



Valoración del efecto biomecánico en el ligamento periodontal durante la expansión en el arco maxilar, del canino al molar, usando alineadores termoformados con aditamentos biomecánicos complementarios mediante métodos computacionales.

**JUAN SEBASTIAN ARISTIZABAL MULETT
CODIGO. 201600667**

**Universidad del Valle, sede Meléndez
Facultad de Ingeniería, Escuela de Ingeniería mecánica
Santiago de Cali, Colombia**

2018



Valoración del efecto biomecánico en el ligamento periodontal durante la expansión en el arco maxilar, del canino al molar, usando alineadores termoformados con aditamentos biomecánicos complementarios mediante métodos computacionales.

JUAN SEBASTIAN ARISTIZABAL MULETT

CODIGO. 201600667

Proyecto de Grado presentado como requisito para optar por el título de magister en ingeniería mecánica:

Director: Jose Isidro Garcia Melo PhD

Escuela de Ingeniería Mecánica

Codirector: Fabio Marcelo Peña Bustos, Msc

Programa de Ingeniería Mecánica

Universidad del Valle, sede Meléndez

Facultad de Ingeniería, Escuela de Ingeniería mecánica

Santiago de Cali, Colombia

2018

Dedicatoria

A mis padres Juan Alberto y Jackeline, a mi hermana y mis abuelos y todos los que siempre estuvieron allí para brindarme su apoyo o una sugerencia.

Agradecimientos

Le agradezco a Dios por haberme acompañado y guiado a lo largo de mi Maestría, por ser mi fortaleza en los momentos de debilidad y por brindarme una vida llena de aprendizajes, experiencias y sobre todo felicidad.

Le doy gracias a mis padres Juan Alberto y Jackeline por apoyarme en todo momento, por los valores que me han inculcado y por haberme dado la oportunidad de tener una excelente educación en el transcurso de mi vida y, sobre todo, por ser un excelente ejemplo de vida a seguir.

A mi hermana por ser parte importante en mi vida y representar la unión familiar y seguir el camino de mis padres.

A mis abuelos que siempre estuvieron presentes en mi corazón y por haber creído en mí hasta el último momento.

A Phil, Jesús, Luis, y Ruka por ser parte de este proyecto, por haberme apoyado en las buenas y en las malas, además por confiar y creer en mí y haber hecho de mi etapa universitaria un trayecto de vivencias que nunca olvidaré.

Gracias a los Ingenieros José Isidro Gracia y Fabio Marcelo Peña por creer en mí, y haberme brindarme la oportunidad de desarrollar esta tesis profesional. Por darme la oportunidad de crecer profesionalmente y aprender cosas nuevas.

Especial agradecimiento al Dr. Juan Pablo Gómez que sin su ayuda desde la parte de la odontología y la ortodoncia este proyecto habría sido mucho más complejo de realizar.

A la Universidad del Valle por formarme como magister y a la Universidad Autónoma de Manizales por formarme como ingeniero y por todos los materiales suministrados.

Resumen

Propósito: En este documento se presenta la valoración del efecto biomecánico en los ligamentos periodontales al realizar la expansión en el arco maxilar, del canino al molar, por medio de los alineadores termo-formados, con diferentes configuraciones de aditamentos biomecánicos complementarios usando métodos computacionales.

Diseño/metodología/aproximación: Para llevar a cabo este cometido se identificó mediante una búsqueda bibliográfica las propiedades físicas y mecánicas de los elementos a ser usados, se realizó un modelado CAD de los diferentes dientes involucrados; posterior a esto se realizó un modelado FEM y se contrastaron estos resultados con un estudio clínico y referencias bibliográficas y se obtuvieron los resultados.

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

Limitaciones/implicaciones del estudio: La validación de este trabajo se realizó por medio de estudios clínicos en realizados en Australia y en Brasil, con personas con distintas características antropométricas a las de este trabajo y con mamíferos, respectivamente. Esto debido a que hasta la fecha no se encontraron estudios que investigasen la expansión del arco maxilar utilizando placas termo-formadas en Latinoamérica.

Implicaciones prácticas: Este estudio proporcionará información relevante a los profesionales de la salud en cuanto al uso de placas termo-formadas y el uso de aditamentos biomecánicos complementarios.

Originalidad/valor: El aporte de este trabajo fue la caracterización del efecto biomecánico en el ligamento periodontal del uso de aditamentos biomecánicos complementarios en la expansión del arco maxilar por medio de placas termo-formadas.

Palabras clave: Aditamentos biomecánicos complementarios, arco maxilar, ligamento periodontal, placas termo-formadas.

Abstract

Purpose: This work presents the assessment of the biomechanical effect on the periodontal ligaments in maxillary arch expansion, from the canine to the molar, by means of the thermoformed aligners, with different configurations of complementary biomechanical attachments, using computational methods.

Design/methodology/approach: To carry out this task, the physical and mechanical properties of the elements to be used were identified through bibliography; CAD modeling of the different teeth involved was carried out. After this, a FEM modeling was performed and these results were contrasted with clinical studies and bibliographic references.

