



EFFECTOS SOBRE EL LIGAMENTO PERIODONTAL DURANTE LA EXPANSIÓN  
MAXILAR, MEDIANTE EL USO DE ALINEADORES TERMOFORMADOS CON Y  
SIN LA UTILIZACIÓN DE ADITAMENTOS EN RESINA EVALUADO EN UN  
MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

LAURA MARCELA GUZMÁN MARTINEZ  
MARIA CAMILA ARISTIZABAL MULETT

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES  
FACULTAD DE SALUD  
POSTGRADO EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA DENTOFACIAL  
MANIZALES  
2020

EFFECTOS SOBRE EL LIGAMENTO PERIODONTAL DURANTE LA EXPANSIÓN  
MAXILAR, MEDIANTE EL USO DE ALINEADORES TERMOFORMADOS CON Y  
SIN LA UTILIZACIÓN DE ADITAMENTOS EN RESINA EVALUADO EN UN  
MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

Autores

LAURA MARCELA GUZMÁN MARTÍNEZ  
MARIA CAMILA ARISTIZABAL MULETT

Proyecto de grado para optar al título de Especialista en Ortodoncia y Ortopedia dentofacial

TUTORES:

JUAN PABLO GÓMEZ ARANGO  
FABIO MARCELO PEÑA BUSTOS

CO-AUTOR:

JUAN SEBASTIAN ARISTIZABAL MULETT

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

FACULTAD DE SALUD

POSGRADO EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA DENTOFACIAL

MANIZALES

2020

## RESUMEN

**Objetivo:** Determinar por medio de la simulación en un modelo de elementos finitos la respuesta biomecánica sobre el ligamento periodontal ante la aplicación de una fuerza ortodóntica expansiva generada con alineadores termoformados, sin aditamentos biomecánicos complementarios y con aditamentos biomecánicos complementarios, ubicados en diferentes posiciones.

**Metodología:** Para llevar a cabo esta investigación se identificó mediante una búsqueda bibliográfica las propiedades físicas y mecánicas de los elementos a ser usados y se realizó un modelado CAD de los diferentes dientes involucrados. Posterior a esto se realizó un modelado de elementos finitos y se contrastaron estos resultados con un estudio clínico y referencias bibliográficas y se obtuvieron los resultados. A partir de los resultados se interpretaron las implicaciones clínicas de estos.

**Resultados:** Se identificó el efecto del uso de los aditamentos biomecánicos complementarios en las deformaciones del ligamento periodontal y como estos afectan en mayor o menor medida el movimiento dental y los cambios generados en el ligamento periodontal.

**Conclusiones:** El modelo de elementos finitos evidenció que el uso de aditamentos biomecánicos complementarios reducía la inclinación de los dientes cuando se hacían los movimientos de expansión maxilar y al momento de realizar estos movimientos no se excedía el límite del ligamento periodontal.

**Palabras Claves:** Alineador plástico termoformado, aditamento en resina, ligamento periodontal (LPD), análisis de elementos finitos, expansión maxilar, ortodoncia.

## ABSTRACT

**Objective:** Determine by means of the simulation in a finite element model the biomechanical response on the periodontal ligament before the application of an expansive orthodontic force generated with thermoformed aligners without complementary biomechanical attachments and with complementary biomechanical attachments located in different positions.

**Methodology:** In order to carry out this investigation, the physical and mechanical properties of the elements to be used were identified through a bibliographic search. CAD modeling of the different teeth involved was performed; After this, an FEM modeling was performed and these results were contrasted with a clinical study and bibliographic references, and the results were obtained. The physiological conditions of these were interpreted from the results.

**Results:** The effect of the use of complementary biomechanical attachments in the periodontal ligament was identified, and how these affects to a greater or lesser extent the dental movement and the changes generated in the periodontal ligament.

**Conclusion:** The finite element model showed that the use of complementary biomechanical attachments reduced the inclination of the teeth when the maxillary expansion movements were made.

**Keywords:** Thermoformed plastic aligner, resin attachment, periodontal ligament (LPD), finite element analysis, maxillary expansion, orthodontics.

## CONTENIDO

1	PRESENTACIÓN .....	10
2	ANTECEDENTES .....	12
3	ÁREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN .....	16
4	JUSTIFICACIÓN .....	18
5	REFERENTE TEÓRICO .....	20
6	OBJETIVOS .....	43
6.1	OBJETIVO GENERAL	43
6.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	43
7	MATERIALES Y MÉTODOS .....	44
7.1	DEFINIR LAS PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS DEL LIGAMENTO PERIODONTAL, DIENTES, ALINEADORES TERMO-FORMADOS Y ADITAMENTOS BIOMECÁNICOS COMPLEMENTARIOS (ABC), MEDIANTE CONSULTA BIBLIOGRÁFICA Y A EXPERTOS	44
7.1.1	Ligamento Periodontal (LPD)	44
7.1.2	Dientes	46
7.1.3	Alineadores Termo-formados	48
7.1.4	Movimiento de Expansión	49
7.2	MODELADO CAD DE LAS PIEZAS DENTALES A SER USADAS CON SU RESPECTIVO ALINEADOR TERMO-FORMADO, SU ABC Y LIGAMENTO PERIODONTAL	49
7.2.1	Dientes	50
7.2.2	Ligamento Periodontal (LPD)	51
7.2.3	Aditamentos Biomecánicos Complementarios (ABC)	51
7.3	ALINEADORES TERMO-FORMADOS	52
7.4	ELABORACIÓN DEL MODELO DE ELEMENTOS FINITOS Y POSTERIOR VALIDACIÓN	53
7.4.1	Condición e Borde	53
7.4.2	Condiciones de Carga	56
7.4.3	Validación del Modelo	57

7.5	DESCRIPCIÓN DEL DISEÑO DE EXPERIMENTOS	57
7.5.1	Fuerza Óptima Ortodóntica	60
7.5.2	Movimiento en un Diente	61
7.5.3	Convergencia de la Malla	61
7.6	DETERMINAR LAS FUERZAS Y MOMENTOS DEL LIGAMENTO PERIODONTAL DURANTE LA EXPANSIÓN EN EL ARCO MAXILAR, POR MEDIO DE LOS ALINEADORES TERMO-FORMADOS CON Y SIN LOS ABC LOS CUALES ESTARÁN UBICADOS POR VESTIBULAR Y POR PALATINO, UTILIZANDO ELEMENTOS FINITOS	63
7.7	COMPARAR LOS PATRONES OBTENIDOS EN LOS DIENTES DEL CANINO AL MOLAR EN EL ARCO MAXILAR Y EL LIGAMENTO PERIODONTAL CON Y SIN ABC.	64
8	RESULTADOS .....	65
8.1	OBTENER LAS FUERZAS Y MOMENTOS NECESARIAS PARA LOGRAR LOS MOVIMIENTOS EXPANSIVOS EN EL MODELO DE ELEMENTOS FINITOS CON ALINEADORES TERMOFORMADOS SIN ADITAMENTOS RESINA	65
8.1.1	Sin ABC	65
8.2	OBTENER LAS FUERZAS Y MOMENTOS NECESARIAS PARA LOGRAR LOS MOVIMIENTOS EXPANSIVOS EN EL MODELO DE ELEMENTOS FINITOS CON ALINEADORES TERMOFORMADOS CON ADITAMENTOS RESINA POR VESTIBULAR	66
8.2.1	Con ABC Vestibular	66
8.3	OBTENER LAS FUERZAS Y MOMENTOS NECESARIAS PARA LOGRAR LOS MOVIMIENTOS EXPANSIVOS EN EL MODELO DE ELEMENTOS FINITOS CON ALINEADORES TERMOFORMADOS CON ADITAMENTOS RESINA POR PALATINO	67
8.3.1	Con ABC Palatino	67
8.4	COMPARAR LOS RESULTADOS EN LOS TRES MODELOS PARA EVALUAR EL COMPORTAMIENTO DE LIGAMENTO PERIODONTAL.	67
8.5	ESTABLECER LA DEFORMACIÓN DEL ALINEADOR PLÁSTICO DURANTE LA EXPANSIÓN DEL MAXILAR	71
8.5.1	Sin ABC	71
8.5.2	ABC por Vestibular	72

8.5.3	ABC por Palatino	72
9	DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	73
10	CONCLUSIONES.....	77
11	RECOMENDACIONES .....	78
12	REFERENCIAS .....	79

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Resultados del estudio realizado por J. Hule. ....	40
Figura 2 Parámetros Ansys ® Esfuerzo vs Deformación LPD (a), parámetros Ansys (b), utilizados en las simulaciones. Fuente: (24, 139). ....	46
Figura 3 Movimiento de expansión donde el $\Delta u$ es el movimiento que se generó en las simulaciones. ....	49
Figura 4 Sólido del canino superior derecho, (a) Vista oclusal, (b) Vista vestibular, (c) Vista Proximal (mesial), (d) Vista palatina. ....	50
Figura 5: Ligamento periodontal canino 3, (a) isométrico del LDP, (b) espesor de 0.3 mm del LDP. ....	51
Figura 6: (a) Placa termo-formada sin ABC, (b) Placa termo-formada con ABC vestibular, (c) Placa termo-formada con ABC palatino. ....	53
Figura 7: CAD ser usado: (a) Ejes coordenados propios en cada diente, (b) condiciones de desplazamiento generadas en las superficies exteriores del LDP. ....	54
Figura 8: Condición de contacto entre diente y LDP (a) Superficies interiores del LDP, (b) Superficies del diente. ....	55
Figura 9: Condición de contacto entre diente y placa (a) Superficies exteriores del diente, (b) Superficies de la placa las cuales están en contacto con el diente. ....	55
Figura 10: Condición de carga (a) Rampa de carga, (b) Condiciones del solucionador, se utilizó el método de Newton-Raphson completo para las no linealidades. ....	56
Figura 11: Resultados del estudio realizado por J. Hule. ....	59
Figura 12 Convergencia de malla sin ABC, número de elementos contra deformación total. ....	62
Figura 13 Convergencia de malla con ABCP número de elementos contra deformación total. ....	62

Figura 14 Convergencia de malla con ABCV número de elementos contra deformación total. ....	63
Figura 15 Deformación placa termo-formada sin ABC. ....	71
Figura 16 Deformación placa termo-formada con ABC por vestibular. ....	72
Figura 17 Deformación placa termo-formada con ABC por palatino. ....	72

## 1 PRESENTACIÓN

La discrepancia maxilar es una condición de crecimiento de los maxilares caracterizada por el tamaño reducido del maxilar superior en correspondencia al crecimiento de la mandíbula. Cuando una persona se encuentra en crecimiento se puede presentar a nivel transversal un compromiso, el cual no permite la formación y el tamaño de un maxilar normal y a nivel funcional genera adaptaciones en detrimento de la estabilidad e integridad del sistema estomatognático, todo esto va a tener como consecuencia una relación que no va a ser óptima para los maxilares. La discrepancia maxilar puede hacer que se presenten las maloclusiones, esqueléticas, dentales o combinada.

La discrepancia maxilar, se puede expresar en mordidas cruzadas, unilaterales o bilaterales manifestándose como una relación bucolingual o labiolingual anormal de los dientes cuando estos se encuentran en oclusión o también como se dijo anteriormente se puede presentar por defectos esqueléticos. Dependiendo del origen de esta maloclusión, el tratamiento va a requerir de diferentes formas para abordarlo. El tratamiento con expansión maxilar es una de las opciones más utilizadas cuando hay una deficiencia transversal esquelética del maxilar, esta expansión se realiza para aumentar el ancho transversal del maxilar, esto se logra por medio de la sutura media palatina la cual se va abriendo a medida que se realiza la expansión. Esto se puede lograr de dos formas, haciendo expansión rápida o lenta del maxilar, teniendo así movimientos esqueléticos y dentales, la expansión ortodóntica u ortopédica, es entonces una forma intervenirlo de acuerdo con la edad del paciente.

En los últimos años ha aumentado cada vez más los requerimientos ortodónticos en pacientes adultos, buscando un tratamiento más estético y cómodo a la hora de usarlos en comparación con los aparatos fijos convencionales. Por esto desde 1999 Align Technology® creó un método muy práctico para realizar tratamientos ortodónticos, este consiste en fabricar dispositivos totalmente personalizados, que son transparentes, son removibles y estos están diseñados a su vez por tecnología CAD-CAM, con el fin de lograr movimientos dentales programados y personalizados para la corrección de las maloclusiones presentes en cada paciente. Estos sistemas cada vez han desarrollado

mejoras para realizar un movimiento óptimo de los dientes; se desarrollaron los Aditamentos Biomecánicos Complementarios, que son hechos con resina compuesta, de tal manera que al ser cementados en la superficie del diente favorecen la retención para mejorar la eficiencia del movimiento.

El movimiento dental se da al aplicar una carga en el diente, este va a tener una reacción en el ligamento periodontal y en el hueso alveolar circundante, que conlleva a un desplazamiento en el alvéolo del diente y una deformación (compresión o tensión) en el hueso, teniendo así unas zonas de reabsorción y aposición, como respuesta a la señalización del ligamento periodontal, en el cual hay unas zonas de tensión y otras de compresión en las fibras que rodean la raíz del diente. Estos sucesos generan como etapa inicial una respuesta inflamatoria aguda, los movimientos se van a dar aproximadamente a las 48 horas, en las cuales va a presentarse un trabajo de los osteoblastos y los osteoclastos.

La literatura científica, reporta los cambios presentados en la respuesta del tejido puede ser más lenta en un adulto que en un adolescente. Estos estudios que se han realizado han sido hechos In-Vivo o con pruebas de laboratorio, los cuales pueden presentar inconvenientes en el momento de la ejecución. Por esto en los últimos años esta tomando fuerza los estudios de simulación a través de Elementos Finitos en 3D, proceso en el cual, se crean, evalúan, validan y se interpretan los resultados en los contextos que se requiere. La ventaja de estos modelos es la aproximación mecánica que se tienen a los movimientos físicos reales del motivo de estudio. Por ejemplo, se puede determinar el lugar exacto en el cual se encuentra el centro de resistencia y el centro de rotación de un diente cuando se va a realizar un movimiento dental.

El propósito de este trabajo, es validar la forma de intervención con alineadores en procedimientos de expansión de acuerdo a la ubicación de los Aditamentos Biomecánicos Complementarios y la respuesta del ligamento periodontal, comprendiendo así el efecto biomecánico de los Aditamentos Biomecánicos Complementarios en el ligamento periodontal de los dientes que conforman una hemiarcada dental, cuando se realizan movimientos expansivos.

## 2 ANTECEDENTES

La discrepancia maxilar o maxilar estrecho, es una condición anormal del crecimiento craneofacial que compromete la dimensión transversal y que trae como consecuencia la inadecuada relación de los maxilares. Dependiendo de la etiología, su tratamiento exige el uso de diferentes dispositivos, utilizados para la corrección a través de la expansión maxilar ortodóncica u ortopédica (1). La discrepancia maxilar transversal, presentada con mordida cruzada posterior y / o apiñamiento, es una maloclusión común entre adolescentes y adultos (2). Las mordidas cruzadas posteriores con cambios funcionales deben tratarse una vez que se observen (3). Los cambios desfavorables cuando no son tratadas incluyen problemas en la articulación temporomandibular, asimetrías esqueléticas y dentales, (4) cuyos síntomas podrían incluir dolor, chasquido o bloqueo de la ATM (5-7). La expansión maxilar es una de las opciones de tratamiento para la corrección de la constricción esquelética del maxilar superior, con la intención de aumentar los anchos transversales del maxilar abriendo la sutura palatina media (8-9). Según la cantidad de velocidad y fuerza de expansión, las técnicas de expansión maxilar se pueden dividir en expansión rápida maxilar y expansión lenta maxilar. En comparación con expansión rápida maxilar, la expansión lenta maxilar se caracteriza por fuerzas más bajas con duraciones de tratamiento más largas, lo que lo convierte en un enfoque más fisiológico (9). En el 2014 Zhou y colaboradores realizaron un metanálisis con el objetivo de evaluar y comparar la efectividad de la expansión maxilar rápida y la expansión maxilar lenta. se incluyeron catorce estudios elegibles y se estudiaron dos intervenciones (expansión rápida maxilar y expansión lenta maxilar). Se agruparon estadísticamente cuatro resultados (ancho intermolar maxilar, ancho intercanino maxilar, ancho interpremolar maxilar y ancho intermolar mandibular) durante tres períodos de tiempo (expansión, retención y cambio neto). Concluyeron que la expansión lenta maxilar es eficaz en la expansión del arco maxilar, mientras que no se puede determinar su efectividad en la expansión del arco mandibular. La expansión rápida maxilar es eficaz en la expansión de los arcos maxilares y mandibulares. Además, la expansión lenta maxilar es superior a la expansión rápida maxilar, en la región molar en expansión del arco maxilar (10).

El movimiento ortodóntico de un diente es el resultado de un estímulo, generado por una fuerza aplicada a la corona de un diente, que se va a convertir en reacciones biológicas. Esta transformación implica todos los procesos de mecanotransducción típicos del modelado y la remodelación ósea: acoplamiento mecánico, acoplamiento biomecánico, señalización de célula a célula y respuesta efectora (11). El ligamento periodontal (LPD) es parte del periodonto. Este periodonto comprende además el hueso alveolar, el cemento dental y la encía, este sostiene los dientes y los mantiene en el hueso maxilar y mandibular. El LPD es un tejido conectivo delgado que conecta la raíz del diente con el hueso alveolar circundante. Debido a su baja rigidez, el LPD juega un papel clave en el movimiento dental. Se reconoce ampliamente que el movimiento dental ortodóntico depende principalmente del estrés o la tensión en el LPD (12 -13).

Bourauel y colaboradores en 1999. Explica que las innovaciones en los campos de la ortodoncia incluyen el desarrollo de nuevos materiales y dispositivos de ortodoncia optimizados, así como nuevas formas de planificación del tratamiento y conceptos de terapia. Este contexto se aplica a los desarrollos destinados a la aplicación de métodos asistidos por computadora en la planificación del tratamiento y la terapia y a los métodos numéricos de diseño asistido por computadora de dispositivos de ortodoncia introducidos por Burstone en los años setenta para calcular los sistemas de fuerza de ortodoncia (14).

El modelado computacional emerge como una opción en esta área de la investigación, siendo los modelos basados en el método de elementos finitos (MFE) una alternativa que permite modelar el movimiento dental. Este método proporciona una herramienta de análisis que permite obtener soluciones aproximadas de una amplia variedad de problemas mediante el uso de ecuaciones diferenciales parciales (15). En los últimos años, el método de elementos finitos (MEF) ha sido una poderosa herramienta de investigación para resolver varios problemas mecánicos estructurales. Se reconoce como un procedimiento general para la aproximación mecánica a todos los problemas físicos que pueden modelarse mediante la descripción de la ecuación diferencial (16). El uso de MEF ha aumentado dramáticamente en los campos de la ingeniería y la biomecánica (17); desde entonces se ha aplicado ampliamente para analizar los campos de tensión y deformación en las estructuras

de soporte alveolar (14, 18-20). La incorporación del método del elemento finito (MEF) en 3D permite cuantificar datos biomecánicos importantes para un análisis más preciso de la estructura dental y la manipulación del movimiento dental ortodóntico, que difícilmente se puede lograr a partir de estudios clínicos (21-22).

Son pocos los estudios en los cuales se ha evaluado específicamente el efecto del movimiento de expansión con el uso de alineadores termoformados, En el 2019 Ning y col. (23) investigaron la eficiencia y el patrón de movimiento de la expansión del arco superior utilizando alineadores Invisalign. Se evaluó la correlación entre la cantidad de expansión diseñada y la eficiencia de la expansión corporal, así como el torque molar inicial y la eficiencia de la expansión corporal. Para esto se incluyeron en este estudio veinte pacientes adultos chinos y se sometieron a la expansión del arco con alineadores. Se recogieron registros de pretratamiento (etapa T0) e inmediatamente después de completar la fase de expansión (etapa T1), incluidos modelos digitales y tomografía computarizada de haz cono. Encontraron que hubo diferencias significativas entre los montos de expansión esperados y reales, encontraron correlaciones negativas entre las cantidades de expansión preestablecidas y la eficiencia del movimiento de expansión corporal, y entre el torque inicial del primer molar maxilar y la eficiencia del movimiento de expansión en cuerpo. Concluyeron que los alineadores podrían aumentar el ancho del arco, pero la expansión se logró mediante un movimiento de inclinación. Fue necesario un preajuste del torque vestibular radicular de los dientes posteriores debido a la menor eficiencia de la expansión bucal corporal por parte del sistema Invisalign.

