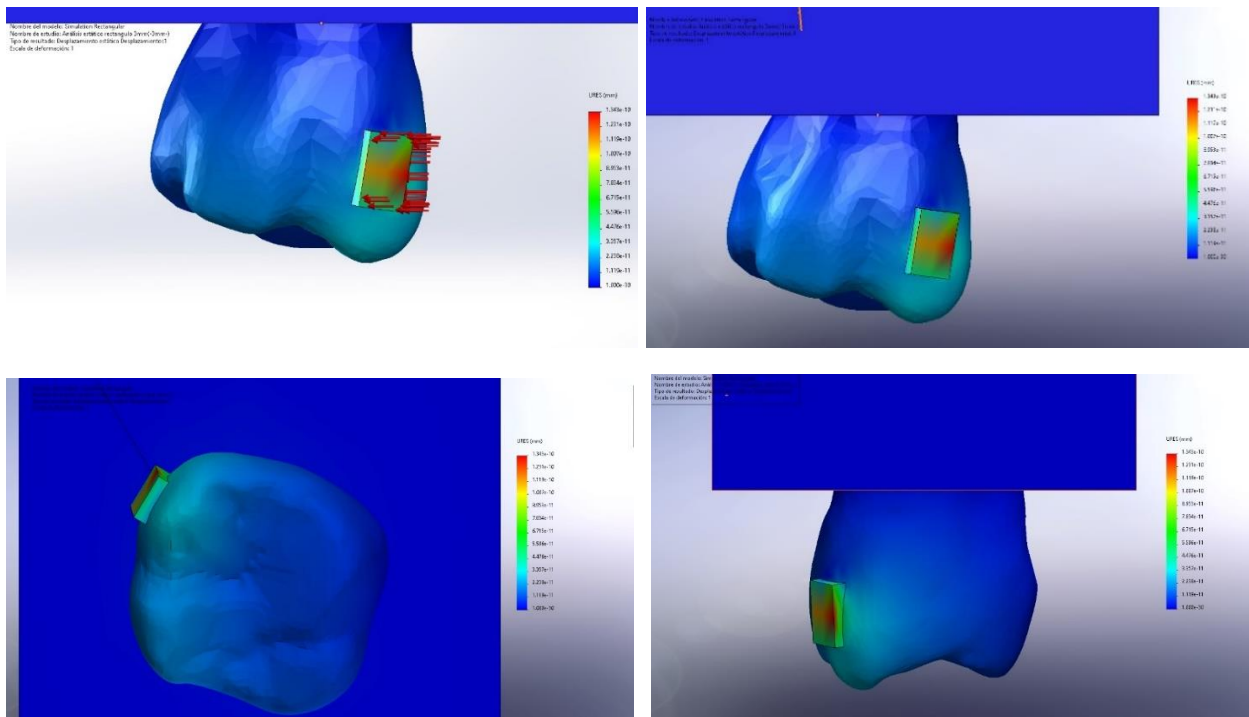


Figura 10. Desplazamiento aditamento rectangular. El máximo desplazamiento registrado durante la simulación fue de  $1.343\text{e-}10\text{mm}$  ( $0.000000001343$ ) en el nodo167, mientras que el mínimo fue  $0.000\text{e+}00\text{mm}$  de en el nodo 530.

### 9.2.2 Aditamento biselado.

El área de máxima desplazamiento registrado con el aditamento biselado durante la simulación fue de  $3.005\text{e-}10\text{mm}$  ( $0.000000003005\text{mm}$ ) en el nodo 174, mientras que el mínimo fue de  $0.00\text{ mm}$  en el nodo 630 (Figura 11).