En el 2015 Gómez y col (24) describieron el sistema de fuerza inicial generado durante el movimiento en cuerpo de los caninos superiores con alineadores de plástico con y sin aditamentos en resina utilizando un modelo tridimensional de elementos finitos (FE). Se construyó un modelo CAD de un canino superior derecho, su hueso alveolar y ligamento periodontal, un alineador de plástico termoformado y dos aditamentos de resina fotocurado. Se utilizó un modelo de elementos finitos (FE) para analizar los efectos de imponer una condición de movimiento distal de 0,15 mm en el alineador (simulando la mecánica utilizada para producir un movimiento corporal distal) con y sin aditamento en resina. Se

encontró que, en términos de tensión y distribución del estrés por compresión, sin aditamentos en resina se observó un área de compresión en el tercio cervical de la superficie de la raíz distal y un área de tensión en el tercio apical de la superficie mesial. Con aditamentos en resina, se observaron áreas de compresión uniformes en la superficie de la raíz distal y área de tensión uniforme en la superficie de la raíz mesial. También se observaron áreas de compresión en las superficies activas de aditamentos en resina. En términos de patrones de movimiento, se observó una inclinación distal incontrolada, con eje de rotación entre los tercios de la raíz media y cervical. Con aditamentos en resina se observó movimiento corporal distal (traslación). Y concluyeron que los aditamentos en resina biomecánicamente complementarios generan el sistema de fuerza requerido para producir el movimiento en cuerpo del diente; La ausencia de aditamentos en resina biomecánicamente complementarios favorece la inclinación indeseada del diente durante los movimientos de traslación.

### **3 ÁREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN**

La mordida cruzada se caracteriza por una relación bucolingual o labiolingual anormal de los dientes cuando se encuentra en oclusión (25). Esta puede ser esquelética, dental o una combinación de ambos problemas (1). Una de las opciones de tratamiento es la expansión maxilar que ayuda a la corrección de la constricción esquelética del maxilar superior, con la intención de aumentar los anchos transversales del maxilar (8-9). En niños y adolescentes, las suturas medias palatinas y circunmaxilares generan menos resistencia a las fuerzas de expansión, lo que limita el desarrollo de tensiones internas en la región dentoalveolar. En consecuencia, la expansión maxilar se acompaña de ajustes en la sutura del complejo craneofacial, en lugar de una remodelación o inclinación alveolar (26). Por otro lado, la expansión en adultos produce más cambios dentales al inclinar los dientes posteriores, Independientemente del tipo de expansión que se desee, la inclinación bucal de los dientes posteriores se debe minimizar en la mayoría de los casos (23). Para controlar esta inclinación en la etapa de expansión se debe buscar un movimiento dental en cuerpo (27). El uso de alineadores termoformados para tratar maloclusiones ha tomado mucha fuerza por ser una alternativa estética a la aparatología fija. Cada vez es mayor la demanda de pacientes buscando tratamiento de ortodoncia (28) y expresaron su deseo de alternativas estéticas y cómodas a los aparatos fijos convencionales (29). Los alineadores tienen ventajas únicas sobre los aparatos tradicionales incluyen estética, comodidad, remoción para una mejor higiene, tiempos de citas más cortos y control 3D del movimiento de los dientes (30-31). Inicialmente, los alineadores se utilizaron con éxito para tratar las maloclusiones leves, como el apiñamiento anterior y el espaciamiento generalizado, Sin embargo, hubo controversias sobre si el tratamiento de maloclusiones moderadas a difíciles podría lograrse con el sistema de alineador de ortodoncia (32-33). Una de las limitaciones de los alineadores era su incapacidad para producir movimientos controlados de los dientes (34). Para resolver las limitaciones se ha implementado el uso de Aditamentos Biomecánicos Complementarios (ABC). Estos son aditamentos hechos en resina compuesta, que se colocan en las superficies de los dientes como elementos retentivos y para mejorar la eficiencia de los movimientos complejos de los dientes, estos son una herramienta poderosa para mover los dientes de manera eficiente (27, 35). Algunas

publicaciones han declarado que los alineadores puede lograr la expansión bucal para aliviar el apiñamiento dental, como una alternativa a la reducción interproximal o para modificar la forma de arco (36-37). Hay un número limitado de estudios sobre la eficiencia del movimiento dental con alineadores, especialmente en la expansión transversal (38-39). En estudios previos se ha determinado que la expansión del arco con los alineadores se realiza principalmente por el movimiento de inclinación (23). Para evitar esta inclinación en la etapa de expansión se debe buscar un movimiento dental en cuerpo. Se ha demostrado que hay una mejor precisión cuando el movimiento es apoyado por la presencia de un Aditamento Biomecánico Complementario en la superficie del diente (40).

Con esta pregunta de investigación se quiere simular en el modelo de elemento finitos la expansión del maxilar con y sin el uso de aditamentos, para evaluar los resultados al aplicar la fuerza expansiva con alienadores plásticos termoformad

#### 4 JUSTIFICACIÓN

Con los resultados establecidos en este proyecto de investigación se podrá tener más clara la realización de movimientos de expansión con alineadores plásticos termoformados, teniendo en cuenta la posición de los aditamentos biomecánicos en resina, para así saber la efectividad de cada uno, entender el comportamiento del ligamento periodontal en los movimientos expansivos que se realizarán.

La atresia maxilar, discrepancia maxilar o maxilar estrecho, es una condición anormal del crecimiento craneofacial que compromete la dimensión transversal y que trae como consecuencia la inadecuada relación de los maxilares. Esta maloclusión, puede ser esquelética, dental o una combinación de ambos problemas. Dependiendo de la etiología, su tratamiento exige el uso de diferentes dispositivos, utilizados para la corrección a través de la expansión maxilar ortodóncica u ortopédica. La mordida cruzada se caracteriza por una relación bucolingual o labiolingual anormal de los dientes cuando se encuentra en oclusión.

Cuando se presenta una compresión maxilar se debe tratar lo más rápido posible ya que se van a presentar cambios desfavorables como: problemas en la articulación temporomandibular, asimetrías esqueléticas y dentales, (4) lo que puede presentar síntomas podrían incluir dolor, chasquido o bloqueo de la articulación temporomandibular (5-7).

La expansión maxilar en adultos produce más cambios dentales al inclinar los dientes posteriores que en niños o jóvenes, independientemente del tipo de expansión que se desee, la inclinación bucal de los dientes posteriores se debe minimizar en la mayoría de los casos (23). Para controlar esta inclinación en la etapa de expansión se debe buscar un movimiento dental en cuerpo (27). El uso de alienadores termoformados para tratar maloclusiones ha tomado mucha fuerza por ser una alternativa estética a la aparatología fija. Cada vez es mayor la demanda de pacientes buscando tratamiento de ortodoncia (28) y expresando su deseo de las alternativas estéticas y cómodas a los aparatos fijos convencionales (29).

Los alineadores tienen ventajas únicas sobre los aparatos tradicionales incluyen estética, comodidad, remoción para una mejor higiene, tiempos de citas más cortos y control 3D del movimiento de los dientes (30-31). Una de las limitaciones de los alineador era su incapacidad para producir movimientos controlados de los dientes (34). Para resolver las limitaciones se ha implementado el uso de Aditamentos Biomecánicos Complementarios (ABC).

Hay un número limitado de estudios sobre la eficiencia del movimiento dental con alineadores, especialmente en la expansión transversal (38-39). En estudios previos se ha determinado que la expansión del arco con los alineadores se realiza principalmente por el movimiento de inclinación (23). Para evitar esta inclinación en la etapa de expansión se debe buscar un movimiento dental en cuerpo. Se ha demostrado que hay una mejor precisión cuando el movimiento es apoyado por la presencia de un Aditamento Biomecánico Complementario en la superficie del diente (40).

P.M. Cattaneo en el año 2005 explica que, desde un punto de vista mecánico, la primera reacción a la aplicación de una carga de ortodoncia es una alteración en la distribución de tensión-deformación dentro del ligamento periodontal (LPD) y el hueso alveolar circundante. Esto conduce a un desplazamiento intraalveolar del diente y una deformaición del hueso alveolar circundante, siempre que las fuerzas utilizadas sean lo suficientemente grandes.

## 5 REFERENTE TEÓRICO

La atresia maxilar, discrepancia maxilar o maxilar estrecho, es una condición anormal del crecimiento craneofacial que compromete la dimensión transversal y que trae como consecuencia la inadecuada relación de los maxilares. Esta maloclusión, puede ser esquelética, dental o una combinación de ambos problemas. Dependiendo de la etiología, su tratamiento exige el uso de diferentes dispositivos, utilizados para la corrección a través de la expansión maxilar ortodóncica u ortopédica (1). La mordida cruzada se caracteriza por una relación bucolingual o labiolingual anormal de los dientes cuando se encuentra en oclusión (25). La mordida cruzada posterior es una posición inversa, en el plano transversal, de uno o más dientes maxilares de la región canina, premolar y molar, con respecto a los dientes mandibulares correspondientes (41). Puede clasificarse adicionalmente como anterior / posterior o ambos, unilateral / bilateral o ambos, y esquelético / dental. La mordida cruzada posterior es una de las maloclusiones observadas con frecuencia en la dentición decidua y mixta, con una prevalencia del 8% en dentición decidua y del 7,2% en dentición mixta. Sin embargo, se observa una autocorrección espontánea del 45% de la mordida cruzada posterior. Por lo tanto, la recomendación para el tratamiento debe posponerse hasta la dentición mixta temprana (25). Bjork y Skieller, quien realizó un estudio con implantes que demostró que el crecimiento en la sutura palatina media puede continuar hasta 13 años de años (42).

Las mordidas cruzadas posteriores con cambios funcionales deben tratarse una vez que se observen (3). Los cambios desfavorables cuando no son tratadas incluyen problemas en la articulación temporomandibular, asimetrías esqueléticas y dentales, (4) cuyos síntomas podrían incluir dolor, chasquido o bloqueo de la ATM (5-7).

La expansión maxilar es una de las opciones de tratamiento para la corrección de la constricción esquelética del maxilar superior, con la intención de aumentar los anchos transversales del maxilar abriendo la sutura palatina media (8-9). Este procedimiento se ha estudiado desde hace siglos. Debido a los resultados positivos reportados por muchos estudios, los ortodoncistas de hoy confían en dispositivos de expansión palatina para

corregir el arco maxilar cuando se encuentra estrecho, esto se hace expandiendo el arco en dimensión transversal (42).

Las suturas craneofaciales y las sincondrosis son flexibles, dinámicas y responden a diferentes tipos de estímulos mecánicos. El paladar duro consiste en los procesos horizontales del hueso palatino posterior a la sutura palatina transversal y los procesos palatinos del hueso maxilar anterior a esa sutura. Ambos huesos están unidos por suturas que están dispuestas en dos planos anatómicos, el transversal y el sagital. Esta estructura permite que el paladar crezca en dos direcciones, se alargue en la dirección sagital y se ensanche en la dirección lateral (43-44). Las suturas se someten a cambios anabólicos, como un mayor ancho de la sutura, angiogénesis y aposición ósea. Se ha observado formación ósea en los bordes de la sutura palatina media después de una expansión rápida palatina (45).

La expansión maxilar puede lograrse por medio de diferentes tasas y fuerzas de expansión (Expansión Maxilar Rápida o Expansión Maxilar Lenta), y con diferentes dispositivos, y la elección entre estas opciones puede influir en los efectos resultantes del tratamiento y la relativa recaída (46). La expansión rápida maxilar ocurre por fuerzas pesadas y continuas, aplicadas en cortos lapsos de tiempo, que se sabe que producen efectos significativos inmediatos en los anchos transversales maxilares, en contraste, la expansión lenta maxilar ocurre por fuerzas más intermitentes y más bajas que se aplican durante períodos más largos. Según la literatura, ambas modalidades de expansión parecen producir cambios transversales del maxilar (47-49). Usando expansores de tornillo, el protocolo de expansión maxilar rápida generalmente puede definirse como dos vueltas por día (0.25 mm por vuelta) (50) lo que equivale a una fuerza de expansión de aproximadamente 100 N. Mientras que el protocolo de expansión maxilar lenta usa una vuelta cada segundo día o un intervalo mayor lo que equivale a una fuerza de aproximadamente 20 N (51-52). Aunque se puede lograr la expansión en adultos, los desplazamientos se notan más en las estructuras ubicadas anteriormente y a lo largo de la línea media, mientras que las estructuras posteriores y laterales muestran un desplazamiento mínimo pero un alto estrés. La Expansión rápida

maxilar debe usarse con prudencia en adultos, debido a sus efectos de largo alcance que implican un fuerte estrés que se observa en el hueso esfenoidal, el hueso cigomático, el hueso nasal y sus suturas adyacentes (26). El tratamiento temprano de expansión maxilar permite que los dientes permanentes entren en erupción en la oclusión normal, eliminando interferencias y proporcionando cambios favorables dentales y esqueléticos durante el crecimiento (51, 53).

En la expansión rápida maxilar el mayor efecto de expansión se obtuvo en los molares, con una expansión progresivamente reducida en la parte anterior del arco. Esto puede explicarse por el diseño de los aparatos que ejercen su fuerza directamente sobre los dientes posteriores. A pesar de que la fuerza de expansión no se aplicó en los dientes inferiores, se encontró que el ancho intermolar mandibular se incrementó en 1,19 mm después del tratamiento con expansores como el Hyrax o Haas, lo que apoya la hipótesis de la adaptación espontánea de la oclusión (46, 54). La literatura es unánime al defender que es necesario un período de al menos tres meses para la reparación ósea después de la expansión rápida maxilar. Según las revisiones sistemáticas con respecto a la estabilidad a largo plazo de la expansión, solo queda aproximadamente el 25% de la ampliación inicial lograda (55).

Se encontró que el efecto de la expansión maxilar lenta en los molares inferiores era pequeño y clínicamente no relevante, lo que indica una menor adaptación espontánea de la dentición inferior, probablemente debido a la diferente velocidad de movimiento (46). La corrección de la mordida cruzada posterior con expansión maxilar lenta en la dentición mixta ha mostrado una estabilidad del 84% en la dentición permanente (56).

A pesar del uso extensivo de expansores maxilares rápidos, los cuales tienen pocas complicaciones como: la apertura de la mordida, la recaída, el microtrauma de la ATM y la sutura del paladar, la reabsorción radicular y el dolor de los tejidos y la inclinación excesiva de los dientes (50, 57). Los expansores maxilares lentos producen menos resistencia del tejido alrededor de las estructuras circunmaxilares y mejoran la formación ósea en las suturas intermaxilares (58-59). Ekstrom y colaboradores en 1977 demostraron que con

expansores maxilares lentos hay menos interrupción traumática, una mayor reacción de reparación y una mayor estabilidad de la expansión en la sutura (42). Según Bell y colaboradores, En 1982, la tasa de separación de la sutura palatina media por sistemas de expansión lenta aparentemente permite una respuesta más fisiológicamente tolerable por parte de los elementos suturales, que la naturaleza disruptiva de los expansores maxilares rápidos (51).

La expansión rápida maxilar mostró dos veces más inclinaciones dentales hacia vestibular que en la expansión lenta maxilar. Se ha informado que la inclinación vestibular es un efecto secundario común tanto en expansión lenta (60) como en expansión rápida (61-63), y puede conducir a la reabsorción radicular (64). Martina y col. demostraron que la expansión lenta maxilar es tan efectiva como la expansión rápida maxilar para determinar la expansión transversal esquelética del maxilar en pacientes con mordida cruzada posterior. La expansión maxilar lenta puede preferirse a la expansión maxilar rápida debido a la reducción del dolor y la incomodidad (9).

En niños y adolescentes, las suturas mediaspalatinas y circunmaxilares generan menos resistencia a las fuerzas de expansión, lo que limita el desarrollo de tensiones internas en la región dentoalveolar. Por esta razón, la expansión maxilar se acompaña de ajustes en la sutura del complejo craneofacial, en lugar de una remodelación o inclinación alveolar (26). La expansión en niños más pequeños se puede producir con 1-2 libras de fuerzas. Por el contrario, en adolescentes, se observan más cambios dentales que cambios esqueléticos (42).

Aunque se puede lograr la expansión en adultos, los desplazamientos se notan más en las estructuras ubicadas anteriormente y a lo largo de la línea media, mientras que las estructuras posteriores y laterales muestran que hay un desplazamiento mínimo pero un alto estrés (26). Hicks afirmó que la expansión en adultos produjo más cambios dentales al inclinar los dientes posteriores, el aumento de la activación proporcionó una expansión mínima, mientras que la activación agresiva condujo a la inclinación de los dientes anclados, que son principalmente los molares. En su estudio, utilizó 2 lb de fuerza con tasas

de expansión estimadas de 0.5 a 1.0 mm por semana, sin embargo, logró un aumento del ancho del arco maxilar de 3.8 a 8.7 mm durante el tratamiento. Según él, los cambios esqueléticos representaron del 24 al 30% del aumento total del ancho del arco en pacientes de 10 a 11 años, mientras que en 14-15 años la tasa de expansión fue del 16% (42).

El movimiento ortodóntico de un diente es el resultado de un estímulo, generado por una fuerza aplicada a la corona de un diente, que se va a convertir en reacciones biológicas. Esta transformación implica todos los procesos de mecanotransducción típicos del modelado y la remodelación ósea: acoplamiento mecánico, acoplamiento biomecánico, señalización de célula a célula y respuesta efectora (11).

El fondo biomecánico del movimiento dental ortodóntico ha sido explorado por muchos autores. El ligamento periodontal (LPD) es parte del periodonto. Este periodonto comprende además el hueso alveolar, el cemento dental y la encía, este sostiene los dientes y los mantiene en el hueso maxilar y mandibular. El LPD es un tejido conectivo delgado que conecta la raíz del diente con el hueso alveolar circundante. Debido a su baja rigidez, el LPD juega un papel clave en el movimiento dental. Se reconoce ampliamente que el movimiento dental ortodóntico depende principalmente del estrés o la tensión en el LPD (12-13).

P.M. Cattaneo en el año 2005 explica que, desde un punto de vista mecánico, la primera reacción a la aplicación de una carga de ortodoncia es una alteración en la distribución de tensión-deformación dentro del ligamento periodontal (LPD) y el hueso alveolar circundante. Esto conduce a un desplazamiento intraalveolar del diente y una flexión del hueso alveolar circundante, siempre que las fuerzas utilizadas sean lo suficientemente grandes (65).

En el pasado, se han propuesto dos teorías que explican las reacciones del tejido alveolar relacionadas con el movimiento de los dientes: la teoría de la "presión-tensión" y la distorsión o flexión del hueso alveolar (66). Recientemente, se ha propuesto una tercera teoría, que sugiere que la aposición ósea podría ser inducida por (1) la carga ejercida por las

fibras estiradas del LPD, lo que también puede inducir una ligera flexión de la pared alveolar; (2) la resorción directa por descarga de la pared alveolar en el caso de fuerzas bajas; y (3) reabsorción indirecta como reparación debido a isquemia después de la aplicación de fuerzas elevadas (67).

Las evaluaciones de la reacción biológica de los tejidos periodontales al desplazamiento de los dientes, generalmente se entiende que la re-estructuración del periodonto puede consistir en dos o más procesos que ocurren simultáneamente, y que la cascada de eventos que conducen a la remodelación del alvéolo óseo es no necesariamente el mismo que el que lleva a los cambios dentro del ligamento periodontal. La remodelación del alvéolo en la dirección de la fuerza aplicada puede ser solo una consecuencia indirecta de la acción celular, lo que lleva a una ruptura y una remodelación del tejido fibroso del ligamento periodontal (65, 68).

El estrés mecánico inducido por la fuerza de ortodoncia presenta cambios bioquímicos y estructurales en el nivel de las células del ligamento periodontal. La fuerza de ortodoncia produce la distorsión de la matriz del ligamento periodontal que da como resultado la alteración de las células del LPD y la estructura del citoesqueleto (69-70).

Los estudios in vitro han demostrado que los fibroblastos del LPD perciben dos tipos de estimulación mecánica, tensión y compresión. Estos dos estímulos responden de manera diferente con la síntesis y la degradación de la Matriz Extracelular respectivamente (71). Cuando se aplica una fuerza de ortodoncia, se produce una cascada de eventos, iniciada por la deformación de las células del LPD y la matriz extracelular. La deformación mecánica de las células, los cambios en la forma de las células (ovales o circulares) y la liberación y metabolismo del ácido araquidónico a través de las vías de la ciclooxigenasa y la lipoxigenasa desde la superficie celular, conducen a la secreción de mensajeros principales como los leucotrienos que activan o estimulan la síntesis de segundos mensajeros (ciclo Adenosín Monofosfato Cíclico AMP). Estos segundos mensajeros inducen reacciones celulares como la remodelación ósea del ligamento periodontal (72). La remodelación ósea es dirigida por las células de la línea osteoblástica involucrando una red compleja de

interacciones célula-célula y célula-matriz. La liberación de estos mediadores es causada por cambios en el torrente sanguíneo presentes en el LPD (73-74).

La etapa inicial del movimiento del diente de ortodoncia consiste en una respuesta inflamatoria aguda, caracterizada por la dilatación de los vasos del ligamento periodontal y la diapedesis de los leucocitos fuera de los capilares del ligamento periodontal (73, 75).

Después de aproximadamente 48 horas comienza el movimiento de los dientes a través de los esfuerzos combinados de los osteoblastos y los osteoclastos. Los osteoclastos atacan la lámina dura adyacente y comienzan la resorción ósea directa en el lado de la compresión, mientras que, al mismo tiempo, los osteoblastos forman hueso nuevo en el lado de la tensión (69).

Cuando se aplica una fuerza mayor, se produce una oclusión completa de los vasos sanguíneos desde el lado de la compresión y, por lo tanto, tiene una interrupción de la circulación sanguínea en los vasos del LPD en esta situación, en el área del LPD no aparece la diferenciación de osteoclastos, pero emergerá un área de hialinización en el lado de compresión. (66) esta zona hialina es un área de necrosis aséptica que consiste en fibras periodontales que presentan, junto con la degeneración y destrucción de las células, un área acelular de sustancia amorfa y células con núcleos picnóticos (76).

Por estas razones, en la práctica clínica, se debe evitar el uso de fuerzas de ortodoncia demasiado fuertes que determinan la formación de áreas de necrosis. Se deben inducir movimientos dentales principalmente a través de un mecanismo de resorción ósea frontal, para obtener un movimiento dental más eficiente y menos molestias para el paciente. Por lo tanto, parece que hay una amplia remodelación de colágeno dentro del LPD junto con la formación de colágeno y la formación de un nuevo ataque. Las variaciones en el tejido del LPD comprimido se caracterizan por edema, obliteración gradual y colapso de los vasos sanguíneos, seguido de la liberación de componentes sanguíneos en el espacio perivascular. por lo tanto, es esencial aplicar fuerzas útiles para preservar el LPD (77).

No se demostraron diferencias significativas en el tratamiento entre adultos y adolescentes. Sin embargo, la respuesta del tejido a una fuerza de ortodoncia puede ser más lenta en un adulto que en un adolescente. Sin embargo, el tratamiento general en la edad adulta implica una evaluación cuidadosa de las condiciones sistémicas del paciente, su motivación para someterse a un tratamiento y especialmente una evaluación periodontal cuidadosa (78-79).

Los problemas periodontales son la principal preocupación durante el tratamiento de ortodoncia en adultos, porque la resistencia del tejido producida por los aparatos de ortodoncia es menor que en las personas más jóvenes. La enfermedad periodontal no es una contraindicación para el tratamiento de ortodoncia, siempre que se mantenga bajo control. La progresión de la enfermedad periodontal no tratada debe prevenirse y debe considerarse cuidadosamente durante la planificación y ejecución del tratamiento de ortodoncia, en todos los pacientes adultos; el sangrado al sondaje durante el examen periodontal es el mejor indicador de enfermedad activa y progresiva. (80). Los procedimientos de diagnóstico para evaluar la presencia de placa subgingival y los indicadores de bacterias, enzimas u otros mediadores químicos en el fluido crevicular gingival (FCG) son herramientas útiles para el monitoreo de tratamiento en adultos. Si es necesario, el paciente debe ser incluido en un programa de mantenimiento periodontal con citas posteriores destinadas a reducir el índice de placa y la frecuencia de estos depende de la gravedad de la condición periodontal, aunque se recomiendan citas en intervalos de 2 a 4 meses. La técnica de ortodoncia utilizada también debe prepararse para mantener las fuerzas de ortodoncia al nivel más bajo posible al menos para reducir al máximo la posibilidad de pérdida ósea de los tejidos de soporte (80).

Los morfólogos funcionales usualmente están interesados en comprender cómo las estructuras anatómicas se deforman por las cargas externas o qué tan bien las resisten. La deformación del hueso, por ejemplo, es un componente importante de los modelos de adaptación ósea (81), y las comparaciones de la capacidad de los huesos para resistir cargas específicas. Los métodos biomecánicos tradicionales incluyen enfoques teóricos que generan hipótesis (p. Ej., Diagramas de cuerpo libre) y técnicas (p. Ej., Placas de fuerza,

electromiografía, almohadillas de presión) que proporcionan información sobre fuerzas y momentos aplicados a una estructura (82-84). Sin embargo, este enfoque proporciona, en el mejor de los casos, solo una aproximación de cómo responden las estructuras bajo las cargas aplicadas, y existen límites sobre dónde se pueden colocar los medidores de tensión y miden la tensión solo en el plano del medidor (85-87).

La evaluación de estas tecnologías usualmente requiere de estudios in vivo y pruebas de laboratorio. Las cuales pueden incurrir en inconvenientes operativos, prácticos y éticos que dificultan el desarrollo de investigación clínica. Esto genera objeciones y reglamentaciones de este abordaje por parte de organizaciones estatales y no gubernamentales (88).

Adicionalmente, las pruebas in vivo presentan imprecisiones al medir el comportamiento del movimiento de los dientes y sus efectos en los tejidos blandos (hueso o el ligamento periodontal). Por otro lado, los ensayos controlados en laboratorio no reproducen con fidelidad estos comportamientos, debido a la complejidad de emular los tejidos blandos del ser humano. En este contexto, el modelado computacional emerge como una opción en esta área de la investigación, siendo los modelos basados en el método de elementos finitos (MFE) una alternativa que permite modelar de forma discreta el movimiento dental. Este método proporciona una herramienta de análisis que permite obtener soluciones aproximadas de una amplia variedad de problemas mediante el uso de ecuaciones diferenciales parciales (15).

Brian G. Richmond, et al. en el 2005 hacen alusión que el término "Modelado de Elementos Finitos" se refiere al proceso de crear el modelo, resolver el modelo y validar e interpretar los resultados en los contextos apropiados. En los contextos de morfología funcional, la creación del modelo suele ser la fase que requiere más tiempo. Implica recopilar o integrar datos o hacer suposiciones sobre la geometría del modelo, el diseño de malla y elementos, las propiedades del material, las cargas aplicadas y las condiciones de contorno. La fase de solución consiste en calcular las tensiones y deformaciones que resultan de los datos y suposiciones en el modelo. La última fase, a menudo llamada fase de posprocesamiento, implica la interpretación de los resultados. Para problemas biológicos, la

validación suele ser una parte muy importante de esta última fase porque cualquier interpretación realizada a partir de los resultados del modelo depende del grado en que el modelo refleje la realidad biológica (89).

Bourauel C et al. En su artículo, explica que las innovaciones en los campos de la ortodoncia incluyen el desarrollo de nuevos materiales y dispositivos de ortodoncia optimizados, así como nuevas formas de planificación del tratamiento y conceptos de terapia. Este contexto se aplica a los desarrollos destinados a la aplicación de métodos asistidos por computadora en la planificación del tratamiento y la terapia y a los métodos numéricos de diseño asistido por computadora de dispositivos de ortodoncia introducidos por Burstone en los años setenta para calcular los sistemas de fuerza de ortodoncia (14). Desde los primeros trabajos de Burstone, el rendimiento de las computadoras y el de los métodos numéricos basados predominantemente en métodos de elementos finitos (MEF) han mejorado significativamente. Esto proporciona excelentes condiciones previas para el desarrollo de la ortodoncia asistida por computadora basada en estos temas. Un punto central de dicho sistema de programa debería ser un modelo matemático del movimiento del diente de ortodoncia. Hasta el momento, no se pudo presentar un modelo que permita la predicción confiable de los procesos de remodelación ósea y el movimiento dental resultante (14). Una razón puede ser la estructura compleja de los dientes y las estructuras de soporte de los dientes, particularmente de la unión del diente en el hueso alveolar por el ligamento periodontal (90).

En los últimos años, el método de elementos finitos (MEF) ha sido una poderosa herramienta de investigación para resolver varios problemas mecánicos estructurales. Se reconoce como un procedimiento general para la aproximación mecánica a todos los problemas físicos que pueden modelarse mediante la descripción de la ecuación diferencial (16). El MEF se desarrolló por primera vez como una técnica matemática ya en 1943 (91), pero no vio un uso generalizado hasta el advenimiento de los computadores. Sin computadores, el MEF era muy poco práctico y permaneció ignorado hasta que los ingenieros, especialmente en la industria aeroespacial, lo desarrollaron independientemente

más tarde (92). El uso de MEF ha aumentado dramáticamente en los campos de la ingeniería y la biomecánica (17); desde entonces se ha aplicado ampliamente para analizar los campos de tensión y deformación en las estructuras de soporte alveolar (14, 18-20). En términos mecánicos, la aplicación de una carga produce tensiones y deformaciones en la estructura. La deformación o estrés, se define como la fuerza por unidad de área ( $F / A$ ) y describe las fuerzas internas en un objeto. La deformación, describe las deformaciones que resultan de una carga impuesta y se define como el cambio de longitud dividido por la longitud original ( $L / L$ ) (93-94). La tensión y la deformación pueden resolverse exactamente por medios analíticos para formas geométricas simples con propiedades de material homogéneas. Los problemas más complejos son computacionalmente poco prácticos o intratables (95). Incluso una geometría simple no puede resolverse analíticamente si las propiedades del material o las condiciones de carga son complejas, como suele ser el caso con las estructuras biológicas. El método de elementos finitos (MEF) proporciona una solución aproximada a tales problemas al subdividir la geometría compleja en un número finito (pero típicamente alto) de elementos de geometría simple.

Aunque el MEF es una herramienta poderosa para el análisis de estructuras complejas, el resultado del análisis de la MEF depende de la formulación del problema. Por lo tanto, los análisis de MEF de la transferencia de carga del diente a través del ligamento periodontal al hueso alveolar deben tener en cuenta las propiedades físicas y la morfología del periodonto. A pesar de que se sabe que el ligamento periodontal es un material viscoelástico no lineal, la mayoría de los modelos de EF anteriores incorporan propiedades del ligamento periodontal homogéneas, elásticas lineales, isotrópicas y continuas. Al mismo tiempo, la morfología de las estructuras alveolares se ha considerado un "sólido" y no se ha ajustado por las diferencias en la micromorfología (65). La base teórica de estos modelos numéricos es la "ley de Wolff", según la cual existe una relación directa entre las tensiones mecánicas y la arquitectura ósea. Por otro lado, el hueso muestra la capacidad de adaptarse a un cambio en las cargas externas, el hueso tiene una estructura óptima en el caso del equilibrio mecánico, y es capaz de remodelar bajo una carga cambiada hasta que se logre una configuración óptima adaptada al nuevo estado de equilibrio (96-97).

La incorporación del método del elemento finito (MEF) en 3D permite cuantificar datos biomecánicos importantes para un análisis más preciso de la estructura dental y la manipulación del movimiento dental ortodóntico, que difícilmente se puede lograr a partir de estudios clínicos (21-22). Por ejemplo, la localización precisa del centro de resistencia y el centro de rotación para un movimiento requerido del diente puede no ser fácil debido a una variación considerable en la anatomía individual del diente y del hueso. Un centro de resistencia es un punto de referencia importante a través del cual se aplica una fuerza para que el diente se mueva sin rotación (es decir, traslación pura). Un centro de rotación es el punto con respecto al cual se produce la rotación. La simulación y la conducta clínica de una traslación pura del diente sin inclinación siguen siendo una tarea exigente en ortodoncia y dependen en gran medida de la experiencia clínica (98).

Diferentes autores han realizado estudios sobre el movimiento de los dientes por medio de MEF, en donde las primeras simulaciones se realizaron considerando los tejidos como homogéneos, isotrópicos y no viscosos (88), utilizado en el análisis biomecánico del comportamiento de los materiales dentales y estructuras biológicas. Realizar simulaciones del desplazamiento de los dientes y las reacciones en las unidades dentales circundantes, permiten apreciar el comportamiento de los diferentes tejidos y especialmente del ligamento periodontal cuando se realizan los movimientos dentales (14). Sin embargo, en la literatura el estudio del ligamento periodontal muestra diferentes aproximaciones de comportamiento, por lo cual el uso de un solo modelo matemático puede ser sesgado y no obtener los resultados esperados (99-100).

En el pasado, se observó que, en algunos casos, "el MEF se consideraba una herramienta mágica para resolver todos los problemas", y que la distribución de tensiones en un modelo obtenido mediante un análisis de EF no solo depende de la carga o configuración, sino también en la geometría de la estructura y las propiedades de su material (17). A pesar de esto, en algunos análisis de EF, el hueso alveolar se ha modelado como un tejido homogéneo, que se aproxima a una forma geométrica regular (cubo, cilindro, etc.), y las raíces tienen forma de conos o paraboloides (101-103). Además, las propiedades del

material del ligamento periodontal se han modelado como elásticas lineales, con módulos elásticos que varían de 0,07 a 100 MPa (18, 104-105). En estudios recientes, el ligamento periodontal se modeló como un material reforzado con fibra no lineal o con propiedades viscoelásticas (14).

La caracterización de la LPD mediante el uso de pruebas mecánicas estándar no es trivial debido a la complejidad de aislar y preservar una muestra de dimensiones apropiadas para la prueba. Un enfoque alternativo es utilizar mediciones experimentales de movimientos dentales completos combinados con simulaciones en modelos de elementos finitos basados en imágenes específicas del sujeto para inferir las propiedades del material. Esto es efectivamente utilizando el método de elementos finitos para estudiar el problema inverso: con al menos 1 desplazamiento medido del diente bajo cargas prescritas (100). En estudios in vitro en animales o humanos, es posible generar modelos precisos de elementos finitos de un diente y periodonto debido a métodos tales como microcomputados se puede utilizar tomografía o seccionamiento en serie de las muestras (65, 106).

Hohmann A, et al. En su artículo explican que el proceso de pasar de la imagen a la malla implica una serie de pasos de procesamiento, cada uno con su propio potencial para introducir más errores geométricos. Aspectos como la influencia del suavizado de conservación de volumen en la imagen LPD segmentada, que se demostrará que tiene un impacto significativo en la precisión de los resultados de simulación en este artículo, no se han investigado previamente (100).

En los últimos años, un número cada vez mayor de pacientes adultos han buscado tratamiento de ortodoncia (28) y expresaron su deseo de alternativas estéticas y cómodas que los aparatos fijos convencionales (29). En 1946, Kesling propuso fabricar una serie de aparatos removibles llamados "alineadores". El concepto subyacente era mover los dientes en una serie de etapas individuales planificadas utilizando posicionadores fabricados con tecnología de moldeo de material termoplástico (107). En 1997, la compañía Align Technology convirtió la idea de Kesling en un enfoque de tratamiento factible: una serie de alineadores claros, que combinaban la producción de aparatos con la tecnología

estereolitográfica de diseño / fabricación asistida por computadora (CAD / CAM). Desde su introducción como una alternativa estética a los aparatos ortopédicos fijos, los alineadores plástico termoformados han evolucionado. Sus ventajas sobre los aparatos tradicionales incluyen estética, comodidad, extracción para una mejor higiene, tiempos de citas más cortos y control 3D del movimiento de los dientes (30-31). Inicialmente, los alineadores se utilizaron con éxito para tratar las maloclusiones leves, como el apiñamiento anterior y el espaciamiento generalizado. Sin embargo, hubo controversias sobre si el tratamiento de ortodoncia de moderado a difícil podría lograrse sistemáticamente con el sistema de alineador de ortodoncia. (32-33) Joffe revisó las limitaciones del alineador que presentan la corrección de maloclusiones moderadas a severas debido a su incapacidad para producir movimientos controlados de los dientes (34).

La fuerza de ortodoncia con alineadores son diferentes a las fuerzas de ortodoncia con aparatos fijos convencionales, porque se deriva de las fuerzas opuestas resultantes del alineador. Se ha sugerido que los dientes que se han movido con alineadores no experimentan las etapas típicas de movimiento, (108) según lo descrito por Krishnan y Davidovitch, (73) es debido a que los alineadores presentan fuerzas intermitentes. Sin embargo, las fuerzas de ortodoncia continuas ligeras parecen ser percibidas como intermitentes por el periodonto, (109) y las fuerzas intermitentes de ortodoncia pueden producir un movimiento dental ortodontico con menos daño celular en el periodonto (110).

En el movimiento de corrección dental, se programa una "falta de coincidencia" intencional y predeterminada entre el alineador y el diente en cada etapa de tratamiento, usando un modelo de molde o configuración virtual (alineación). El alineador, que corresponde a la nueva posición deseada del diente, se ajusta en el arco dental, produciendo en cada desajuste un sistema de fuerza que se transmite directamente al diente, generando la cadena de eventos mecánico-biológicos que resulta en una nueva posición del diente (24). Simón y col. (111) concluyeron que la transferencia de momento desde los dispositivos extraíbles al diente solo es posible en un grado limitado. La interacción entre el alineador y el diente es complicada debido a la forma compleja e irregular del alineador. El alineador se adhiere a

la superficie de la corona del diente para aplicar fuerzas de ortodoncia, que pueden actuar en cualquier posición de la superficie de la corona. Es difícil determinar la ubicación donde actuarán las fuerzas de ortodoncia y qué tipo de fuerzas y momentos se introducirán (112). Además, Hahn y col. (113) descubrieron que las fuerzas y cuplas entregadas por los alineadores están determinadas por la forma de la corona y el tipo y la cantidad de desplazamiento del diente en particular y, por lo tanto, los contrastes entre el diente en particular y la superficie interna del aparato. Eso puede causar una incapacidad para controlar los tipos de movimientos de los dientes. Y Joffe (34) creía que eso conducía a limitaciones de los alineadores de ortodoncia.

Las técnicas de movimiento ortodóncico basadas en alineadores plásticos termoformados ha demostrado limitaciones en la configuración de sistemas de fuerza complejos, como la extrusión de incisivos centrales y la rotación e inclinación de los caninos, así como el movimiento de los dientes en cuerpo. La necesidad de superar estas limitaciones ha llevado al desarrollo de aditamentos compuestos biomecánicamente "mejorados" unidos a la superficie dental. Estas aplicaciones aumentan las capacidades biomecánicas de los alineadores al permitir la construcción de sistemas de fuerza más complejos, que generalmente incluyen parejas o pares. Es necesario comprender la naturaleza biomecánica de estas herramientas innovadoras para apoyar sus protocolos de uso basados en evidencia confiable (24).

Estos sistemas se han desarrollado rigurosamente y han mejorado continuamente en muchos aspectos; se diseñaron diferentes diseños de accesorios, nuevos materiales y nuevos auxiliares, para permitir el tratamiento biomecánico adicional. Los Aditamentos Biomecánicos Complementarios (ABC) hechos de resina compuesta, conocidos como "Attachemnts", se colocan en las superficies de los dientes como elementos retentivos y para mejorar la eficiencia de los movimientos complejos de los dientes. Dado que son una de las herramientas más poderosas para mover los dientes de manera eficiente, es importante que su integridad y forma se mantengan constantes durante todo el tratamiento (27, 35). Un ABC necesita propiedades estéticas y mecánicas. Además de ser resistente a

las manchas, debe ser del mismo tono que el diente o lo suficientemente translúcido para mezclarse con el diente subyacente (114). También debe ser resistente al desgaste, (115). Los materiales de resina compuesta están hechos de una fase orgánica (matriz) y una fase cerámica (relleno) que consiste en mezclas de partículas de diferentes tamaños, que determinan las propiedades del material. De acuerdo con los requisitos clínicos, los rellenos pueden representar del 50% al 70% del volumen, y el tamaño de partícula puede variar de 20 nanómetros a 5 micrómetros (116-117). Un mayor contenido de relleno da como resultado mejores propiedades mecánicas, mientras que un tamaño de partícula promedio más pequeño proporciona mejores propiedades estéticas (118). Los tratamientos que usan alineadores invisibles requieren ABC auxiliares para ayudar a retener y mover los dientes (40, 119-120).

La introducción del ABC puede resolver las limitaciones que presentan los alineadores. En primer lugar, se puede determinar la ubicación en la que actúan las fuerzas de ortodoncia. Esto se decide principalmente por la posición del ABC. En este aspecto, la función del ABC en el tratamiento de alineadores de ortodoncia es similar a la de un bracket en el tratamiento de ortodoncia fijo tradicional. Y, por lo tanto, la eficiencia del tratamiento con alineadores con ABC debe ser similar a la del tratamiento tradicional (32, 112). En una revisión sistemática, Rossini y colaboradores, concluyó que los tratamientos de alineadores transparentes requieren el uso de accesorios para mejorar la previsibilidad del movimiento de ortodoncia (27). Otro estudio realizado por los mismos autores comparó movimientos de ortodoncia complejos con y sin accesorios, mostrando la relevancia de usar accesorios para mejorar la eficiencia del aparato (121). Gómez y col. (24) concluyeron que los ABC del sistema de alineador plástico generan el sistema de fuerza requerido para producir el movimiento del diente en cuerpo; La ausencia de ABC puede dar lugar a una inclinación indeseada del diente durante los movimientos de traslación.