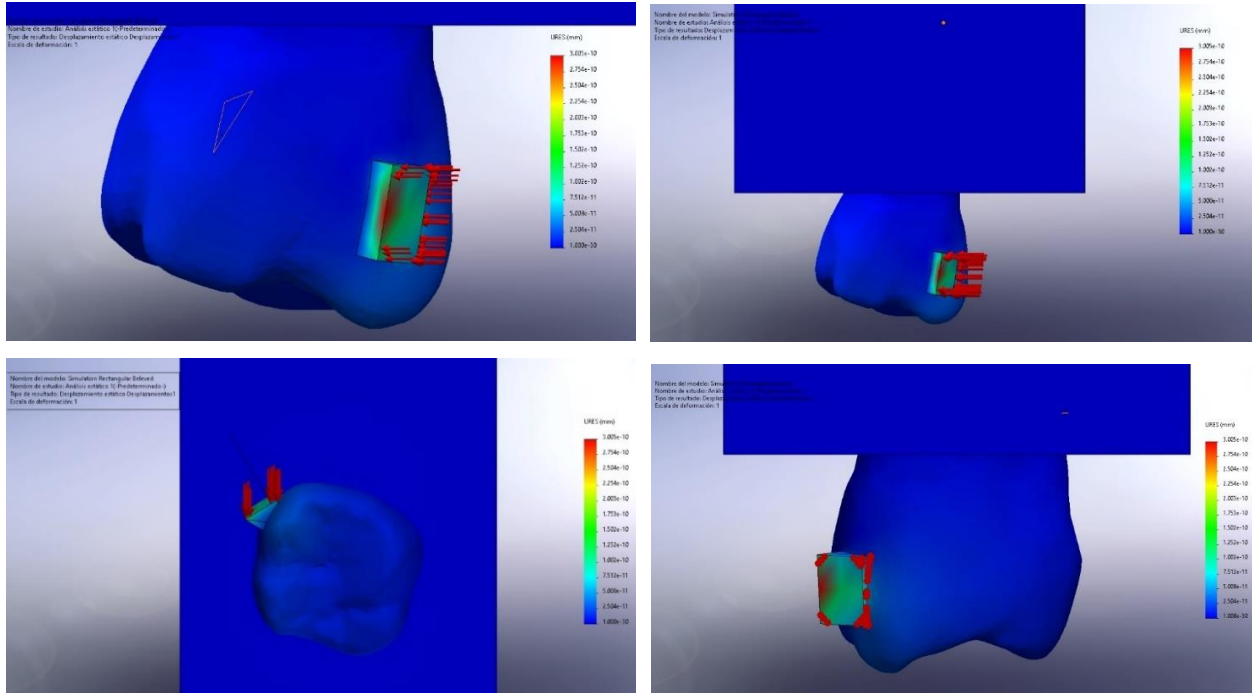


Figura 11. Desplazamiento aditamento biselado. El máximo desplazamiento registrado durante la simulación fue de  $3.005e-10\text{mm}$  ( $0.0000000003005\text{mm}$ ) en el nodo 174, mientras que el mínimo fue de  $0.00\text{ mm}$  en el nodo 630.

### 9.3 Deformación.

La deformación, se utilizó como criterio para estudiar el cambio de proporción en longitud con respecto a la longitud original. En el diagrama de bandas de colores que muestra las deformaciones, los valores están en unidad Estrn.

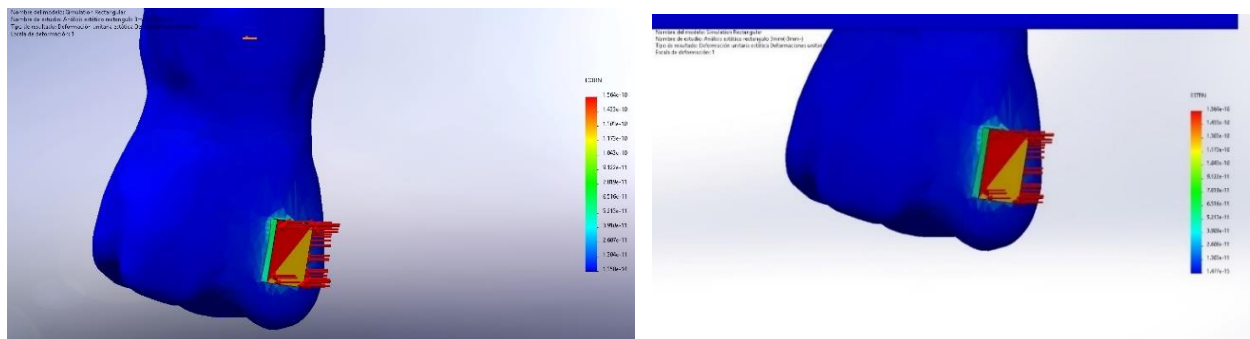
Las áreas de máxima deformación se comportaron de manera similar en los dos análisis; en ambas la deformación se dio en la cara bucal distal del aditamento como de la primera molar superior derecha, aunque numéricamente fue mayor la deformación del aditamento rectangular (Figura 12).



Figura 12. Comparación de los resultados máximos de deformación con aditamento biselado y con aditamento rectangular durante la simulación con FEA (Solid Works).