Según el fabricante, **Invisalign®** puede realizar de manera efectiva movimientos importantes de los dientes, como la desrotación de dos puntos hasta los 50 ° y los movimientos de la raíz de los incisivos centrales superiores hasta 4 mm. El uso de

attachments adicionales podría ser más efectivo para varios tipos de movimiento, como la expansión en cuerpo de los dientes posteriores superiores, los movimientos de rotación de caninos y premolares, la extrusión de incisivos maxilares y el control de sobremordida (122).

Graber y colaboradores señalaron que pacientes con deficiencia transversal maxilar leve o apiñamiento leve, pueden usar arcos de ortodoncia y otros dispositivos especiales para la generar expansión dentoalveolar (123). El apiñamiento dental es una de las principales razones por las cuales las personas buscan tratamiento de ortodoncia. La expansión de un arco comprimido como método para resolver el apiñamiento puede aumentar la longitud del arco, proporcionando así más espacio para la alineación de los dientes. También puede mejorar la dimensión transversal de la sonrisa o corregir las mordidas cruzadas posteriores dentoalveolares (124-125).

Algunas publicaciones han declarado que **Invisalign®** puede lograr la expansión bucal para aliviar el apiñamiento dental, como una alternativa a la reducción interproximal o para modificar la forma de arco (36-37). Malik y colaboradores informaron en 2013 que la expansión con alineadores está indicada cuando se tiene que resolver 1 a 5 mm de apiñamiento (126). Hay un número limitado de estudios sobre la eficiencia del movimiento dental con Invisalign, especialmente en la expansión transversal. Esta falta de investigación ha dificultado que los ortodontistas caractericen la eficiencia de expansión transversal con Invisalign de manera objetiva. Además, en los documentos publicados existentes, el método utilizado para cuantificar la predictibilidad del movimiento de expansión es solo mediante medidas del modelo para la corona, sin evaluar el movimiento de la raíz (38-39). Se ha informado que la extensión de la expansión con Invisalign debería ser de 2–4 mm (127). Ali y colaboradores indicaron que el rango de expansión dental debería limitarse a 2–3 mm en cada cuadrante para reducir el riesgo de recesión gingival (36). Cada alineador Invisalign puede lograr un movimiento dental de 0.25–0.33 mm en 14 días (128). Sin embargo, Clements y colaboradores mostraron que los alineadores Invisalign tienen el menor control en los dientes posteriores (129). La eficiencia de expansión disminuyó del

canino al primer molar, esto puede deberse a diferencias en la anatomía de la raíz y el grosor del hueso cortical, la mayor carga oclusal y la mayor resistencia de los tejidos blandos de las mejillas en la región posterior. Otra posibilidad es que la eficiencia mecánica para administrar una fuerza efectiva dirigida por el vestibular por el alineador disminuye de anterior a posterior (130).

Independientemente del tipo de expansión que se desee, la inclinación bucal de los dientes posteriores se debe minimizar en la mayoría de los casos. La expansión del arco con los alineadores se debió principalmente al movimiento de inclinación. Por lo tanto, de acuerdo con el torque inicial de los dientes posteriores, se podría preestablecer una cantidad apropiada de torque negativo en la corona en ClinCheck para mejorar la eficiencia de expansión corporal. Para los dientes posteriores con una inclinación vestibular aumentada, es necesario reducir las magnitudes de expansión de manera apropiada y preestablecer un torque de corona más negativo, para evitar efectos adversos en la oclusión causados por una inclinación vestibular excesiva de los dientes posteriores. Además, esto indica que la compensación dental por deficiencia transversa maxilar ha alcanzado un límite para los dientes posteriores con grandes inclinaciones vestibulares, y se debe evitar el tratamiento de expansión dental tradicional (23).

Para controlar esta inclinación en la etapa de expansión se debe buscar un movimiento dental en cuerpo, Simón y colaboradores informaron una alta precisión (88%) del movimiento corporal de los molares superiores cuando se prescribió un movimiento de distalización de al menos 1,5 mm. Los autores informaron la mejor precisión cuando el movimiento fue apoyado por la presencia de un ABC en la superficie del diente (40). Todos los ABC mejoraron la calidad del movimiento dental ortodóntico. Durante los últimos 5 años, Align Technology introdujo un enfoque biomecánico más preciso para obtener diseños de ABC, puntos de presión o áreas de presión y curvas de alineador más efectivos. Además, en cada estudio, el porcentaje de movimiento dental ortodóntico obtenido con el tratamiento con alineadores se relacionó con tratamientos concluidos sin una fase de acabado o refinamiento (27). Por tal motivo se recomienda no basarse solo en alineadores.

Se requiere el uso de auxiliares (accesorios, elásticos entre arcos, desgaste interproximal, geometrías de alineador alteradas) para mejorar la previsibilidad del movimiento de ortodoncia (27).

### **Validación de los modelos para elementos finitos**

J. Houle et al (130-131) realizó un estudio de la predictibilidad en la expansión del arco maxilar en 64 pacientes, el cálculo del tamaño de la muestra fue realizado por medio de la suposición que el 70% de la expansión podría ser alcanzada con un margen de error del 10%; el cálculo fue basado en el 0.8 de potencia estadística y un intervalo de confianza del 95% (130-132), los criterios de inclusión del estudio fueron:

- Casos para los cuales se planeó la expansión, con o sin mordida cruzada posterior.
- Casos con tres archivos. stl disponibles.
- Dentición permanente con segundos molares completamente erupcionados.
- Crecimiento completado (más de 18).
- Cualquier cantidad de apiñamiento.
- Buen cumplimiento durante el tratamiento según lo evaluado por el profesional.
- Reducción interproximal (IPR) completada según lo prescrito en el tratamiento.
- Alineadores usados por 2 semanas a la vez y luego cambiados.
- Y los criterios de exclusión fueron:
  - Corrección del curso medio.
  - Casos de extracción.
  - Dientes perdidos.
  - tratamiento auxiliar (incluidos elásticos).
  - IPR posterior.
  - Cualquier caso tratado después de la introducción del material.

La muestra estuvo conformada por: 31 mujeres y 23 hombres, con un promedio de edad de 31.2 años. el estudio realizado solo observo la primera ronda de alineadores tremoformados.

Los datos recolectados por Houle et al (130-131), tomados por un solo ortodontista, fueron digitalizados usando el escáner iTero® y transformados a un archivo .stl, tanto en el pre, como en el post-tratamiento. Las mediciones del estudio se realizaron por medio del software Geomagic Qualify® y la comparación entre los resultados del pre y el post-tratamiento se realizó con el software Clincheck®, tomando como punto de referencia las cúspides de los diferentes dientes, tales como el canino, Primer premolar, Segundo premolar, y Primer molar.

A partir de las mediciones realizadas, Houle et al (130-131) diseño un indicador, llamado porcentaje de predictibilidad, el cual permite contrastar los desplazamientos logrados por las placas en los pacientes contra lo que se estimó antes del tratamiento mediante el software Clincheck® en el cual solo tienen en cuenta los desplazamientos o movimiento de los dientes involucrados. El porcentaje de predictibilidad se calcula mediante la Ecuación 1, donde  $l_p$  es la longitud predicha, y  $l_g$  es la longitud lograda, esta ecuación asegura que el cálculo no exceda el 100 %.

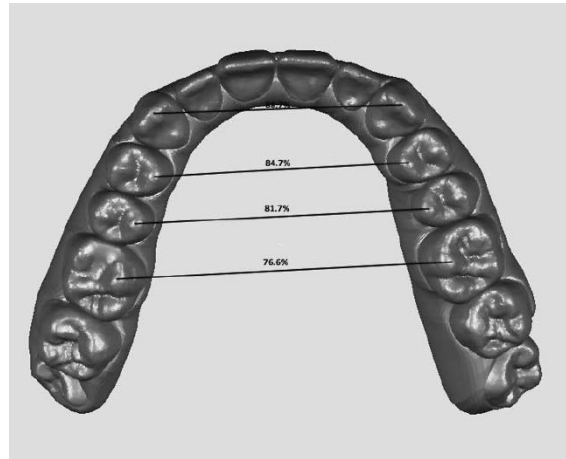
$$\%predc = 100\% - \left[ \frac{(l_p - l_g)}{l_g} \right] * 100\%$$

### **Ecuación 1**

En la

Figura 1 se observan las marcas y la precisión de las mediciones en el arco maxilar.

**Figura 1 Resultados del estudio realizado por J. Hule.**



**Fuente:** (130-131).

En el estudio clínico realizado por Houle et al (130-131), entre los hallazgos relevantes se encontró que el uso del software Clincheck® no reportó grandes variaciones estadísticas comparado con las mediciones clínicas, además este software fue capaz de predecir la inclinación (tipping).

La predictibilidad del modelo se estimó comparando la distancia de activación  $l_p$  (0.15 mm) prescrita en las superficies de contacto entre el hueso y ligamento periodontal la longitud lograda  $l_g$  que se obtuvo en el modelo en las cúspides de los dientes. Para ello se utilizó la Ecuación 1.

Los resultados obtenidos se pueden observar en la Tabla 1, donde, en la primera columna se define el tipo de diente, en la segunda columna los resultados obtenidos por (130-131) y en la tercera columna los resultados obtenidos en la simulación sin ABC del presente proyecto.

**Tabla 1 Comparación entre resultado clínico y simulación sin ABC.**

Tipo de diente	exactitud de cambio % (resultado clínico)	exactitud de cambio % (resultado de simulación)	Error relativo
Canino (3)	88,7	89,7	1,13%
Primer premolar (4)	84,7	86,4	2,01%
Segundo premolar (5)	81,7	83,7	2,45%
Primer molar (6)	76,7	79	3,00%

**Fuente: (133).**

De lo cual se observa que los resultados de predictibilidad están en los mismos rangos obtenidos en el estudio realizado por (130-131), en donde ningún error relativo supera el 5%.

### **Fuerza óptima ortodóntica**

Taddei et al (134), sugirieron una fuerza de 0.35 N (35.7 g) como fuerza óptima para el movimiento maxilar en un ratón sin signos de reabsorción ósea en la raíz del diente. Como se observa en la sección 3.4.5.3 en donde ninguna fuerza total obtenida en la simulación de los modelos de los dientes de canino a molar excede los valores óptimos de la fuerza (135).

### **Movimiento en un diente**

Peña et al (24) mostro en su estudio un ,movimiento de un canino en una expansión mandibular de 0.15 mm en la dirección vestíbulo palatina, con una placa termo-formada de 0.7mm de espesor, con un LDP de 0.3 mm de espesor; sin consideración de remodelación

ósea y sin la interacción de otros dientes. La fuerza reportada para generar movimiento fue de (0.28 N) mientras en este estudio fue de (0.23 N) esta diferencia puede deberse que en el presente estudio no se toma en cuenta la presencia del hueso.

## **6 OBJETIVOS**

### **6.1 OBJETIVO GENERAL**

Determinar por medio de la simulación en un modelo de elementos finitos la respuesta biomecánica sobre el ligamento periodontal ante la aplicación de una fuerza ortodóntica expansiva, generada con alineadores termoformados, sin aditamentos en resina y con aditamentos ubicados en diferentes posiciones.

### **6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Construir un modelo de elementos finitos de la hemiarcada superior derecha que involucre de canino hasta primer molar.
- Aplicar los movimientos expansivos al modelo de elementos finitos con alineadores termoformados con y sin aditamentos resina.
- Evaluar los movimientos expansivos al modelo de elementos finitos con alineadores termoformados sin aditamentos resina.
- Evaluar los movimientos expansivos al modelo de elementos finitos con alineadores termoformados con aditamentos en resina por vestibular.
- Evaluar los movimientos expansivos al modelo de elementos finitos con alineadores termoformados con aditamentos en resina por palatino.
- Comparar los resultados en los tres modelos para evaluar el comportamiento de ligamento periodontal.
- Establecer el papel que juega el aditamento en resina y su ubicación durante la biomecánica expansiva con alineadores plásticos.
- Establecer la deformación del alineador plástico durante la expansión del maxilar.

## **7 MATERIALES Y MÉTODOS**

A continuación, se describe la metodología mediante la cual se construyó el modelo CAD del estudio, para luego realizar la modelación numérica del fenómeno ensayado, teniendo en cuenta para esta simulación, las propiedades mecánicas del ligamento periodontal, dientes, alineador plástico y los aditamentos biomecánicos complementarios (ABC), como también las condiciones de frontera aplicadas.

### **7.1 DEFINIR LAS PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS DEL LIGAMENTO PERIODONTAL, DIENTES, ALINEADORES TERMO-FORMADOS Y ADITAMENTOS BIOMECÁNICOS COMPLEMENTARIOS (ABC), MEDIANTE CONSULTA BIBLIOGRÁFICA Y A EXPERTOS**

Se realizó una revisión bibliográfica relacionada con las propiedades físicas (medidas, espesores, establecimiento de la expansión del arco maxilar), propiedades mecánicas (módulo de Young, coeficiente de fricción entre la placa y la corona del diente) del ligamento periodontal, así como los dientes, los alineadores termo-formados y los (ABC) aditamentos biomecánicos complementarios.

#### **7.1.1 Ligamento Periodontal (LPD)**

Diferentes estudios se han ocupado de caracterizar el comportamiento mecánico del LPD por medio de pruebas in vivo, y pruebas de laboratorio. Adicionalmente se han utilizado modelos matemáticos, explorando cinco modelos de comportamiento diferentes: elástico lineal, viscoelástico, hiperelástico y multifase. En la Tabla 2 se pueden observar las propiedades mecánicas del LPD.

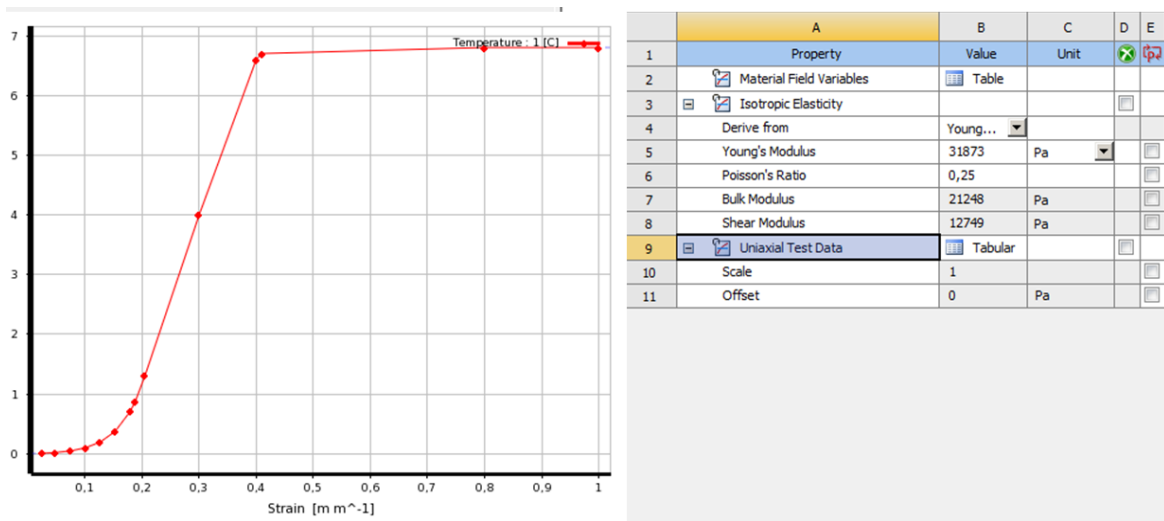
**Tabla 2 Propiedades mecánicas del ligamento periodontal.**

Espesor promedio del LDP (mm)	0.3 (136)
<b>Módulo de Young [Mpa]</b>	<b>Coeficiente de Poisson</b>
0.1 a 10	0.35 a 0.45 (137)
50	0.49 (138)
<b>Esfuerzo deformación basado en tabla reportada en Tomas and Eberhard 1MP (139)</b>	
0.01 a 1000	0.1 a 0.49 (14)
68.9	0.45 (140)
2.5–3.2	0.45 (141)
2, 10–90	0.3 (103)
0.05 a 0.28	0.30 (142)
6.89	0.45 (143)
0.7	0.49 (144)
0.5 (Matriz), 10 (LDP)	0.47, 0.35 (145)
0.3 a 0.25	0.45 (139)
0.68	0.49 (146)
50	0.45 (147)

**Fuente (133)**

Basado en los datos arrojados en investigaciones anteriores (3,24) para este estudio se determinó realizar un modelo elástico no-lineal para el LPD (Figura 2), caracterizado por los puntos en la Figura 2a los cuales se incluyeron de la opción Tabular del programa Ansys® (Figura 2b). La parte lineal de esta curva se caracteriza con los siguientes parámetros: Módulo de Young de 31873, el módulo de Poisson de 0,25, el Módulo de Bulks de 21248 Pa y el Módulo de Cortante de 12749 Pa.

**Figura 2 Parámetros Ansys ® Esfuerzo vs Deformación LPD (a), parámetros Ansys (b), utilizados en las simulaciones. Fuente: (24, 139).**



(a)

(b)

**Fuente: (24, 139).**

### 7.1.2 Dientes

Sus propiedades mecánicas han sido ampliamente estudiadas en la odontología, su comportamiento ha sido caracterizado por distintos autores, que han considerado como modelos simples, tomando así el esmalte como valor característico por ser modelado como un modelos multi-capa, considerando así las estructuras dentales. En la Tabla 3 se muestra

el modelo característico del comportamiento del material, su Módulo de Young y su Coeficiente de Poisson.

**Tabla 3 Datos reportados del módulo de Young y el coeficiente de Poisson.**

Parte	Característica del modelo	Módulo de Young [Mpa]	Coeficiente de Poisson	Autor (es)
Diente	Lineal elástico	2,00 E+04	0.3	(137)
Esmalte	isotrópico	1,86 E+04	0.31	(138)
<b>Diente</b>	<b>Lineal elástico</b>	<b>1,96 E+04</b>	<b>0.3</b>	(24)
Cemento	Lineal elástico	1,86 E+04	0.31	(148)
Dentina	Lineal elástico	1,86 E+04	0.31	
Esmalte	Lineal elástico	8,40 E+04	0.31	
Diente	Lineal elástico	2,00 E+04	0.3	(14)
Dentina	Lineal elástico	1,96 E+04	0.3	(139)
Diente	Lineal elástico	2,00 E+04	0.15	(146)
Diente	Lineal elástico	2,07 E+03	0.3	(147)
Diente	Lineal elástico	1,86 E+04	0.31	(149)
Diente	Lineal elástico	1,90 E+04	0.3	(150)
Diente	Lineal elástico	2,00 E+04	0.3	(151)
Esmalte	Lineal elástico	8,41 E+04	0.2	(105)
Dentina	Lineal elástico	1,86 E+04	0.31	

Diente	Lineal elástico	2,00 E+04	0.2	(152)
Esmalte	Lineal elástico	8,41 E+04	0.33	(153)
Dentina	Lineal elástico	1,83 E+04	0.31	
Dentina	Lineal elástico	1,86 E+04	0.45	(100)

**Fuente (133)**

De estos valores de Módulo de Young (154-155) ya que estos valores corresponden a trabajos anteriores al presente. Estos valores son 1,96E4 Mpa de Módulo de Young y 0.3 de Coeficiente de Poisson, considerando un modelo lineal elástico.

Módulo de Young y Coeficiente de Poisson se usaron los datos reportados por (24) Aditamentos Biomecánicos Complementarios (ABC)

La resina con la que usualmente se fabrican los aditamentos biomecánicos complementarios es un compuesto restaurador posterior dental llamado Filtek P60. Este compuesto o resina es elaborado por la empresa 3M (156). Las propiedades a ser usadas para este material se reportan en la Tabla 4.

**Tabla 4 Propiedades Filtek P60.**

Módulo de Young [Mpa]	Coeficiente de Poisson
1,25 E+03	0.36

**Fuente: (157).**

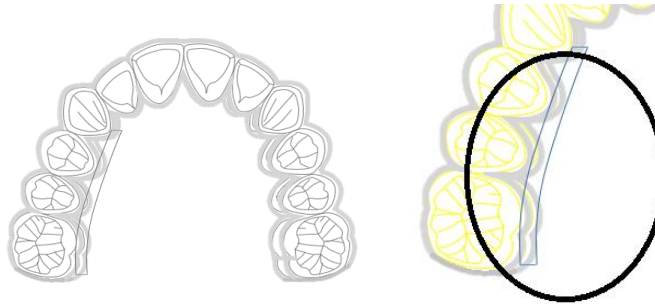
### 7.1.3 Alineadores Termo-formados

Las propiedades mecánicas de la placa termoplástica utilizada en el presente estudio se obtuvieron del estudio (24). Se tomará un módulo de Young de 528 MPa y una razón de Poisson de 0.36.