### 9.3.1 Aditamento rectangular.

El área de máxima deformación registrada con el aditamento rectangular durante la simulación fue de  $1.564 \times 10^{-10}$  ( $0.0000000001564$  Estrn) en el nodo 162, mientras que el mínimo fue de  $1.477 \times 10^{-15}$  ( $0.000000000000001477$  Estrn) en el nodo 8790 (Figura 13).



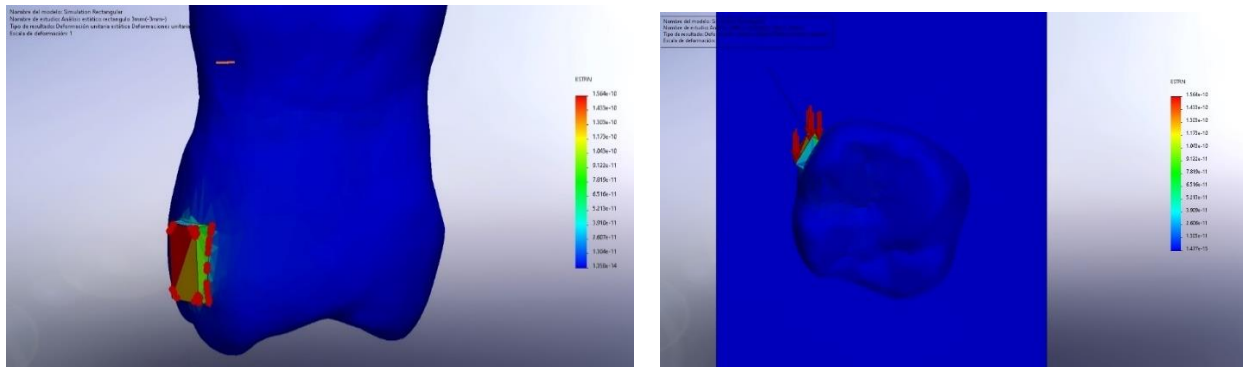
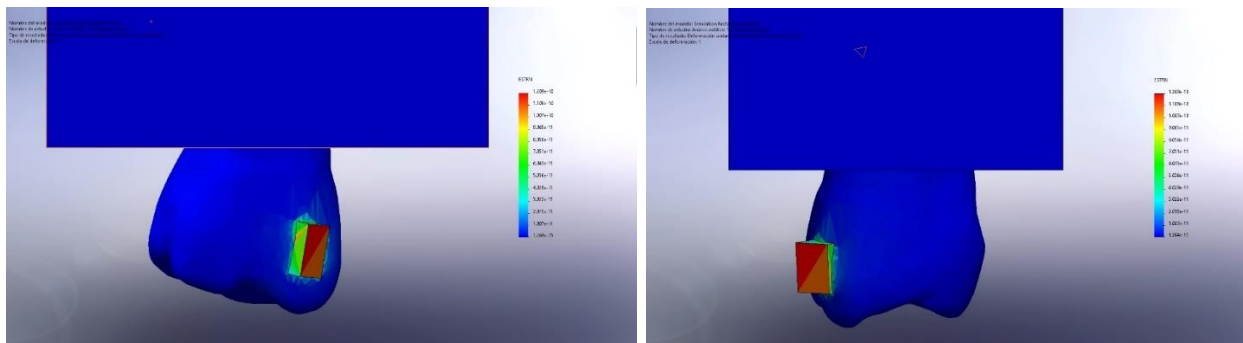
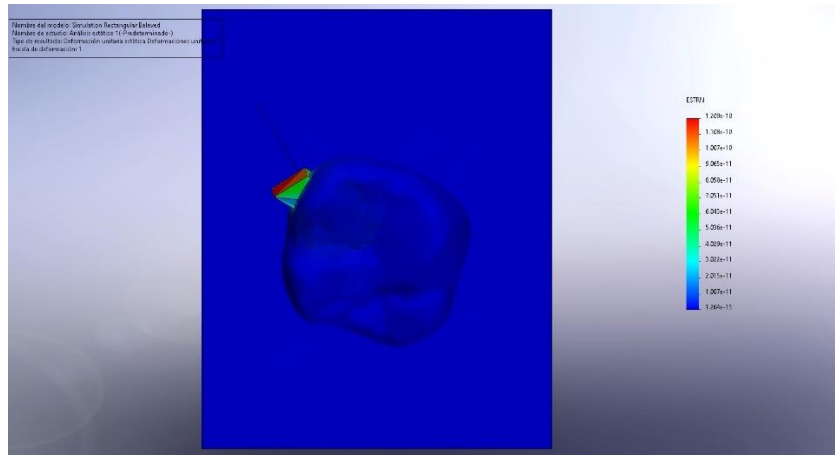


Figura 13. Deformación aditamento rectangular. La máxima deformación registrada durante la simulación fue de  $1.564 \times 10^{-10}$  ( $0.0000000001564$  Estrn) en el nodo 162, mientras que el mínimo fue de  $1.477 \times 10^{-15}$  ( $0.000000000000001477$  Estrn) en el nodo 8790.

### 9.3.2 Aditamento biselado.

El área de máxima deformación registrada con el aditamento biselado durante la simulación fue de  $1.209 \times 10^{-10}$  ( $0.0000000001209$  Estrn) en el elemento 189, mientras que el mínimo fue de  $1.264 \times 10^{-15}$  ( $0.000000000000001264$  Estrn) en el elemento 8865 (Figura 14).





*Figura 14. Deformación aditamento biselado. La máxima deformación registrada durante la simulación fue de  $1.209 \times 10^{-10}$  (0.000000001209 Estrn) en el elemento 189, mientras que el mínimo fue de  $1.264 \times 10^{-15}$  (0.000000000000001264 Estrn) en el elemento 8865.*

## 10. DISCUSION.

Hoy en día, a pesar de la creciente popularidad del tratamiento ortodóncico con alineadores transparentes, se observa una discrepancia entre los resultados reales y aquellos planificados con la ayuda de la configuración virtual (37,38). Esto se debe a la falta de comprensión detrás del proceso de transmisión de fuerza que tienen los alineadores sobre los dientes (39-41). Por lo tanto, los aditamentos se han convertido en los auxiliares necesarios para obtener dichos movimientos, ya que por sí solos los alineadores no son capaces de generar sistemas de fuerza complejos (34,36,42).

Los estudios realizados con FEA son la mejor manera de representar y analizar las situaciones clínicas y las fuerzas ejercidas en el tratamiento con alineadores transparentes; es decir comprender la biomecánica detrás de los movimientos dentales (1,6,24,43). Por medio de dichos estudios, se ha demostrado que el uso de aditamentos se traduce a movimientos dentales deseables (32,35,44). De igual manera, se ha investigado el efecto que tiene variar la forma y posición de estos (39,45-48). Así, se corrobora la conclusión a la que llegaron Dasy *et al.*, quienes observaron que los aditamentos mejoran significativamente la retención del alineador y el movimiento dental (49).

En el año 2016 Gariño *et al.* y Ravera *et al.* demostraron que la eficiencia de la distalización de los molares superiores depende estrictamente del uso de aditamentos, así como el uso de elásticos Clase II (27,39,50).

Dentro de este estudio no se tomaron en cuenta el uso de elásticos Clase II, ya que el objetivo era observar el comportamiento biomecánico del primer molar superior durante la distalización con alineadores transparentes y sus diferentes configuraciones de aditamentos: rectangular vertical y biselado vertical.

Los aditamentos rectangulares verticales y los aditamentos biselados verticales son usados de manera habitual en la práctica clínica para apoyar movimientos dentales complejos; sin embargo, no hay suficiente evidencia científica para respaldar su efectividad o si uno es preferible a otro durante la distalización de los molares maxilares (28).

Según nuestros resultados, se puede afirmar que el tamaño y configuración de los aditamentos influyen en el desplazamiento dentario.

## 10.1 Tensión de Von Mises.

En la investigación realizada por Rossini *et al.*, en el 2020 en la cual el movimiento simulado fue una distalización de 0.2mm del segundo molar superior, se habla de los resultados obtenidos en sus 3 grupos de estudios con aditamentos rectangulares verticales. A la conclusión que llegaron en términos de tensión fue que al agregar esta configuración de aditamentos de canino a primer molar maxilar se logra una distribución de tensiones más adecuada para lograr el movimiento de distalización. Un dato importante de este FEA es que la simulación involucró toda la arcada maxilar, además de únicamente analizar un tipo de aditamento (36), por tanto, puede ser que los datos obtenidos sean diferentes a los hallados al estudiar un solo diente y distintos aditamentos.