#### 7.1.4 Movimiento de Expansión

El movimiento dental por medio de placas termo-formables usa tecnología avanzada de imágenes computarizadas en 3D, desde la posición inicial de sus dientes hasta la posición final deseada (111, 119, 131, 158-160). Las placas termo-formadas se fabrican de manera personalizada para que los dientes se trasladen progresivamente. En este estudio se evaluó el movimiento de expansión de cuatro dientes, mediante la aplicación de un desplazamiento hacia vestibular de 0.15 mm ( $\Delta u$ ) en los cuatro dientes estudiados, (Figura 3), según recomendación del personal técnico-científico del grupo de investigación de odontología de la Universidad Autónoma de Manizales el cual equivale a una activación típica de la placa termo-formada.

**Figura 3** Movimiento de expansión donde el  $\Delta u$  es el movimiento que se generó en las simulaciones.



**Fuente:** (133).

#### 7.2 MODELADO CAD DE LAS PIEZAS DENTALES A SER USADAS CON SU RESPECTIVO ALINEADOR TERMO-FORMADO, SU ABC Y LIGAMENTO PERIODONTAL

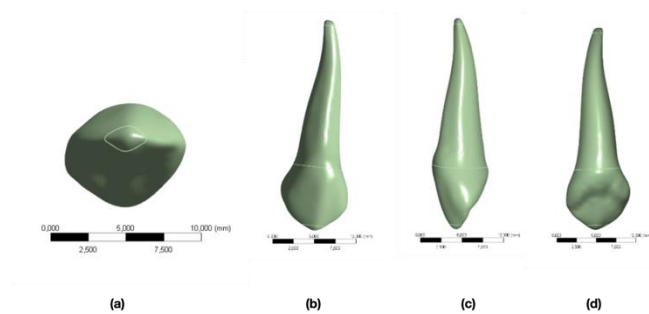
Basado en el indicador del primer objetivo, en esta etapa del proyecto se estableció el modelo CAD de las piezas dentales, el cual se basó a partir de una nube de puntos a escala real de toda la dentición permanente de un humano adquirido por de la Universidad

Autónoma de Manizales de la empresa TurboSquid. A partir del modelo se realizaron los dientes 3, 4, 5 y 6 como de sus respectivos ligamentos periodontales, la configuración de las tres diferentes placas termo-formadas (sin ABC, con ABC en vestibular y por palatino), por medio de operaciones booleanas. Los entregables de esta etapa están representados en los modelos CAD generados.

### 7.2.1 Dientes

La Universidad Autónoma de Manizales adquirió una nube de puntos a escala real de la empresa TurboSquid de toda la dentición permanente. Se tomaron el molar tri-radicular (6), premolar mono-radicular (5), premolar bi-radicular (4), y canino (3), en la

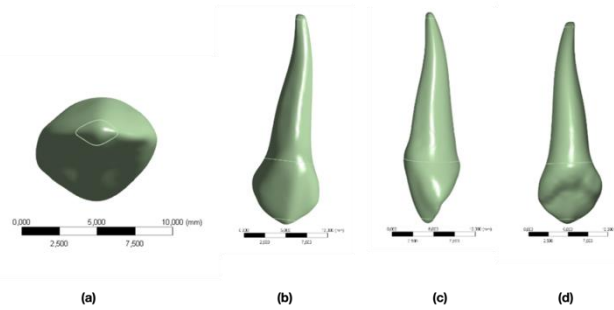
Figura 4 Sólido del canino superior derecho, (a) Vista oclusal, (b) Vista vestibular, (c) Vista Proximal (mesial), (d) Vista palatina.



, se observa el canino superior derecho estudiado por el personal técnicocientífico del grupo de investigación y se eligió por las siguientes razones<sup>1</sup>

**Figura 4 Sólido del canino superior derecho, (a) Vista oclusal, (b) Vista vestibular, (c) Vista Proximal (mesial), (d) Vista palatina.**

<sup>1</sup> <http://www.turbosquid.com/3d-models/teeth-permanent-dentition-max/578051>



**Fuente: (161)**

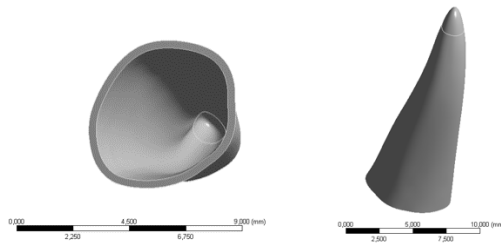
1. Esta investigación está enmarcada dentro de un macro proyecto que necesita todos los dientes del mismo paciente, ya que desde el punto de vista odontológico es importante que los dientes involucrados tengan correlación anatómica para darle validez al estudio y este modelo 3D tiene los 32 dientes de un mismo paciente
2. Su facilidad para enmallarlo, ya que hay menos entidades CAD y se logra una caracterización fiel de la anatomía de los dientes a estudiar, garantizando un mejor equilibrio entre la reproducción en el computador y la exactitud anatómica para que sea viable en la práctica.

Estos dientes corresponden a un adulto promedio, lo cual permitirá la validación de los resultados en un modelo clínico. Los modelos CAD de este trabajo fueron realizados en el software Solidworks 2018.

### **7.2.2 Ligamento Periodontal (LPD)**

Como se mencionó en la sección 1.1; el LDP es una película delgada aproximadamente 0.3 milímetros de espesor alrededor de la raíz del diente(14, 149, 162), con un espesor uniforme de 0.3 mm, ver Figura 5 del canino 3 derecho superior, estos fueron realizados por medio de operaciones booleanas incluidas en el software anteriormente mencionado.

**Figura 5: Ligamento periodontal canino 3, (a) isométrico del LDP, (b) espesor de 0.3 mm del LDP.**



**Fuente: (133).**

### 7.2.3 Aditamentos Biomecánicos Complementarios (ABC)

Los aditamentos biomecánicos complementarios fueron elaborados en la mitad de la corona de los dientes con las medidas y geometría establecidas por el personal técnico-científico del grupo de investigación de la Universidad Autónoma de Manizales, en la Tabla 5 se muestra la medida en milímetros de los ABC largo (L), ancho (A) y profundidad (P), estos aditamentos están adheridos a la superficie de la corona de cada diente.

**Tabla 5: Medidas de ABC largo (L), ancho (A) y profundidad (P) (133)**

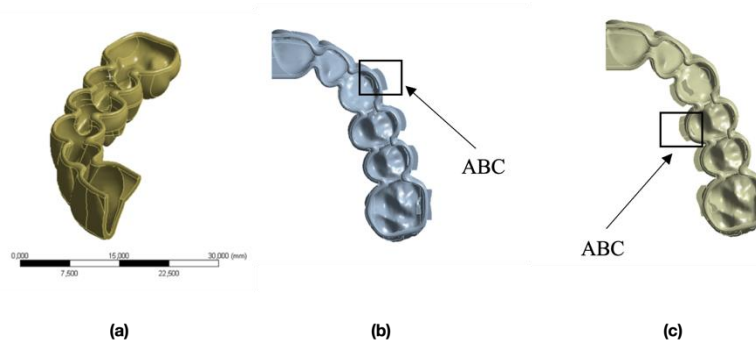
Diente	3 canino	4 primer premolar	5 Segundo premolar	6 molar multi-radicular
Geometría				
L, A, P (mm)	3, 1, 1	3, 1, 1	3, 1, 1	4, 1, 1

**Fuente: (133).**

### **7.3 ALINEADORES TERMO-FORMADOS**

Los alineadores termo-formados se realizaron por medio de operaciones matemáticas en el programa de SolidWorks® 2016 con un espesor uniforme alrededor de las coronas de los dientes de 0.7 mm según (163), en la Figura 6 (a) se presenta la placa sin ABC, en (b) la placa con aditamentos por vestibular y en (c) con aditamentos en palatino.

**Figura 6: (a) Placa termo-formada sin ABC, (b) Placa termo-formada con ABC vestibular, (c) Placa termo-formada con ABC palatino.**



**Fuente: (133).**

## **7.4 ELABORACIÓN DEL MODELO DE ELEMENTOS FINITOS Y POSTERIOR VALIDACIÓN**

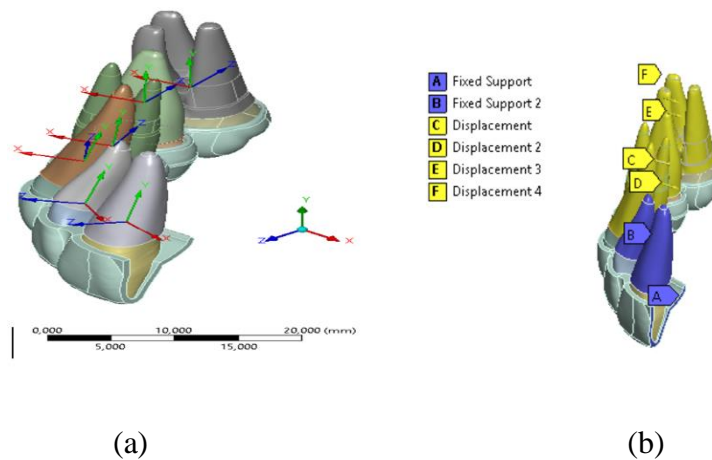
En este apartado se realiza una descripción del modelo realizado, sus condiciones de borde y carga. Así como, la validación del modelo sin aditamentos biomecánicos y análisis de resultados.

### **7.4.1 Condición e Borde**

El borde de la placa termo-formada tiene una condición de soporte fijo (Fixed Support) para asegurar la simetría en el plano sagital de la morfología bucal (A), ver Figura 11 (164). Las superficies externas del ligamento periodontal descritas con la letra B en la Figura 11 de los dientes (1, central) y (2, incisivo), que están en contacto con el hueso se consideraron fijas (Fixed Support). Esta condición es válida ya que estos dientes están unidos al hueso, el cual es substancialmente más rígido que el ligamento periodontal (151). Como el modelo no incluye remodelación ósea, el movimiento de expansión se representó aproximadamente imponiendo desplazamientos de 0.15 hacia vestibular (direcciones locales X en la Figura 7) en las superficies externas, contacto hueso-diente del LDP de los dientes (3, canino), (4, premolar), (5, molar) y (6, molar). Estos desplazamientos están representados con las letras

C, D, E y F, respectivamente en la Figura 7. Se consideraron desplazamientos libres en las direcciones locales Y, y fijos en las direcciones locales Z, para garantizar el desplazamiento en la dirección vestibular, consistente con N. Duque Penado, et al en el 2010. Con este análisis aproximado, se representa adecuadamente las interacciones entre los dientes y la placa termo formada, cuyo análisis puede llegar a ser muy complejo si se incluyera todo el procedimiento de acomodamiento y posicionamiento de la placa con respecto a la mordida inicial y la diferencia de tamaño de la placa termo formada.

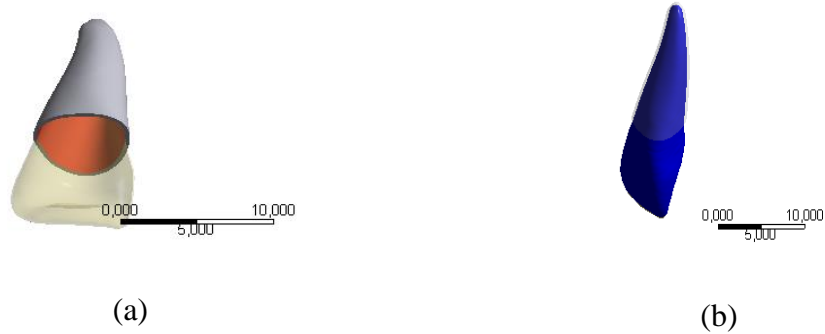
**Figura 7: CAD ser usado: (a) Ejes coordenados propios en cada diente, (b) condiciones de desplazamiento generadas en las superficies exteriores del LDP.**



**Fuente: (133).**

Los dientes y sus LDP respectivos están unidos por un contacto pegado/unido (bonded). Los nodos correspondientes no pueden separarse entre sí, por lo que se asume una adhesión perfecta entre las superficies de contacto, sin deslizamiento mutuo o separación según S. Barone et al (163), ver Figura 8.

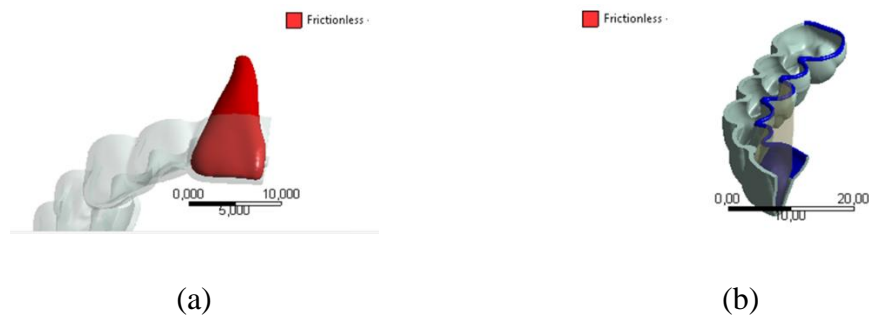
**Figura 8: Condición de contacto entre diente y LDP(a) Superficies interiores del LDP, (b)Superficies del diente.**



**Fuente: (133).**

Basado en el estudio de S. Barone et al (163), las coronas de los dientes y la placa termoformada fueron unidos por un contacto sin fricción (frictionless), ya que entre el material polimérico del alineador y el tejido biológico de los dientes existe presencia de saliva, lo que reduce el coeficiente de fricción a valores despreciables, ver Figura 9.

**Figura 9: Condición de contacto entre diente y placa(a) Superficies exteriores del diente, (b)Superficies de la placa las cuales están en contacto con el diente.**



**Fuente: (133).**

## 7.4.2 Condiciones de Carga

Para generar en el modelo un desplazamiento paulatino (0.15 mm explicado den la condición de borde) se divide la carga en treinta pasos, ver Figura 10(a), y el número de pasos iniciales se establece en cinco; la rigidez de contacto se actualiza en cada iteración automáticamente. Durante las iteraciones de Newton-Raphson, la falta de coincidencia se verifica con respecto al valor de tolerancia de penetración máximo permitido.

Debido a que en este estudio no se consideran aspectos como remodelación ósea, la simulación se realiza en el módulo estático estructural de Ansys® 18, usando un solucionador iterativo. Debido al comportamiento mecánico del LDP y contacto sin fricción entre la corona del diente y la placa termo formada, se usó el método de Newton-Raphson para solucionar estas no linealidades, ver Figura 10(b).

**Figura 10: Condición de carga (a) Rampa de carga, (b) Condiciones del solucionador, se utilizó el método de Newton-Raphson completo para las no linealidades.**



(a)

Solver Controls	
Solver Type	Iterative
Weak Springs	Off
Solver Pivot Checking	Program Controlled
Large Deflection	On
Inertia Relief	Off
Rotordynamics Controls	
Restart Controls	
Nonlinear Controls	
Newton-Raphson O...	Full
Force Convergence	Program Controlled
Moment Convergence	Program Controlled
Displacement Conve...	Program Controlled
Rotation Convergen	Program Controlled
Line Search	Program Controlled
Stabilization	Off

(b)

Fuente: (133).

La división de la carga se realizó con el fin de lograr una carga paulatina y despreciar condiciones de movimientos acelerados y generar daño en el LDP (146).

### **7.4.3 Validación del Modelo**

Para la validación del modelo, tras una búsqueda en la literatura científica, no se encontraron estudios que permitieran realizar una validación directa del modelo elástico adoptado en este estudio. Por lo tanto, se eligieron los siguientes trabajos para realizar una comparación de los resultados del modelo. En el trabajo realizado por Hule et al (130-131), realiza una investigación clínica, en la cual realiza una estimación del movimiento generado por medio de alineadores termo-formados, este estudio considera la remodelación ósea ya que se realiza en seres humanos, reportando un intervalo de confianza del 95%. En el trabajo realizado por Taddei et al (134) analiza la fuerza ortodóntica óptima para no generar daños en el LDP y en el trabajo realizado por Peña et al (24) realiza el estudio en un diente con la presencia de hueso, sin embargo, en su modelo no considera la remodelación ósea.

## **7.5 DESCRIPCIÓN DEL DISEÑO DE EXPERIMENTOS**

J. Houle et al (130-131) realizo un estudio de la predictibilidad en la expansión del arco maxilar en 64 pacientes, el cálculo del tamaño de la muestra fue realizado por medio de las suposiciones que el 70% de la expansión podría ser alcanzada con un margen de error del 10%; el cálculo fue basado en el 0.8 de potencia estadística y un intervalo de confianza del 95% (130-132), los criterios de inclusión del estudio fueron:

- Casos para los cuales se planeó la expansión, con o sin mordida cruzada posterior.
- Casos con tres archivos. stl disponibles.
- Dentición permanente con segundos molares completamente erupcionados.
- Crecimiento completado (más de 18).
- Cualquier cantidad de apiñamiento.
- Buen cumplimiento durante el tratamiento según lo evaluado por el profesional.
- Reducción interproximal (IPR) completada según lo prescrito en el tratamiento.
- Alineadores usados por 2 semanas a la vez y luego cambiados.

- Y los criterios de exclusión fueron:
- Corrección del curso medio.
- Casos de extracción.
- Dientes perdidos.
- tratamiento auxiliar (incluidos elásticos).
- IPR posterior.
- Cualquier caso tratado después de la introducción del material.

La muestra estuvo conformada por: 31 mujeres y 23 hombres, con un promedio de edad de 31.2 años. el estudio realizado solo observo la primera ronda de alineadores termoformados.

Los datos recolectados por Houle et al (130-131), tomados por un solo ortodontista, fueron digitalizados usando el escáner iTero® y transformados a un archivo .stl, tanto en el pre, como en el post-tratamiento. Las mediciones del estudio se realizaron por medio del software Geomagic Qualify® y la comparación entre los resultados del pre y el post-tratamiento se realizó con el software Clincheck®, tomando como punto de referencia las cúspides de los diferentes dientes, tales como el canino, Primer premolar, Segundo premolar, y Primer molar.

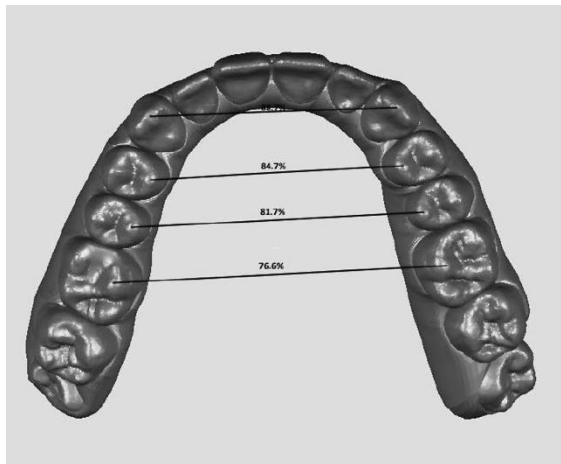
A partir de las mediciones realizadas, Houle et al (130-131) diseño un indicador, llamado porcentaje de predictibilidad, el cual permite contrastar los desplazamientos logrados por las placas en los pacientes contra lo que se estimó antes del tratamiento mediante el software Clincheck® en el cual solo tienen en cuenta los desplazamientos o movimiento de los dientes involucrados. El porcentaje de predictibilidad se calcula mediante la Ecuación 1 donde  $l_p$ , es la longitud predicha, y  $l_g$  es la longitud lograda, esta ecuación asegura que el cálculo no exceda el 100 %.

### Ecuación 1

$$\%predc = 100\% - \left[ \frac{(lp - lg)}{lg} \right] * 100\% .$$

En la Figura 11 se observan las marcas y la precisión de las mediciones en el arco maxilar.

**Figura 11: Resultados del estudio realizado por J. Hule.**



**Fuente: (130-131).**

En el estudio clínico realizado por Houle et al (130-131), entre los hallazgos relevantes se encontró que el uso del software Clincheck® no reportó grandes variaciones estadísticas comparado con las mediciones clínicas, además este software fue capaz de predecir la inclinación (tipping).

La predictibilidad del modelo se estimó comparando la distancia de activación lp (0.15 mm) prescrita en las superficies de contacto entre el hueso y ligamento periodontal la longitud lograda lg que se obtuvo en el modelo en las cúspides de los dientes. Para ello se utilizó la Ecuación 1.

Los resultados obtenidos se pueden observar en la Tabla 6, donde, en la primer columna se define el tipo de diente, en la segunda columna los resultados obtenidos por (130-131) y en la tercer columna los resultados obtenidos en la simulación sin ABC del presente proyecto.