En contraste con el estudio anterior, Ayidaga C. *et al.*, analizaron los efectos de diferentes configuraciones de aditamentos durante la distalización del primer molar superior. Dicho FEA concluyó que el aditamento rectangular horizontal era el más efectivo al analizar la distribución de tensión y desplazamiento, ya que se asemejaba más al movimiento corporal, mientras que el aditamento rectangular vertical resulta en una distribución de fuerzas menos uniforme y la tensión más alta observada fue de 6.3 MPa (64242 g/cm<sup>2</sup>) específicamente en la parte cérvico-mesial de la raíz distal; lo cual habla de un movimiento corporal menos controlado que pudiera resultar en inclinación mesiodistal (40).

En esta investigación, los resultados numéricos de tensión reportan 3.26 N/m<sup>2</sup> (0.033242748543 g/cm<sup>2</sup>) con el aditamento biselado vertical, convirtiéndolo en el aditamento más compatible para lograr el movimiento de distalización. Dicho hallazgo es relevante ya que en ortodoncia la tensión es aquella responsable de iniciar la cascada de reacciones que provocan el movimiento dental; es importante mencionar que se busca que dicha tensión sea compatible a nivel biológico con el diente y sus tejidos circundantes; es decir, la tensión debe ser suficiente para generar movimiento dental y también no excederse ya que puede causar efectos indeseados en los tejidos involucrados (8,9). Aún no existen estudios que hayan registrado datos de tensión, desplazamiento y deformación con el aditamento biselado vertical, por tanto, no hay referente en la literatura que sirva como parámetro para comparar los resultados

obtenidos en la presente investigación; sin embargo, se puede inferir que el aditamento biselado vertical es mejor para el movimiento dental al hablar de tensión.

En cuanto a las áreas de máxima tensión, se distribuyeron de manera diferente en los dos análisis, con ambos aditamentos se encontró en la superficie de contacto entre el primer molar con el aditamento, específicamente para el rectangular en la parte cervical de la cara distal del aditamento en el nodo 116; mientras que para el biselado fue la parte cervical y media del aditamento en el nodo 153; con los datos anteriormente mencionados se sospecha que la distribución fuerzas ocurre de manera más integral con el aditamento biselado vertical, ya que el área de máxima tensión está más cerca del centro de resistencia, lo cual indica un movimiento de distalización más controlado, como se reporta en la literatura (25).

Debido a lo antes mencionado y basándonos en nuestros resultados, se puede afirmar que la configuración de los aditamentos influye en la manera en la que se distribuyen las tensiones dentro de la simulación, lo cual se traduce de un menor a un mayor desplazamiento dentario y en el tipo de movimiento que se da (25).

## **10.2 Desplazamiento.**

Cuando hablamos de desplazamiento, en el estudio realizado por Rossini *et al.*, se reportó que el grupo con mayor cantidad de movimiento dental en dirección distal fue el que hizo uso de aditamentos de canino a primer molar maxilar con 0.036mm, mientras que en los dos grupos restantes se observó un desplazamiento de 0.02mm (36). Con los datos de este FEA pudieron deducir que para lograr un mayor desplazamiento en el maxilar es mejor el uso de aditamentos rectangulares de canino al primer molar. Cabe mencionar que solo se estudió una sola configuración de aditamento; es decir no sabe si un aditamento biselado tendría mejores resultados de desplazamiento en una simulación de toda la arcada.

Por otra parte, en el estudio de Ayidga C, *et al.*, el máximo desplazamiento se observó a nivel de la corona, durante la simulación se magnificó 10 veces el movimiento dental con respecto al desplazamiento real para que se pudieran apreciar los resultados, los cuales mostraron que el desplazamiento máximo del primer molar maxilar y se obtuvo con el aditamento rectangular horizontal, que mostró 0.13 mm de traslación a nivel coronal, 0.1

mm a nivel de bifurcación de raíces, y entre 0.07 y 0.08 mm en los ápices de las raíces. En el desplazamiento obtenido con el aditamento rectangular vertical se observó 0.13 mm de traslación a nivel coronal, 0.09 mm a nivel de bifurcación de raíces y 0.05 mm en los ápices de las raíces (40). Lo cual significa que, si bien con ambos aditamentos hay un movimiento de distalización, se da de manera más pura con el aditamento rectangular horizontal, ya que con el rectangular vertical se produce un efecto indeseado de tipping. Durante el análisis de desplazamiento en el presente trabajo se puede reportar que el desplazamiento máximo fue mayor con el aditamento biselado con  $3.005 \times 10^{-10}$  mm (0.0000000003005 mm) en el nodo 174. Las áreas de máximo desplazamiento se comportaron de maneras distintas en los dos análisis: para el aditamento rectangular se dio en la parte mesial tanto del aditamento como de la primera molar superior derecha, mientras que para el aditamento biselado fue en la cara distal del aditamento y de la molar, lo cual nos hace sospechar que se puede lograr un movimiento de distalización más puro con el uso de aditamentos biselados.

Por lo que se puede concluir que los aditamentos funcionan como unidades de activación cuando se quiere lograr una distalización de molares, además, se vio que la forma de los aditamentos usados afecta a la cantidad de desplazamiento que se da en el diente.

### **10.3 Deformación.**

En el estudio de Rossini *et al.*, la deformación que sufrió el alineador y los aditamentos tuvieron una dirección mesio-vestibular, con cantidades ligeramente mayores entre sí, que van desde 0.2 mm con el uso de aditamentos de canino a molar y 0.19 mm con el uso de aditamentos de canino a segundo molar (36), lo cual indica que parece ser que no existe diferencia significativa entre los grupos en cuanto a deformación. Mientras que en el estudio realizado por Ayidaga C. *et al.*, no se reportaron datos acerca de la deformación.

Por otro lado, durante nuestra investigación, las áreas de máxima deformación se comportaron de manera similar en los dos análisis; en ambas la deformación se dio en la cara bucal distal del aditamento como del primer molar superior derecho, aunque numéricamente fue mayor la deformación del aditamento rectangular.

## **11. CONCLUSIONES.**

El análisis FEA llevado a cabo en la presente investigación se realizó para estudiar el comportamiento biomecánico del primer molar superior durante la distalización con alineadores transparentes y sus diferentes configuraciones de aditamentos rectangulares y biselados verticales.

Basándonos en los resultados de este estudio se puede concluir que:

- a) Los aditamentos son obligatorios para controlar el movimiento de distalización de un primer molar maxilar.
- b) La forma de los aditamentos usados afecta a la cantidad de desplazamiento que se da en el diente y en donde se lleva a cabo dicho desplazamiento.
- c) La forma de los aditamentos influye en la manera en la que se distribuyen las tensiones dentro de la simulación, lo cual se traduce a un menor a mayor desplazamiento dentario y en el tipo de movimiento que se da.
- d) Los aditamentos biselados verticales provocan patrones de tensión y desplazamiento que se asemejan más a la distalización molar en comparación con los aditamentos rectangulares verticales.

### **11.1 Recomendaciones.**

La simulación actual se limita a la tensión, desplazamiento y deformación en el plano sagital, además, se asume que el molar tiene una angulación e inclinación dentro de lo normales. En futuras simulaciones se deben considerar los otros planos y distintas situaciones clínicas con el mismo movimiento de distalización molar.

Asimismo, la presente investigación está limitada a un solo diente, lo cual es muy probable que cause diferencias en las condiciones y configuración de la simulación; por lo tanto, habría que plantear un análisis con el arco dental completo para poder comprender a fondo la biomecánica del alineador como un todo. A su vez poder corroborar los resultados de FEA con estudios experimentales y clínicos.

El método de simulación FE está limitado por su naturaleza teórica; los dientes reales poseen un patrón de reabsorción-aposición, el cual es difícil de simular en un modelo CAD.

## 12. BIBLIOGRAFÍA.

- 1.- Farah JW, Craig RG, Sikarskie, DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech*, 1973; 6 (5): 511–520.
- 2.- Singh JR, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P. Revolution in orthodontics: Finite element analysis. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2016; 6(2):110–4.
- 3.- Adams V, Askenazi A. Building better products with fine element analysis. 1ra ed. Estados Unidos: OnWord Press; 1999. P. 31-34.
- 4.- Choi AH, Conway RC, Ben-Nissan B. Finite-element modeling and analysis in nanomedicine and dentistry. *Nanomedicine*. 2014; 9(11): 1681–1695.
- 5.- Castaño MC, Zapata U, Pedroza A, Jaramillo JD, Roldán, S. Creation of a three-dimensional model of the mandible and the TMJ in vivo by means of the finite element method. *Int J Comput Dent*. 2002; 5 (2-3): 87-99.
- 6.- Geramy A, Sodagar A, Hassanpour M. Three-dimensional analysis using finite element method of anterior teeth inclination and center of resistance location. *Chin J Dent Res*. 2014; 17(1): 37-42.
- 7.- Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review. *J Prosthodont Res*, 2014; 58(2): 92–101.
- 8.- Radostina V. Introduction to static analysis using SolidWorks Simulation. 1ra ed. Florida, Estados Unidos: CRC Press; 2015.
- 9.- Shaw AM, Sameshima GT, Vu HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: A finite element model. *Orthod Craniofacial Res*. 2004; 7(2): 98–107.
- 10.- Maas SA, Ellis BJ, Ateshian GA, Weiss JA. FEBio: Finite elements for biomechanics. *J Biomech Eng*. 2012; 134 (1): 011005.
- 11.- Shanley FR. Mecánica de los materiales. 1ra ed. Colombia: McGrawHill; 1971. p. 11-18.
- 12.- Vikram N, Kumar KS, Nagachandran KS HY. Apical stress distribution on maxillary central incisor during various orthodontic tooth movements by varying cemental and two different periodontal ligament thicknesses: A FEM study. *Indian J Dent Res*. 2012; 23(2): 213–20.
- 13.- Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W, Li, Q. Mechanical