**Tabla 6: Comparación entre resultado clínico y simulación sin ABC.**

Tipo de diente	exactitud de cambio % (resultado clínico)	exactitud de cambio % (resultado de simulación)	Error relativo
Canino (3)	88,7	89,7	1,13%
Primer premolar (4)	84,7	86,4	2,01%
Segundo premolar (5)	81,7	83,7	2,45%
Primer molar (6)	76,7	79	3,00%

**Fuente: (133).**

De lo cual se observa que los resultados de predictibilidad están en los mismos rangos obtenidos en el estudio realizado por J. Hule en el 2015 y por J.P. Hule, et al en el 2017 (130-131), en donde ningún error relativo supera el 5%.

### **7.5.1 Fuerza Óptima Ortodóntica**

Taddei et al (134), sugirieron una fuerza de 0.35 N (35.7 g) como fuerza óptima para el movimiento maxilar en un ratón sin signos de reabsorción ósea en la raíz del diente. Como se observa en la sección 3.4.5.3 en donde ninguna fuerza total obtenida en la simulación de los modelos de los dientes de canino a molar excede los valores óptimos de la fuerza (135).

### **7.5.2 Movimiento en un Diente**

Peña et al (24) mostro en su estudio un movimiento de un canino en una expansión mandibular de 0.15 mm en la dirección vestíbulo palatina, con una placa termo-formada de 0.7mm de espesor, con un LDP de 0.3 mm de espesor; sin consideración de remodelación ósea y sin la interacción de otros dientes. La fuerza reportada para generar movimiento fue de (0.28 N) mientras en este estudio fue de (0.23 N) esta diferencia puede desbeberse que en el presente estudio no se toma en cuenta la presencia del hueso.

### **7.5.3 Convergencia de la Malla**

Los tamaños del modelo han variado ligeramente entre los diferentes escenarios debido a las diversas configuraciones. La convergencia de malla se realizó evaluando el número de elementos contra la deformación total máxima.

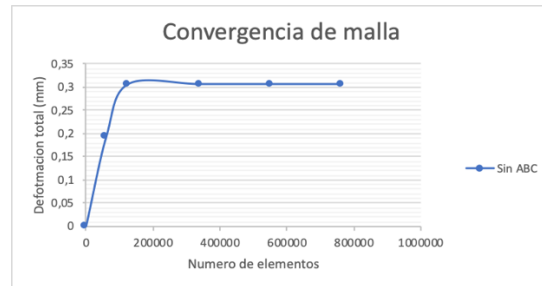
Los detalles de la cantidad de nodos y elementos, además del tiempo de simulación se presentan en los anexos.

#### *7.5.3.1 Sin ABC*

En la

Figura 12 muestra curva de convergencia de malla del modelo sin aditamentos biomecánicos (ABC), como varía el desplazamiento máximo a medida que el número de elementos aumenta. El desplazamiento máximo tiende a estabilizarse más allá de los 3.388.155 elementos y se considera que se estabilizó con base en un criterio de desviación porcentual del 5% con respecto al valor anterior, la magnitud del desplazamiento máximo en estas condiciones es de 0.3073 mm para un número de elementos de 125.144.

**Figura 12 Convergencia de malla sin ABC, número de elementos contra deformación total.**

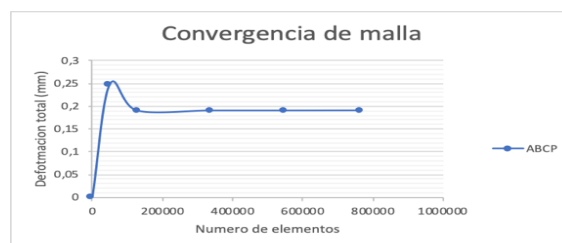


**Fuente: (133).**

### 7.5.3.2 Con ABCP

En la Figura 13 muestra curva de convergencia de malla del modelo con aditamentos biomecánicos complementario por palatino (ABCP), como varía el desplazamiento máximo a medida que el número de elementos aumenta. El desplazamiento máximo tiende a estabilizarse más allá de los 3388156 elementos y se considera que se estabilizó con base en un criterio de desviación porcentual del 5% con respecto al valor anterior, la magnitud del desplazamiento máximo en estas condiciones es de 0.18997 mm para un número de elementos de 127491.

**Figura 13 Convergencia de malla con ABCP número de elementos contra deformación total.**

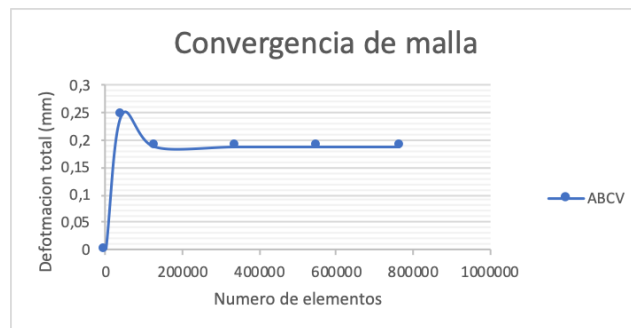


**Fuente: (133).**

### 7.5.3.3 Con ABCV

En la Figura 14 muestra curva de convergencia de malla del modelo con aditamentos biomecánicos complementario por vestibular (ABCV), como varía el desplazamiento máximo a medida que el número de elementos aumenta. El desplazamiento máximo tiende a estabilizarse más allá de los 3388156 elementos y se considera que se estabilizó con base en un criterio de desviación porcentual del 5% con respecto al valor anterior, la magnitud del desplazamiento máximo en estas condiciones es de 0.18923 mm para un número de elementos de 127491.

**Figura 14 Convergencia de malla con ABCV número de elementos contra deformación total.**



**Fuente: (133).**

## **7.6 DETERMINAR LAS FUERZAS Y MOMENTOS DEL LIGAMENTO PERIODONTAL DURANTE LA EXPANSIÓN EN EL ARCO MAXILAR, POR MEDIO DE LOS ALINEADORES TERMO-FORMADOS CON Y SIN LOS ABC LOS CUALES ESTARÁN UBICADOS POR VESTIBULAR Y POR PALATINO, UTILIZANDO ELEMENTOS FINITOS**

En esta etapa del proyecto se estableció el modelo para simular por elementos finitos el movimiento de expansión del arco maxilar; como entregable de esta etapa fueron los resultados tanto de convergencia de malla como sus patrones de esfuerzo y deformación en

el diente y en el ligamento periodontal. El modelo sin ABC se comparó con un estudio de predictibilidad además de la fuerza optima ortodóntica para su validación.

#### **7.7 COMPARAR LOS PATRONES OBTENIDOS EN LOS DIENTES DEL CANINO AL MOLAR EN EL ARCO MAXILAR Y EL LIGAMENTO PERIODONTAL CON Y SIN ABC.**

Finalmente, se compararon los resultados de los modelos con los ABC y sin ellos por medio de una relación simple y, por consiguiente, se determinó el efecto en el ligamento periodontal al realizar la expansión en el arco maxilar, del canino al molar; como entregable de esta etapa fueron los cuadros comparativos de los diferentes valores de esfuerzo y deformación, tanto de los dientes como ligamentos y placas.

## 8 RESULTADOS

### 8.1 OBTENER LAS FUERZAS Y MOMENTOS NECESARIAS PARA LOGRAR LOS MOVIMIENTOS EXPANSIVOS EN EL MODELO DE ELEMENTOS FINITOS CON ALINEADORES TERMOFORMADOS SIN ADITAMENTOS RESINA

#### 8.1.1 Sin ABC

A continuación, se observan las fuerzas y momentos aplicados a los dientes para generar los movimientos dentales deseados en el modelo de alineadores termo-formados Sin aditamentos biomecánico complementarios. En la

**Tabla 7** se presentan las fuerzas y momentos; Siendo estos una integración de los esfuerzos obtenidos en la simulación realizada.

**Tabla 7 Fuerzas y momentos aplicados en el modelo sin ABC.**

Diente	Fuerza (N)	Momento (N*mm)
Canino (3) sin	2,35E-01	1,10E+00
Primer premolar (4) sin	1,14E-01	8,05E-01
segundo premolar (5) sin	8,00E-02	4,46E-01
Primer molar (6) sin	4,00E-02	4,00E-01

**Fuente (133)**

## 8.2 OBTENER LAS FUERZAS Y MOMENTOS NECESARIAS PARA LOGRAR LOS MOVIMIENTOS EXPANSIVOS EN EL MODELO DE ELEMENTOS FINITOS CON ALINEADORES TERMOFORMADOS CON ADITAMENTOS RESINA POR VESTIBULAR

### 8.2.1 Con ABC Vestibular

A continuación, se observan las fuerzas y momentos aplicados a los dientes para generar los movimientos dentales deseados en el modelo de alineadores termo-formados con aditamentos biomecánico complementarios por vestibular. En la Tabla 8 se presentan las fuerzas y momentos, siendo estos una integración de los esfuerzos obtenidos en la simulación realizada.

**Tabla 8 Fuerzas y momentos aplicados en los modelos con ABCV**

Diente	Fuerza (N)	Momento (N*mm)
Canino (3)V	2,36E-01	1,11E+00
Primer premolar (4)V	1,54E-01	9,42E-01
segundo premolar (5)V	8,54E-02	5,89E-01
Primer molar (6)V	5,46E-02	3,07E-01

**Fuente (133)**

### **8.3 OBTENER LAS FUERZAS Y MOMENTOS NECESARIAS PARA LOGRAR LOS MOVIMIENTOS EXPANSIVOS EN EL MODELO DE ELEMENTOS FINITOS CON ALINEADORES TERMOFORMADOS CON ADITAMENTOS RESINA POR PALATINO**

#### **8.3.1 Con ABC Palatino**

A continuación, se observan las fuerzas y momentos aplicados a los dientes para generar los movimientos dentales deseados en el modelo de alineadores termo-formados con aditamentos biomecánico complementarios por palatino. En la Tabla 9 se presentan las fuerzas y momentos; Siendo estos una integración de los esfuerzos obtenidos en la simulación realizada.

**Tabla 9 Fuerzas y momentos aplicados en los modelos con ABCP.**

Diente	Fuerza (N)	Momento (N*mm)
Canino (3)P	2,50E-01	1,15E+00
Primer premolar (4)P	2,21E-01	9,47E-01
segundo premolar (5)P	7,07E-02	4,76E-01
Primer molar (6)P	4,27E-02	2,60E-01

**Fuente (133)**

### **8.4 COMPARAR LOS RESULTADOS EN LOS TRES MODELOS PARA EVALUAR EL COMPORTAMIENTO DE LIGAMENTO PERIODONTAL.**

En la Gráfica 1 y Gráfica 2 se observan las fuerzas y momentos del canino 3 y el premolar 4, respectivamente. En este caso los efectos que genera el uso de ABC indica que para estos dientes es preferible aplicar la fuerza con ABCP.

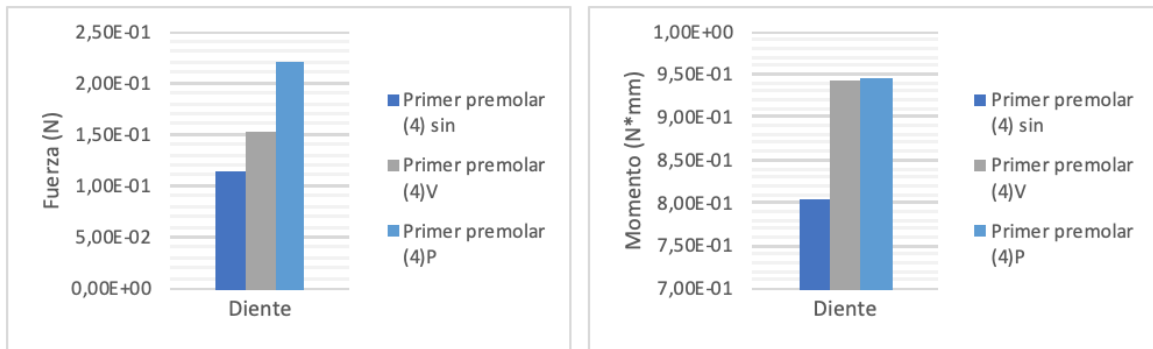
**Gráfica 1 (a) Fuerza aplicada al LDP para generar el movimiento, (b) Momento aplicado al LDP para generar el movimiento; del canino 3.**



(a)

(b)

**Gráfica 2 (a) Fuerza aplicada al LDP para generar el movimiento, (b) momento aplicado al LDP para generar el movimiento; del premolar 4.**

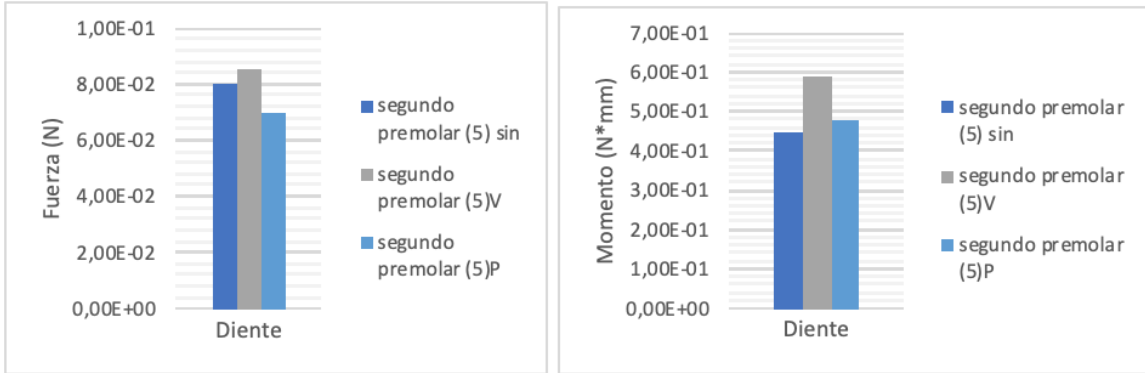


(a)

(b)

En la Gráfica 3 se observa que el uso de ABCV en el premolar 5 requiere una mayor aplicación de fuerza y momento. Los efectos generados sin ABC y ABCP son similares.

**Gráfica 3 (a) Fuerza aplicada al LDP para generar el movimiento, (b) Momento aplicado al LDP para generar el movimiento; del premolar 5.**

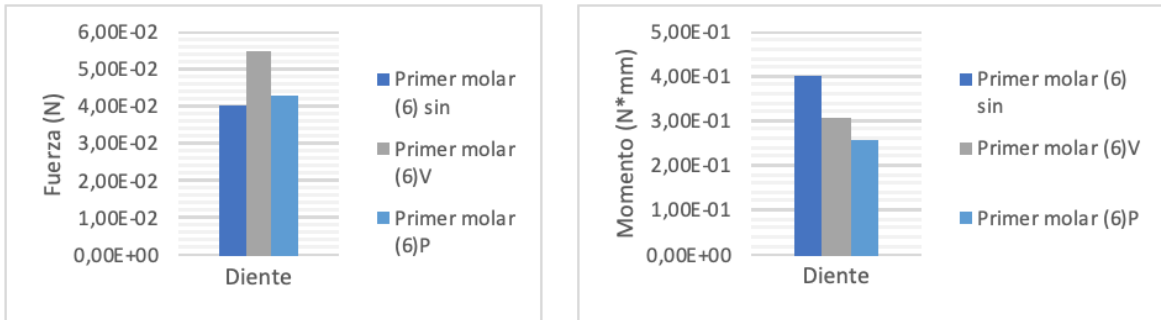


(a)

(b)

En la Gráfica 4 se observa que el uso de ABCP en el molar 6 requiere una menor aplicación de fuerza y momento. Por el contrario, los efectos generados sin ABC requieren una mayor aplicación de fuerza y momento.

**Gráfica 4 (a) Fuerza aplicada al LDP para generar el movimiento, (b) Momento aplicado al LDP para generar el movimiento; del Molar 6.**



(a)

(b)

Las gráficas anteriores Gráfica 1, Gráfica 2, Gráfica 3, Gráfica 4, permitieron identificar las fuerzas necesarias para generar una expansión del arco maxilar usando alineadores termo-formados y lograr un desplazamiento en el LDP de 0.15mm :

- Para el canino 3: El desplazamiento final logrado fue de 0.134 mm para lo que requirió una fuerza de 0,235 N y un momento de 1,10 N\*mm sin ABC. Por otro lado, el uso de ABCV generó una fuerza de 0,236 N y un momento de 1,11 N\*mm. El uso de ABCP generó una fuerza de 0,250 N y un momento de 1,15 N\*mm. Se evidenció que la presencia de tipping (inclinación del diente) en las simulaciones disminuía con el uso de ABC. Se encontró que entre mayor sea la fuerza y el momento generado será menor el tipping, esto indica, que para este diente es recomendable el uso de ABCP en el tratamiento con placas termo-formadas. En ninguno de los tres casos la fuerza superó la fuerza optima ortodóntica lo cual significa que no se generó daño en el LDP.
- Para el premolar 4: El desplazamiento final logrado fue de 0.132 mm para lo que requirió una fuerza de 0,114 N y un momento de 0,805 N\*mm sin ABC. Por otro lado, el uso de ABCV generó una fuerza de 0,154 N y un momento de 0,942N\*mm. El uso de ABCP generó una fuerza de 0,221 N y un momento de 0,947 N\*mm. Se evidenció que la presencia de tipping (inclinación del diente) en las simulaciones disminuía con el uso de ABC. Se encontró que entre mayor sea la fuerza y el momento generado será menor el tipping, esto indica, que para este diente es recomendable el uso de ABCP en el tratamiento con placas termo-formadas. En ninguno de los tres casos la fuerza superó la fuerza optima ortodóntica lo cual significa que no se generó daño en el LDP.
- Para el premolar 5: El desplazamiento final logrado fue de 0.129 mm para lo que requirió una fuerza de 0,08 N y un momento de 0,446 N\*mm sin ABC. Por otro lado, el uso de ABCP generó una fuerza de 0,0707N y un momento de 0,476 N\*mm. El uso de ABCV generó una fuerza de 0,0854 N y un momento de 0,589 N\*mm, Se evidenció que la presencia de tipping (inclinación del diente) en las simulaciones disminuía con el uso de ABC. Se encontró que entre mayor sea la fuerza y el momento generado será menor el tipping, esto indica, que para este diente es recomendable el uso de ABCV en el tratamiento con placas termo-

formadas. En ninguno de los tres casos la fuerza superó la fuerza optima ortodóntica lo cual significa que no se generó daño en el LDP.

- Para el molar 6: El desplazamiento final logrado fue de 0.124 mm para lo que requirió una fuerza de 0,04 N y un momento de 0,4 N\*mm sin ABC. Por otro lado, el uso de ABCV generó una fuerza de 0,0546 N y un momento de 0,307 N\*mm. El uso de ABCP generó una fuerza de 0,0427 N y un momento de 0,260 N\*mm. Se evidenció que la presencia de tipping (inclinación del diente) en las simulaciones disminuía con el uso de ABC. Se encontró que entre mayor sea la fuerza y el momento generado será menor el tipping, esto indica, que para este diente es recomendable el uso de ABCV en el tratamiento con placas termo-formadas. En ninguno de los tres casos la fuerza superó la fuerza optima ortodóntica lo cual significa que no se generó daño en el LDP.

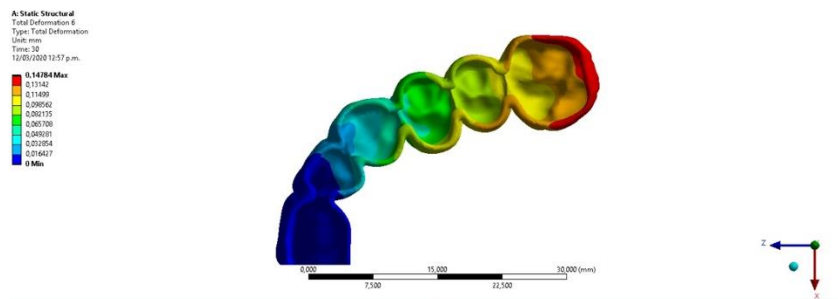
## 8.5 ESTABLECER LA DEFORMACIÓN DEL ALINEADOR PLÁSTICO DURANTE LA EXPANSIÓN DEL MAXILAR

### 8.5.1 Sin ABC

En la

Figura 15 se observa la deformación del alineador termo-formado, teniendo como valor máximo de 0,14784.

**Figura 15 Deformación placa termo-formada sin ABC.**

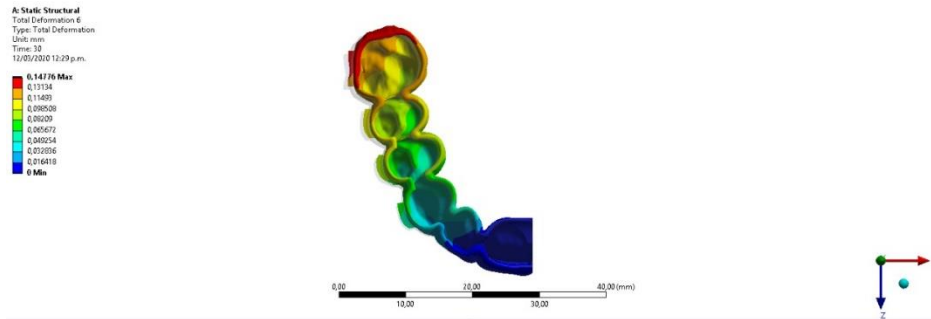


**Fuente: (133).**

### 8.5.2 ABC por Vestibular

En la Figura 16 se observa la deformación del alineador termo-formado, teniendo como valor máximo de 0,14776.

**Figura 16 Deformación placa termo-formada con ABC por vestibular**

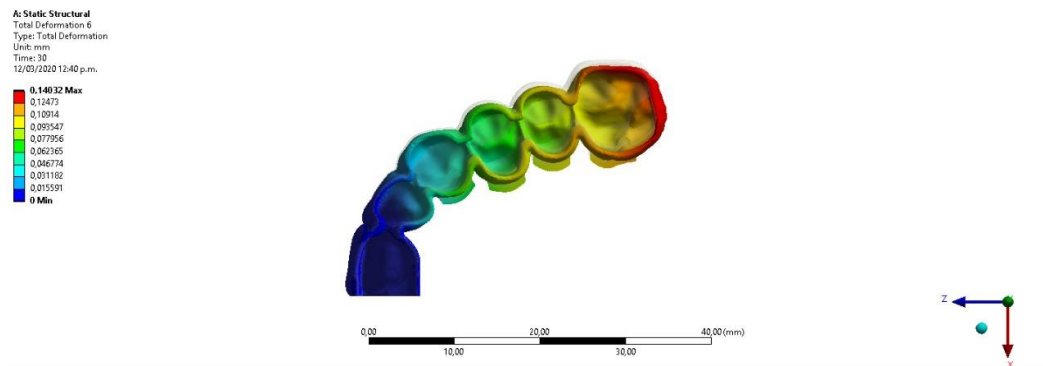


**Fuente: (133).**

### 8.5.3 ABC por Palatino

En la Figura 17 se observa la deformación del alineador termo-formado, teniendo como valor máximo de 0,14032.

**Figura 17 Deformación placa termo-formada con ABC por palatino.**



**Fuente: (133).**

## 9 DISCUSIÓN DE RESULTADOS

La expansión del maxilar es una excelente alternativa para manejar problemas transversales de los pacientes, pero pueden presentar limitaciones, tanto biológicas como biomecánicas. Estas limitaciones pueden estar asociadas a la edad, al nivel de compresión del maxilar, la tendencia de crecimiento y a la biomecánica que se emplea para su abordaje. En el presente estudio, cuando se realizó el movimiento expansivo se evidenció que este no se dio en cuerpo, sino que fue evidente la presencia de inclinación del diente. Esta inclinación en las simulaciones a través de MEF se disminuía con el uso de ABC, y en el LPD se evidenciaron zonas asociadas con compresión y tensión. Isola G. et al. en el 2016, realizaron observaciones similares en el movimiento ortodóntico con aparatología convencional a través de microscopía electrónica, encontrando que el movimiento de un diente es el resultado de un estímulo mecánico, generado por una fuerza aplicada a la corona de un diente, que resulta en una respuesta inflamatoria aguda del tejido periodontal, que a su vez puede desencadenar la cascada de eventos biológicos asociados con la remodelación ósea. De igual manera, Zhou y col en el 2019 (23) realizaron una investigación con el fin de evaluar la eficiencia y el patrón de movimiento de la expansión del arco superior utilizando alineadores Invisalign®. Evaluaron la correlación entre la cantidad de expansión diseñada, la eficiencia de la expansión en cuerpo y como era el torque molar. Los resultados de este estudio mostraron que la eficiencia de expansión en cuerpo del primer molar superior fue de 36.35 mm + - 29.32%, y la relación del movimiento de expansión entre la raíz y la corona era aproximadamente 2:5. El primer molar superior se vestibularizó 2.07 mm + - 3.278% después de la expansión. La expansión del arco con los alineadores Invisalign® se debió principalmente al movimiento de inclinación, datos que coinciden con lo encontrado en la presente investigación.

En el presente estudio los resultados arrojaron que los dientes presentaban una inclinación que se disminuía con el uso de ABC al generar un contramomento que permitió que se expresara un movimiento con menor grado de rotación. Adicionalmente también se observó que las fuerzas aplicadas en cada diente iban disminuyendo desde el central hasta el primer molar, al realizar los movimientos expansivos. Resultados similares se encuentran en el

estudio de Zhao y col 2017 (165) quienes evaluaron la eficiencia de la expansión maxilar con alineadores plásticos y determinaron que la expansión se logró mediante el movimiento hacia vestibular de los dientes posteriores con inclinación de estos y concluyeron que la eficiencia de la expansión disminuye gradualmente desde el primer premolar hasta los segundos molares.

De acuerdo con los Modelos de Elementos Finitos realizados en este estudio, se evidenció que según el uso y/o la ubicación de los ABC se van a generar cambios en la fuerza y en los momentos, cuando se aplica una condición de desplazamiento a los dientes al hacer el movimiento de expansión. Hallazgos diferentes a ésta investigación encontraron Mariko Goto et al en el 2017 (166), quienes a través de un MEF usando el canino y el primer molar superior, evaluaron el uso de aditamentos biomecánicos complementarios para generar una fuerza ortodóntica efectiva mediante el uso de alineadores termoformados, evitando así el efecto de inclinación que esto pudiera generar; encontraron que no hubo ninguna diferencia en el aditamento biomecánico complementario con el cambio de forma y posición para el movimiento dental. Al contrario de esta investigación, en el presente estudio se encontró que hay cambios en la fuerza y el momento según la posición del ABC y del diente o sección de dientes que se quiere mover (canino superior a primer molar superior). Simón et al. (40) en su estudio retrospectivo, investigaron la eficacia de los alineadores termoformados en los movimientos de torque en el incisivo superior, rotación de premolares y distalización de molares, con y sin aditamentos biomecánicos complementarios; encontraron en su estudio que los movimientos de rotación sin los ABC se dan con menor eficacia (42,4%) comparados con los movimientos realizados con ABC (47,3%), de forma similar nuestro estudio, observó que cuando se realizan los movimientos con ABC estos se logran con menor grado de inclinación, siendo el movimiento más eficiente y predecible. Simón et al. (40). También concluyeron que la cantidad de movimiento tiene un gran impacto en la predictibilidad del tratamiento.

Al realizar la simulación en los MEF y al aplicar la condición de desplazamiento para simular la proyección del tratamiento se evidenció que en el ligamento periodontal no

presentaron daños, puesto que no se excedió el esfuerzo para ocasionar alteraciones en el LPD, considerándose este como un movimiento entre los parámetros fisiológicos del movimiento ortodóntico presentados por Meeran NA en el 2013. Observaciones iniciales de J.P. Gómez et al en el 2015 (24) donde evaluaron el movimiento rotacional en un canino y como era la carga en el ligamento periodontal al hacer este movimiento intrusivo, encontraron que al aumentar el espesor del LPD se requirió de menos carga para intruir el diente. Meeran (167) el cual explica que los diversos neurotransmisores, factores de crecimiento, interleucinas, leptinas y enzimas como la aspartato aminotransferasa, la catepsina K y las metaloproteinasas de la matriz tienen el potencial de servir como marcadores biológicos para controlar y validar el movimiento de los dientes con ortodoncia, esta comparación se realiza con este estudio ya que no hay investigaciones que hablen sobre el efecto del ligamento periodontal tras realizar movimientos con alineadores termoformados, se sabe que esta investigación fue realizada con un modelo de elementos finitos, el cual nos permite saber qué cambios se presentan en el ligamento periodontal y nos dio la posibilidad de darle su sentido fisiológico.

Como se observa en el presente estudio, se evaluó la deformación en milímetros que presentó el alineador en reacción a la condición de desplazamiento generadas en la superficie externa del ligamento periodontal; evidenciando que hay una mayor deformación en el área de la corona primer molar, esto podría estar dado posiblemente a que el primer molar superior es el diente que presenta mayor resistencia al movimiento, cuando se realiza la expansión por su condición y disposición triradicular, además de esto, por su posición en el arco. Así lo confirma Adham Skaik et al en el 2019 (168) en un estudio cuyo propósito fue identificar los diversos factores que influyen en los cambios de la fuerza generados por los materiales de los alineadores termoformados, creando así un sistema de medición de fuerza basado en un sensor de presión del alineador termoformado. En este estudio se concluyó que las propiedades mecánicas del material, la frecuencia de inserción y remoción del alineador y la cantidad de activación simulada para el movimiento dental, son factores que influyen en las fuerzas generadas. En el presente estudio no se tuvo en cuenta las la

inserción y remoción del alineador, sin embargo, en el desarrollo de esta investigación si se tuvo en cuenta la cantidad de activación del alineador para generar el movimiento dental.

## 10 CONCLUSIONES

Partiendo de las limitaciones que pueda tener un análisis de elementos finitos, se pudo concluir que:

- La presencia de inclinación hacia vestibular en las simulaciones disminuía con el uso de aditamentos biomecánicos complementarios. Se encontró que entre mayor sea la fuerza y el momento generado será menor la inclinación.
- En el caso del canino, el uso de aditamentos biomecánicos complementarios por palatino produjo una mayor fuerza y momento, lo que llevó a una menor inclinación.
- En el caso del primer premolar, el uso de aditamentos biomecánicos complementarios por palatino, produjeron una mayor fuerza y momento, lo que llevó a una menor inclinación.
- En el caso del segundo premolar, el uso de aditamentos biomecánicos complementarios por vestibular, produjeron una mayor fuerza y momento, lo que llevó a una menor inclinación.
- En el caso del primer molar el uso de aditamentos biomecánicos complementarios por vestibular, produjeron una mayor fuerza y momento, lo que llevó a una menor inclinación.
- A nivel del ligamento periodontal, se logró evidenciar que, al no superar las fuerzas fisiológicas de este, no se observaron posibles daños en el LPD cuando se realizaba el movimiento de expansión.
- La mayor deformación de la placa termoformada se evidencio sin ABC.

## 11 RECOMENDACIONES

- Se recomienda realizar el estudio tanto en el lado derecho como izquierdo de la boca, es decir, de molar 6 derecho a molar 6 izquierdo. Debido a que el movimiento dental genera interacciones entre los dientes. En este estudio solo se consideró el lado derecho de la boca.
- Se recomienda la inclusión en la simulación de un modelo de regeneración ósea para una mayor precisión en los datos, además de los huesos del maxilar superior tales como el hueso duro y el hueso esponjoso.
- Como trabajos futuros se deberá realizar una validación clínica de los resultados obtenidos.
- Se recomienda analizar el efecto de inserción y remoción del alineador termoformado, para evaluar las fuerzas resultantes ejercidas el model.

## 12 REFERENCIAS

1. Geramy A, Shahroudi A. Fixed versus Removable Appliance for Palatal Expansion; a 3D Analysis using the Finite Element Method. *J Dent (Tehran)* 2014;11(1):75-84.
2. Proffit W, Fields HJ, Moray L. Prevalence of Malocclusion and Orthodontic Treatment Need in the United States: Estimates from the NHANES III Survey. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1998;13(2):97-106.
3. Binder R. Correction of Posterior Crossbites: Diagnosis and Treatment. *Pediatr Dent.* 2004;26:266-272.
4. Bjerklin K. Follow-up control of Patients with unilateral Posterior cross-bite Treated with Expansion Plates or the Quad-Helix Appliance. *J Orofac Orthop.* 2000;61:112-124.
5. Hesse K, Artun J, Joondeph D, Kennedy D. Changes in Condylar position and Occlusion associated with Maxillary Expansion for Correction of Functional Unilateral Posterior Crossbite. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111:410- 418.
6. Nerder P, Bakke M, Solow B. The Functional shift of the Mandible in Unilateral Posterior Crossbite and the Adaptation of the Temporomandibular Joints: A pilot study. *Eur J Orthod.* 1999;21:155-166.
7. O'Byrn B, Sadowsky C, Schneider B, BeGole E. An Evaluation of Mandibular Asymmetry in Adults with Unilateral Posterior Crossbite. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107:394-400.
8. Lagravere M, Major P, Flores-Mir C. Long-term Skeletal changes with Rapid Maxillary Expansion: A Systematic Review. *Angle Orthod.* 2005;75:1046-1052.
9. Martina R, Cioffi I, Farella M, Leone P, Manzo P, Matarese G, et al. Transverse changes determined by rapid and slow Maxillary Expansion-a low-dose CT-based Randomized controlled trial. *Orthod Craniofac Res.* 2012;15(3):159-168.

10. Zhou Y, Long H, Ye N, Xue J, Yang X, Liao L, et al. The Effectiveness of Non-surgical Maxillary Expansion: A Meta-analysis. *Eur J Orthod.* 2014;36(2):233-242.
11. Turner C, Pavalko F. Mechanotransduction and Functional Response of the Skeleton to Physical Stress: the Mechanisms and Mechanics of Bone Adaptation. *J Orthop Sci.* 1998;3:346-355.
12. Dorow C. Numerische Simulation und Experimentelle Untersuchung der Zahnbewegung. [Dissertation.]. Ulm, Germany.: University of Ulm.; 2004.
13. Dorow C, Sander F. Development of a Model for the Simulation of Orthodontic load on lower first Premolars using the finite element Method. *J Orofac Orthop.* 2005;66:208-218.
14. Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jäger A. Simulation of Orthodontic Tooth Movements. A Comparison of Numerical Models. *J Orofac Orthop.* 1999;60(2):136-151.
15. Cardona A, Fachinotti V. Introducción al Método de los Elementos Finitos. Santa Fe, Argentina.; 2014.
16. Koriouth T, Versluis A. Modelling the Mechanical behaviour of the jaws and their related Structures by Finite element (FE) Analysis. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1997;8:90-104.
17. Huiskes R, Chao E. A Survey of Finite-element Analysis in Orthopedic Biomechanics: The First Decade. *J Biomech.* 1983;16:385-409.
18. Tanne K, Sakuda M, Burstone C. Three-dimensional finite- element Analysis for Stress in the Periodontal tissue by Orthodontic Forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987;92:499-505.
19. Middleton J, Jones M, Wilson A. The Role of the Periodontal Ligament in bone Modeling: the Initial development of a time- dependent Finite Element Model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109:155-162.

20. Cobo J, Sicilia A, Arguelles J, Suarez D, Vijande M. Initial Stress induced in Periodontal Tissue with diverse degrees of Bone loss by an Orthodontic Force: Tridimensional Analysis by means of the Finite Element Method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993;104:448-454.
21. Field C, Ichim I, Swain M, Chan E, Darendeliler M, Li W, et al. Mechanical responses to Orthodontic loading: A 3-Dimensional finite Element Multi-tooth Model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(2):174-181.
22. Knox J, Jones M, Hubsch P, Middleton J, Kralj B. An Evaluation of the Stresses Generated in a Bonded Orthodontic attachment by three different load Cases using the finite Element Method of Stress Analysis. *J Orthod.* 2000;27(1):39-46.
23. Zhou N, Guo J. Efficiency of upper Arch Expansion with the Invisalign System. *Angle Orthod.* 2019.
24. Gómez J, Peña F, Martínez V, Giraldo D, Cardona C. Initial force system during bodily Tooth Movement with Plastic Aligners and Composite Attachments: A three-Dimensional Finite Element Analysis. *Angle Orthodontist.* 2015;85:454-460.
25. Gidwani K, Bendgude V, Kokkali V, Mehta V. Comparison of Effectiveness of Quad Helix Appliance with other Slow Maxillary Expanders in Children with Posterior Crossbite: A Systematic Review. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2018;36(3):225.
26. Baldawa R, Bhad W. Stress distribution Analysis during an Intermaxillary Dysjunction: A 3-D FEM Study of an Adult Human Skull. *Ann Maxillofac Surg.* 2011;1(1):19-25.
27. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi C. Efficacy of Clear Aligners in Controlling Orthodontic Tooth Movement: a Systematic Review. *Angle Orthod.* 2014;85(5):881-889.

28. Melsen B. Northcroft Lecture: how has the Spectrum of Orthodontics changed over the Past Decades?. *J Orthod.* 2011;38:134-143.
29. Rosvall M, Fields H, Ziuchkovski J, Rosenstiel S, Johnston W. Attractiveness, Acceptability, and value of Orthodontic Appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(3):276.e1-276.e12.
30. Azaripour A, Weusmann J, Mahmoodi B, et al. Braces versus Invisalign®: Gingival Parameters and Patients' Satisfaction during Treatment: A cross-sectional Study. *BMC Oral Health.* 2015;15(1):69.
31. Shalish M, Cooperkazaz R, Ivgi I, et al. Adult Patients Adjustability to Orthodontic Appliances. Part I: a Comparison between Labial, Lingual, and Invisalign. *Eur J Orthod.* 2012;34(6):724-730.
32. Djeu G, Shelton C, Maganzini A. Outcome assessment of Invisalign and Traditional Orthodontic Treatment Compared with the American board of Orthodontics Objective Grading System. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128(3):292-298.
33. Taylor M, McGorray S, Durrett S, Pavlow S, Downey N, Lenk M, et al. Effect of Invisalign aligners on Periodontal Tissues. *J Dent Res.* 2003;82(A):1483.
34. Joffe L. Current Products and Practice, Invisalign: Early Experiences. *J Orthod.* 2003;30:248-252.
35. Dasy H, Dasy A, Asatrian G, Ròzsa N, et al. Effects of Variable Attachment Shapes and Aligner Material on Aligner Retention. *Angle Orthod.* 2015;85(6):934-940.
36. Ali S, Miethke H. Invisalign, an Innovative Invisible Orthodontic Appliance to Correct Malocclusions: Advantages and Limitations. *Dent Update.* 2012;39(4):254-256, 258-260.
37. Vlaskalic V, Boyd R. Orthodontic Treatment of a mildly Crowded Malocclusion using the Invisalign System. *Aust Orthod J.* 2001;17(1):41-46.

38. Kravitz N, 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(1):27-35.
39. Solano-Mendoza B, Sonnemberg B, Solano-Reina E, Iglesias-Linares A. How effective is the Invisalign System in Expansion Movement with Ex300 aligners?. *Clin Oral Investig.* 2017;21(5):1475-1484.
40. Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung B, Bourauel C. Treatment outcome and efficacy of an Aligner Technique- regarding Incisor Torque, Premolar Derotation and Molar Distalization. *BMC Oral Health.* 2014;14:68.
41. Daskalogiannakis J. *Glossary of Orthodontic Terms.* Chicago.: Quintessence Publ.; 2000.
42. Naidu S, Suresh A. Slow Palatal Expansion a Novel Method of Arch Expansion. *Guident* 2019;12(2):46-50.
43. Yu H, Baike H, Sung S, Kim K, Cho Y. Three-dimensional Finite-element Analysis of Maxillary Protraction with and without Rapid Palatal Expansion. *Euro J Orthod.* 2007;29:118-125.
44. Silau A, Nijo B, Solow B, Kjaer I. Prenatal Sagittal growth of the Osseous Components of the Human Palate. *J Craniofac Gen Dev Biol.* 1994;14:252-256.
45. Brandt H, Shapiro P, Kokich V. Experimental and post Experimental Effects of Posteriorly directed Extraoral Traction in Adult *Macaca Fascicularis.* *Am J Orthod.* 1979;75:301-317.
46. Bucci R, D'antò V, Rongo R, Valletta R, Martina R, Michelotti A. Dental and Skeletal effects of Palatal Expansion Techniques: A Systematic Review of the current Evidence from Systematic reviews and Meta-analyses. *J Oral Rehabil.* 2016;43(7):543-564.

47. Garrett B, Caruso J, Rungcha-rassaeng K, Farrage J, Kim J, Taylor G. Skeletal effects to the Maxilla after rapid Maxillary Expansion as- sessed with Cone-beam Computed Tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134:8-9.
48. Schiffman P, Tuncay O. Maxillary Expansion: a Meta analysis. *Clin Orthod Res.* 2001;4:86-96.
49. Lagravere M, Heo G, Major P, Flores-Mir C. Meta analysis of immediate changes with rapid Maxillary Expansion Treatment. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:44-53.
50. McNamara JJ, Baccetti T, Franchi L, Herberger T. Rapid Maxillary Expansion followed by fixed Appliances: A long-term Evaluation of changes in Arch Dimensions. *Angle Orthod.* 2003;73:344-353.
51. Bell R. A review of Maxillary Expansion in Relation to Rate of Expansion and Patient's Age. *Am J Orthod.* 1982;81:32-37.
52. Huynh T, Kennedy D, Joondeph D, Bollen A. Treatment Response and Stability of Slow in Macaca Mulatta. *Am J Orthod.* 1978;73:1-23.
53. Kurol J, Berglund L. Longitudinal Study and cost-benefit Analysis of the effect of early Treatment of Posterior cross- bites in the Primary Dentition. *Eur J Orthod.* 1992;14:173-179.
54. Gryson J. Changes in Mandibular Interdental distance con- current with rapid Maxillary Expansion. *Angle Orthod.* 1977;47:186-192.
55. Chamberland S, Proffit W. Short-term and long-term Stability of Surgically assisted rapid Palatal expansion Revisited. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(6):815-822.
56. Huynh T, Kennedy D, Joondeph D, Bollen A. Treatment Response and Stability of Slow Maxillary Expansion using Haas, Hyrax, and Quad-helix Appliances: A Retrospective Study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136:331-339.