responses to orthodontic loading: A 3-dimensional finite element multi-tooth model. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009; 135 (2):174–81.

14.- Thiagarajana G, Vizcarra B, Bodapudi V, Reed R, Seyedmahmoud R, Wang Y, Gorski JP, Walker MP. Stress analysis of irradiated human tooth enamel using finite element methods. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2017;176 (12):1533–1542.

15.- Hashemi J, Smith W. *Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales.* 4ta ed. México: McGraw- Hill; 2006.

16.- Minch L, Sarul M, Nowak R, Kawala B, Antoszezowska-Smith J. Orthodontic intrusion of periodontally compromised maxillary incisors: 3-dimensional finite element method analysis. *Adv Clin Exp Med.* 2017;26 (5): 829– 833.

17.- Heravi F, Salari S, Tanbakuchi B, Loh S, Amiri M. Effects of crown-root angle on stress distribution in the maxillary central incisors' PDL during application of intrusive and retraction forces: A three-dimensional finite element analysis. *Prog Orthod.* 2013; 14(1): 1–7.

18.- Ikeda H, Rossouw PE, Campbell PM, Kontogiorgos E, Kontogirogos E, Buschang PH. Three-dimensional analysis of peri-bone-implant contact of rough-surface miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 139 (2):153–163.

19.- Pal, S. *Mechanical Properties of Biological Materials.* In *Design of Artificial Human Joints & Organs.* 1ra ed. Boston,US: Springer, 2003.

20.- Milčić, D, Keros J, Bosnjak A. Analysis of bone tissue mechanical properties. *Collegium antropologicum,* 2003; 27 (2): 9–15.

21.- Cano J, Campo J, Palacios B, Bascones A. *Mecanobiología de los huesos maxilares.* I. Conceptos generales. *Av Odontoestomatol,* 2007, 23(6): 347-358.

22.- Major M. Ash SJN. *Wheeler Anatomía, fisiología y oclusión dental.* 8a.ed. Madrid.España: Elsevier; 2004.

23.- Yongqing C, Xiaoxiang Y, Bingwei H, Jun Y. Finite element method analysis of the periodontal ligament in mandibular canine movement with transparent tooth correction treatment. *BMC Oral Health.* 2015; 15:106

24.- Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res.* 2005; 84 (5): 428–433.

25.- Proffit W. *Ortodoncia Teoría y Práctica.* Bases biológicas del tratamiento

ortodóncico. 5ta ed. Madrid, España: Mosby; 1994; p. 266-288.

26.- Varela M. Ortodoncia Interdisciplinaria. 1ra ed. Colombia: Océano/engo; 2005.

27.- Ravera S, Castroflorio T, Garino F, Daher S, Cugliari G, Deregibus A. . Maxillary molar distalization with aligners in adult patients: a multicenter retrospective study. Prog Orthod. 2016;17(1):12.

28.- SmartForce features and Attachments [Internet] Inglaterra: Align Technoloby BV. 2015. [citado el 4 de Maro de 2022] Disponibel en: [www.invisalign.co.uk](http://www.invisalign.co.uk)

29.- Morton J, Derakhshan M, Kaza S. Design of the Invisalign system performance. Semin Orthod. 2017; 23(1):3-11.

30.- Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung BA, Bourauel. Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners: Incisor torque, premolar derotation, and molar distalization. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2014; 145(6): 728-736.