57. Akkaya S, Lorenzon S, Ucem T. Comparison of Dental arch and arch Perimeter changes between Bonded Rapid and Slow Maxillary Expansion Procedures. *Eur J Orthod.* 1998;20:255-261.
58. Garib D, Henriques J, Carvalho P, Gomes S. Longitudinal Effects of Rapid Maxillary Expansion. *Angle Orthod.* 2007;77:442-448.
59. Henry R. Slow Maxillary Expansion: A Review of Quad-helix Therapy during the Transitional Dentition. *ASDC J Dent Child.* 1993;60:408-413.
60. Hicks E. Slow Maxillary Expansion: A Clinical Study of the Skeletal versus Dental response to Low-magnitude force. *Am J Orthod.* 1978;73(2):121-141.
61. Wertz R. Skeletal and Dental changes Accompanying rapid Midpalatal Suture opening. *Am J Orthod.* 1970;58(1):41-66.
62. Podesser B, Williams S, Crismani A, Bantleon H. Evaluation of the effects of rapid Maxillary expansion in growing Children using computer Tomography Scanning: a pilot study. *Eur J Orthod.* 2007;29(1):37-44.
63. Weissheimer A, Menezes L, Mezomo M, Dias D, Lima E, Rizzato S. Immediate effects of rapid Maxillary Expansion with Haas-type and Hyrax-type Expanders: A Randomized Clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(3):366-376.
64. Haas A. The treatment of Maxillary deficiency by opening the Midpalatal Suture. *Angle Orthod.* 1965;35(3):200-217.
65. Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B. The Finite Element Method: a tool to study Orthodontic Tooth Movement. *J Dent Res.* 2005;84(5):428-433.
66. Schwartz A. Tissue changes Incidental to Orthodontic Tooth Movement. *Int J Orthod.* 1932;18(4):331-352.

67. Melsen B. Tissue reaction to Orthodontic Tooth Movement-a new Paradigm. *Eur J Orthod.* 2001;23:671-681.
68. Isola G, Matarese G, Cordasco G, Perillo L, Ramaglia L. Mechanobiology of the Tooth Movement during the Orthodontic Treatment: A Literature Review. *Minerva Stomatol.* 2016;65(5):299-327.
69. Burstone C. Rationale of the Segmented Arch. *Am J Orthod.* 1962;48:805-822.
70. McCormack S, Witzel U, Watson P, Fagan M, Grön- ing F. The Biomechanical function of Periodontal ligament fibres in Orthodontic Tooth Movement. *PLoS One.* 2014;9(7):e102387.
71. Meikle M. The Tissue, Cellular, and Molecular regulation of Orthodontic Tooth Movement: 100 years after Carl Sandstedt. *Eur J Orthod.* 2006;28:221-240.
72. Kharbanda O, Mohapatra P. Role of Messenger System in Orthodontic Tooth Movement. *Indian J Dent Res.* 1995;6:1-12.
73. Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, Molecular, and tissue-level reactions to Orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(4):469.e1-32.
74. Nakagawa M, Kukita T, Nakasima A, Kurisu K. Expression of the type I collagen gene in rat Periodontal ligament during Tooth Movement as revealed by in situ Hybridization. *Arch Oral Biol.* 1994;39(4):289-294.
75. Matarese G, Isola G, Anastasi G, Favaloro A, Milardi D, Vermiglio G, et al. Immunohistochemical Analysis of TGF- $\beta$ 1 and VEGF in Gingival and Periodontal tissues: A role of these Biomarkers in the Pathogenesis of Scleroderma and Periodontal disease. *Int J Mol Med.* 2012;30(3):502- 508.
76. Takano-Yamamoto T, Kawakami M, Yamashiro T. Effect of Age on the rate of Tooth Movement in Combination with Local use of 1,25(OH) $_2$ D $_3$  and Mechanical force in the rat. *J Dent Res.* 1992;71(8):1487-1492.

77. Venza M, Visalli M, Lo Giudice G, Cicciù M, Passi P, Teti D. Changes in Inflammatory Mediators in Peri-implant Fluid after Implant Insertion. *J Periodontol.* 2009;80(2):297-306.
78. Matarese G, Isola G, Alibrandi A, Lo Gullo A, Bagnato G, Cordasco G, et al. Occlusal and MRI characterizations in Systemic Sclerosis Patients: A prospective study from Southern Italian cohort. *Joint Bone Spine.* 2016;83:57-62.
79. Perillo I, Padricelli G, Isola G, Femiano F, Chiodini P, Matarese G. Class II Malocclusion division 1: A new classification Method by Cephalometric Analysis. *Eur J Paediatr Dent.* 2012;13:192-196.
80. Wennström J. Treatment of Periodontal disease in Older Adults. *Periodontol 2000* 1998;16:106-112.
81. Turner C. Three Rules for Bone Adaptation to Mechanical Stimuli. *Bone.* 1998;23:399-407.
82. Preuschoft H. *Functional Anatomy of the lower Extremity.*: Bourne.; 1970.
83. Biewener A. *Biomechanics-structures and Systems: A practical Approach.* Oxford.: IRL Press.; 1992.
84. Ruff C. Biomechanics of the Hip and Birth in Early Homo. *Am J Phys Anthropol.* 1995;98:527-574.
85. Hylander W. Stress and strain in the Mandibular Symphysis of Primates: a test of competing Hypotheses. *Am J Phys Anthropol.* 1984;64:1- 46.
86. Dechow P, Hylander W. Elastic Properties and Masticatory bone stress in the Macaque Mandible. *Am J Phys Anthropol.* 2000;112:553-574.
87. Ross C. In vivo function of the Craniofacial haft: the Interorbital "Pillar." *Am J Phys Anthropol.* 2001;116:108-139.

88. da Silva A, Alves J, da Silva O, da Silva NJ. "193 Two and three-dimensional Morphometric Analysis of Trabecular bone using X-ray Microtomography (?CT)". Rev. Bras. Eng. Biomédica. 2014;30(2):93-101.
89. Richmond B, Wright B, Grosse I, Dechow P, Ross C, Spencer M, et al. Finite Element Analysis in functional Morphology. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol. 2005;283(2):259-274.
90. Reitan K. Biomechanical Principles and Reactions. In: Graber TM SB, editor. Current Orthodontic Concepts and Techniques. Philadelphia: Saunders; 1975. p. 111-229.
91. Courant R. Variation Methods for the Solution of Problems of Equilibrium and Vibrations. Bull Am Math Soc. 1943;49:1-23.
92. Levy S. Structural Analysis and influence Coefficients for delta wings. J Aero Sci. 1953;20:805-823.
93. Cowin S. Mechanics of Materials. Boca Raton: Bone mechanics.CRC Press.; 1989.
94. Currey J. Bones: Structures and Mechanics. Princeton, NJ.: Princeton University Press.; 2002.
95. Beaupre G, Carter D. Finite Element Analysis in Biomechanics. In: AA. B, editor. Biomechanics: structures and Systems-a Practical Approach.: Oxford: IRL Press.; 1992. p. 149-174.
96. Carter D. Mechanical loading History and Skeletal Biology. J Biomech. 1987;20(11-12):1095-1109.
97. Huiskes R, Weinans H, Grootenboer H, Dalstra M, Fudala B, Slooff T. Adaptive bone-remodeling theory applied to Prosthetic-design Analysis. J Biomech. 1987;20(11-12):1135-1150.

98. Boester C, Johnston L. A Clinical Investigation of the Concepts of Differential and Optimal force in Canine Retraction. *Angle Orthod.* 1974;44(2):113-119.
99. Fill T, Carey J, Toogood R, Major P. Experimentally determined Mechanical Properties of, and Models for, the Periodontal Ligament: Critical Review of Current Literature. *J. Dent. Biomech.* 2011;2(1):312-980.
100. Hohmann A, Kober C, Young P, Dorow C, Geiger M, Boryor A, et al. Influence of Different Modeling Strategies for the Periodontal Ligament on Finite Element Simulation Results. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011;139(6):775-783.
101. Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jager A. Determination of the Centre of Resistance in an upper Human Canine and idealized Tooth Model. *Eur J Orthod.* 1999;21:633-648.
102. Provatidis C, Kanarachos A. Boundary-type Hydrodynamic Analysis of Tooth Movement. *Eng Anal Bound Elem.* 2000;24:661-669.
103. Qian H, Chen J, Katona T. The Influence of PDL principal fibers in a 3 Dimensional Analysis of Orthodontic Tooth Movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120(3):272-279.
104. Andersen K, Pedersen E, Melsen B. Material Parameters and Stress Profiles within the Periodontal Ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;99:427-440.
105. Jones M, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A Validated Finite Element Method study of Orthodontic Tooth Movement in the Human Subject. *J Orthod.* 2001;28:29-38.
106. Vollmer D, Haase A, Bourauel C. Halbautomatische Generierung von Finite-Elemente-Netzen zahnmedizinischer Präparate. *Biomed Technik.* 2000;45:62-69.
107. Kesling H. Coordinating the Predetermined pattern and Tooth positioner with Conventional Treatment. *Am J Orthod Oral Surg.* 1946;32(5):285-293.

108. Kuncio D, Maganzini A, Shelton C, Freeman K. Invisalign and traditional Orthodontic Treatment Postretention outcomes compared using the American Board of Orthodontics Objective Grading System. *Angle Orthod.* 2007;77:864-869.
109. Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B. Strains in Periodontal Ligament and Alveolar Bone associated with Orthodontic Tooth Movement analyzed by Finite Element. *Orthod Craniofac Res.* 2009;12:120-128.
110. Nakao K, Goto T, Gunjigake K, Konoo T, Kobayashi S, Yamaguchi K. Intermittent force induces high RANKL expression in Human Periodontal Ligament Cells. *J Dent Res.* 2007;86:623-628.
111. Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung B, Bourauel C. Forces and Moments generated by Removable Thermoplastic Aligners: Incisor Torque, Premolar Derotation, and Molar Distalization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145:728-736.
112. Cai Y, He B, Yang X, Yao J. Optimization of configuration of Attachment in Tooth Translation with Transparent Tooth correction by Appropriate moment-to-force ratios: Biomechanical analysis. *Biomed Mater Eng.* 2015;26(s1):S507-S517.
113. Hahn W, Zapf A, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, et al. Torquing an upper central Incisor with Aligners-acting forces and Biomechanical principles. *Eur J Orthod.* 2010;32:607-613.
114. Bowman Feinberg K, Souccar N, Kau C, Oster R, et al. Translucency, Stain Resistance, and Hardness of composites used for Invisalign Attachments. *JCO* 2016;3:170-176.
115. Barreda G, Dzierewianko E, Muñoz K, Piccoli G. Surface wear of resin composites used for Invisalign® attachments. *Acta Odontol Latinoam.* 2017;30(2):90-95.

116. Lang B, Jaarda M, Wang R. Filler Particle size and Composite resin Classification Systems. *J Oral Rehabil.* 1992;19:569-584.
117. Mitra S, Wu D, Holmes B. An application Nanotechnology in advanced Dental Materials. *J Am Dent Assoc.* 2003;134:1382-1390.
118. Kim J, Moon H, Lim B, Lee Y, et al. The Effect of Nanofiller on the Opacity of Experimental Composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater .* 2007;80:332-338.
119. Kravitz N, Kusnoto B, Agran B, Viana G. Influence of Attachments and Interproximal Reduction on the accuracy of Canine Rotation with Invisalign: A Prospective Clinical Study. *Angle Orthod.* 2008;78:682-687.
120. Ravera S, Castroflorio T, Garino F, Daher S, et al. Maxillary Molar Distalization with Aligners in Adult Patients: a Multicenter Retrospective Study. *Prog Orthod.* 2016;17:12.
121. Comba B, Parrini S, Rossini G, Castroflorio T, et al. A Three Dimensional Finite Element Analysis of UpperCanine Distalization with Clear Aligners, Composite Attachments, and Class II Elastics. *JCO* 2017;51:24-28.
122. Papadimitriou A, Mousoulea S, Gkantidis N, Kloukos D. Clinical effectiveness of Invisalign® Orthodontic Treatment: a Systematic review. *Prog orthod.* 2018;19(1):37.
123. Graber T, Vanarsdall RJ, Vig K. *Orthodontics: Current Principles and Techniques.* 4th ed. ed. St. Louis, MO.: Elsevier; 2005.
124. Krishnan V, Daniel S, Lazar D, Asok A. Characterization of posed Smile by using Visual Analog Scale, Smile Arc, Buccal corridor measures, and Modified Smile index. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(4):515-523.
125. Giancotti A, Mampieri G. Unilateral Canine Crossbite correction in Adults using the Invisalign Method: a case report. *Orthod.* 2012;13(1):122-127.

126. Malik O, McMullin A, Waring D. Invisible Orthodontics part 1: Invisalign. Dent Update. 2013;40(3):203.
127. Boyd R. Esthetic Orthodontic Treatment using the Invisalign Appliance for Moderate to complex Malocclusions. J Dent Educ. 2008;72(8):948-967.
128. Muggiano F, Quaranta A. The Aesthetic Alternative in Orthodontics with Sequential aligners: the Invisalign System. Orthod. 2013;4(10):4434.
129. Clements K, Bollen A, Huang G, King G, Hujoel P, Ma T. Activation time and Material Stiffness of Sequential Removable Orthodontic Appliances. Part 2: Dental Improvements. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;124(5):502-508.
130. Houle J, Piedade L, Todescan RJ, Pinheiro F. The Predictability of Transverse changes with Invisalign. Angle Orthod. 2017;87(1):19-24.
131. Houle J. Arch expansion predictability using Invisalign ®. 2015.
132. García-García J, Reding-Bernal A, López-Alvarenga J. "Cálculo del Tamaño de la Muestra en Investigación en Educación Médica". Investig. Educ. Méd. 2013;2(8):217-224.
133. Aristizabal Mulett J. "Valoración del Efecto Biomecánico en el Ligamento Periodontal durante la Expansión en el Arco Maxilar, del Canino al Molar, usando Alineadores Termo- formados con Aditamentos Biomecánicos Complementarios mediante métodos Computacionales" [Maestría]. Manizales: Universidad Autonoma de Manizales.
134. Taddei S, et al. Experimental Model of Tooth Movement in Mce: A Standardized Protocol for Studying Bone Remodeling under Compression and Tensile Strains. J Biomech. 2012;45(16):2729-2735.
135. Endowed R. Current Therapy in Orthodontics. In.
136. Nanci A. Ten Cate's Oral Histology: Development, Structure, and Function.; 2017.

137. Xia Z, Jiang F, Chen J. Estimation of Periodontal Ligament's Equivalent Mechanical Parameters for Finite Element Modeling. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2013;143(4):486-491.
138. Desai S, Shinde H. Finite Element Analysis: Basics and its of Dental Sciences. *Indian J Dent Sci.* 2015;4(1):60-65.
139. Toms S, Eberhardt A. A Nonlinear Finite Element Analysis of the Periodontal Ligament under Orthodontic Tooth Loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;123(6):657-665.
140. Ko C, Chu C, Chung K, Lee M. Effects of Posts on Dentin Stress Distribution in Pulpless Teeth. *J Prosthet Dent.* 1992;68(3):421-427.
141. Korioto T, Hannam A. Deformation of the Human Mandible During Simulated Tooth Clenching. *J Dent Res.* 1994;73(1):56-66.
142. Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the Elasticity Parameters of the Human Periodontal Ligament and the Location of the Center of Resistance of Single-rooted Teeth. A Study of Autopsy Specimens and their Conversion into Finite Element Models. *J Orofac Orthop.* 2002;63(5):358-370.
143. Li L, et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Weakened Roots Restored with different Cements in Combination with Titanium Alloy Posts. *Chin Med J (Engl).* 2006;119(4):305-311.
144. Gonzales C, Hotokezaka H, Arai Y, Ninomiya T, Tominga J, et al. An in vivo 3D Micro-CT Evaluation of Tooth Movement after the Application of Different force Magnitudes in Rat Molar. *Angle Orthod.* 2009;79(4):703-714.
145. Meyer B, Chen J, Katona T. Does the Center of Resistance depend on the direction of Tooth Movement?. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;137(3):354-361.

146. Qian Y, Fan Y, Liu Z, Zhang M. Numerical Simulation of Tooth Movement in a Therapy Period. *Clin Biomech.* 2008;23(Suppl 1):48-52.
147. Yang C, Wang C, Deng F, Fan Y. Biomechanical Effects of Corticotomy Approaches on Dentoalveolar Structures during Canine Retraction: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2015;148(3):457-465.
148. Wang C, Su M, Chang H, Chiang Y. Tension-Compression Viscoelastic behaviors of the Periodontal Ligament. *J Formos Med Assoc.* 2012;111(9):471-481.
149. Cai Y, Yang X, He B, Yao J. Finite Element Method Analysis of the Periodontal Ligament in Mandibular Canine Movement with Transparent Tooth Correction Treatment. *BMC Oral Health.* 2015;15(1):1-11.
150. Mengoni M, Ponthot J, Boman R. Mesh Management Methods in Finite Element Simulations of Orthodontic Tooth Movement. *Med Eng Phys.* 2016;38(2):140-147.
151. Duque Penedo N, Elias C, Thomé M, Pereira De Gouvêa J. 3D Simulation of Orthodontic Tooth Movement. *Dent Press J Orthod.* 2010;15(5):98-108.
152. Chen J, Li W, Swain M, Ali Darendeliler M, Li Q. A Periodontal Ligament driven Remodeling Algorithm for Orthodontic Tooth Movement. *J Biomech.* 2014;47(7):1689-1695.
153. McGuinness N, Wilson A, Jones M, Middleton J, Robertson N. Stresses Induced by Edgewise Appliances in the Periodontal Ligament--a finite Element Study. *Angle Orthodontist.* 1992;62(1):15-22.
154. Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque Control of the Maxillary Incisors in Lingual and Labial Orthodontics: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2009;135(3):316-322.

155. Nikolaus A, Currey J, Lindtner T, Fleck C, Zaslansky P. Importance of the Variable Periodontal Ligament Geometry for whole Tooth Mechanical Function: A Validated Numerical Study. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;67(2016):61-73.
156. 3M. 3M Ciencia. Aplicada a la vida. In. Colombia.
157. 3M. 3M Filtek™ P60 Posterior Restorative Dental Composite. In.
158. Bonnick A, Nalbandian M, Siewe S. Technological Advances in Nontraditional Orthodontics. *Dent Clin North Am.* 2011;55(3):571-584.
159. Ruiz J, Finger W, Sasazaki H, Komatsu M. Removal of Invisalign Retention Attachments: A New Minimally Invasive Method. *Compend Contin Edu Dent.* 2009;30(9):634-636, 638, 640.
160. Boyd R, Miller R. The Invisalign System in Adult Orthodontics: Mild Crowding and Space Closure Cases. *J Clin Orthod.* 2000;XXXIV(4):203-212.
161. Dechev N. Teeth Permanent Dentition Max. In.
162. Keilig L, Drolshagen M, Tran K, Hasan I, Reimann S, Deschner J, et al. In Vivo Measurements and Numerical Analysis of the Biomechanical Characteristics of the Human Periodontal Ligament. *Ann. Anat.* 2016;206:80-88.
163. Barone S, Paoli A, Razionale A, Savignano R. Computational Design and Engineering of Polymeric Orthodontic Aligners. *Int J Numer Method Biomed Eng.* 2017;33(8):1-15.
164. Nie Q, Lin J. Analysis and Comparison of Dental Arch Symmetry between Different Angle's Malocclusion Categories and Normal Occlusion. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2000;35(2):105-107.

165. Zhao X, Wang H, Yang Y, Tanf G. Maxillary Expansion Efficiency with Clear Aligner and its Possible Influencing Factors. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2017;52(9):543-548.
166. 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.
167. Meeran N. Cellular Response within the Periodontal Ligament on Application of Orthodontic Forces. *Indian Soc Periodontol*. 2013;17(1):16-20.
168. Skaik A, Wei X, Abusamak I, Iddi I. Effects of Time and Clear Aligner Removal Frequency on the Force delivered by different Polyethylene Terephthalate Glycol-modified Materials Determined with Thin-film Pressure Sensors. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2019;155(1):98-107.