31.- Wheeler TT. Orthodontic. Clear aligner treatment. Semin Orthod. 2017; 23 (1):83-89.

32.- Cortona A, Rossini G, Parrini S, Deregibus A, Castroflorio T. Clear aligner orthodontic therapy of rotated mandibular round-shaped teeth: A finite element study. Angle Orthod. 2020; 90 (2): 247-254.

33.- Yokoi Y, Arai A, Kawamura J, Uozumi T, Usui Y, Okafuji N. Effects of Attachment of Plastic Aligner in Closing of Diastema of Maxillary Dentition by Finite Element Method. J Healthc Eng. 2019.

34.- Savignano R, Valentino R, Razionale A, Michelotti A, Barone S, D'Anto V. Biomechanical Effects of Different Auxiliary-Aligner Designs for the Extrusion of an Upper Central Incisor: A Finite Element Analysis. J Healthc Eng. 2019.

35.- Gomez JP, Peña FM, Martínez V, Giraldo DC, Cardona CI. Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: A three-dimensional finite element analysis. Angle Orthod. 2015; 85 (3):454- 460.

36.- Rossini G, Schiaffino M, Parrini S, Sedran A, Deregibus A, Castroflorio T. Upper Second Molar Distalization with Clear Aligners: A Finite Element Study. Appl. Sci. 2020; 10 (21): 7739.

37.- Kravitz ND, Kusnoto B, BeGole E, Obrez A, Agran B. How well does invisalign work? a prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. ADOJO. 2009; 135 (1): 27–35.

- 38.- Haouili N, Kravitz ND, Vaid NR, Ferguson DJ, Makki L. Has invisalign improved? a prospective follow-up study on the efficacy of tooth movement with Invisalign. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2020; 158 (3), 420–425.
39. Jiang, T.; Wu, R.Y.; Wang, J.K.; Wang, H.H.; Tang, G.H. Clear aligners for maxillary anterior en masse retraction: A 3D finite element study. *Sci. Rep.* 2020; 10 (1), 10156.
- 40.- Ayidaga C, Kamiloglu B. Effects of Variable Composite Attachment Shapes in Controlling Upper Molar Distalization with Aligners: A Nonlinear Finite Element Study. *J Healthc Eng.* 2021 (1): 1-8.
- 41.-Fujita Y, Kimura H, Yanagisawa W, Inou N, Maki K. Experimental verification of finite element analysis for thermoplastic orthodontic aligner. *J Med Sci.* 2014; 26 (2): 139–147.
- 42.- Garino F, Castroflorio T, Daher S, Ravera S, Rossini G, Cugliari G, Deregibus A. Effectiveness of composite attachments in controlling upper-molar movement with aligners. *JCO.* 2016; 50 (6): 341–347.
- 43.- Rossini, G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: A systematic review. *Angle Orthod.* 2015; 85 (5), 881–889.
- 44.- Barone S, Paoli A, Razionale AV, Savignano R. Computational design and engineering of polymeric orthodontic aligners. *Int. J. Numer. Method. Biomed. Eng.* 2017; 33(8), 2839.
- 45.- Goto M, Yanagisawa W, Kimura H, Inou N, Maki K. A method for evaluation of the effects of attachments in aligner-type orthodontic appliance: Three-dimensional finite element analysis. *Orthod. Waves.* 2017; 76(4): 207–214.
- 46.- Kim WH, Hong K, Lim D, Lee JH, Jung YJ, Kim B. Optimal Position of Attachment for Removable Thermoplastic Aligner on the Lower Canine Using Finite Element Analysis. *Materials.* 2020; 13 (15), 3369.
- 47.- Comba B, Parrini S, Rossini G, Castroflorio T, Deregibus A. A Three-Dimensional Finite Element Analysis of Upper-Canine Distalization with Clear Aligners, Composite Attachments, and Class II Elastics. *J. Clin. Orthod.* 2017; 51(1), 24–28.
- 48.- Hahn W, Zapf A, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Gruber R, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R. Torquing an upper central incisor with aligners—Acting forces and biomechanical principles. *Eur. J. Orthod.* 2010; 32 (6), 607–613.

49.- Dasy H, Dasy A, Asatrian G, Rózsa N, Lee HF, Kwak JH. Effects of variable attachment shapes and aligner material on aligner retention, *Angle Orthod.* 2015; 85 (6), 934-940.

50.- Konda P, Sa T. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *J. Pharm. Biomed. Anal.* 2012; 16 (11), 1–4.