Results: The effect of the use of the complementary biomechanical attachments on the periodontal ligament was identified and how it affects in greater or lesser degree the dental movement and the forces generated in the periodontal ligament.

Limitations/implications of the study: The validation of this work was carried out through clinical studies from Australia and Brazil these studies considered different anthropometric characteristics of humans and mammals respectively. This is since the fact that no studies were found that investigate the expansion of the maxillary arch using thermo-formed plates in Latin America.

Practical implications: This study will provide relevant information to health professionals regarding the use of thermoformed plates and the use of complementary biomechanical attachments.

Originality / value: The contribution of this work was the characterization of the biomechanical effect in the periodontal ligament When complementary biomechanical attachments are used in the expansion of the maxillary arch by means of thermo-formed plates.

Keywords: Complementary biomechanical attachments, maxillary arch, periodontal ligament, thermo-formed plates.

Contenido

1. Introducción.....	11
1.1. Planteamiento del problema.....	11
1.2. Justificación	14
1.3. Pregunta de investigación	14
1.4. Objetivos.....	15
1.4.1. Objetivo general.....	15
1.4.2. Objetivos específicos	15
2. Marco conceptual	16
2.1 Marco teórico	16
2.2 Revisión bibliográfica	22
2.3 Metodología	26
3. Desarrollo del proyecto.....	28
3.1 Alineadores termo-formados:	28
3.2 Propiedades físicas y mecánicas.	29
3.2.1 Ligamento periodontal (LDP)	29
3.2.2 Dientes.....	31
3.2.3 Aditamentos biomecánicos complementarios (ABC)	32
3.2.4 Alineadores termo-formados	32
3.2.5 Movimiento de expansión.....	32
3.3 Modelado CAD.....	33
3.3.1 Dientes.....	33
3.3.2 Ligamento periodontal (LDP)	34
3.3.3 Aditamentos biomecánicos complementarios (ABC)	35
3.3.4 Alineadores termo-formados	36

3.4	Modelado FEM.....	37
3.4.1	Condiciones de borde	37
3.4.2	Condiciones de carga	40
3.4.3	Validación del modelo	41
3.4.4	Convergencia de malla	45
3.4.5	Resultados de simulación	47
3.5	Análisis de resultados	57
4.	Conclusiones, recomendaciones y trabajos futuros	62
4.1	Conclusiones	62
4.2	Recomendaciones y trabajos futuros	63
5.	Referencias bibliográficas	64
6.	Anexos	73

Índice de ilustraciones

Ilustración 1 Diente, estructura interna del diente y tejidos blandos de la morfología bucal. Fuente: [25].	17
Ilustración 2 Numeración dental superior e inferior de un paciente adulto. Fuente: [34].	19
Ilustración 3 Planos dentales de la morfología bucal. Fuente:[32], [34].	19
Ilustración 4 Elemento 187 de Ansys el cual es elemento predominante en las simulaciones realizadas. Fuente: [43].	21
Ilustración 5 (a) Configuración típica placa termo-formada en dientes, (b) Configuración típica placa termo-formada con aditamentos biomecánicos complementarios en dientes. Fuente [57].	28
Ilustración 6 parámetros Ansys ® Esfuerzo vs deformación LDP (a), parámetros Ansys (b), la cual fue utilizada en las simulaciones Fuente; [20], [59].	30
Ilustración 7 Movimiento de expansión donde el Δu es el movimiento que se generó en las simulaciones. Fuente: Autor.	33
Ilustración 8 Sólido del canino superior derecho, (a) Vista oclusal, (b)Vista vestibular, (c) Vista Proximal (mesial), (d) Vista palatina. Fuente: [76].	34
Ilustración 9 Ligamento periodontal canino 3, (a) isométrico del LDP, (b) espesor de 0.3 mm del LDP. Fuente: Autor.	35
Ilustración 10 (a) Placa termo-formada sin ABC, (b) Placa termo-formada con ABC vestibular, (c) Placa termo-formada con ABC palatino. Fuente: Autor.	36
Ilustración 11 CAD en a ser usado(a) Ejes coordinados propios en cada diente, (b)condiciones de desplazamiento generadas en las superficies exteriores del LDP. Fuente: Autor.	38
Ilustración 12 Condición de contacto entre diente y LDP(a) Superficies interiores del LDP, (b)Superficies del diente Fuente: Autor.	39

Ilustración 13 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: Autor.	39
Ilustración 14 Condición de carga (a) Rampa de carga, (b)Condiciones del solucionador, se utilizó el método de Newton-Raphson completo para las no linealidades. Fuente: Autor.	40
Ilustración 15 Resultados del estudio realizado por J. Hule. Fuente:[22], [23].	43
Ilustración 16 Convergencia de malla sin ABC, número de elementos contra deformación total. Fuente: Autor.	45
Ilustración 17Cconvergencia de malla con ABCP número de elementos contra deformación total. Fuente: Autor.	46
Ilustración 18 Convergencia de malla con ABCV número de elementos contra deformación total. Fuente: Autor.	47
Ilustración 19 Esfuerzo equivalente contra distancia LDP canino. Fuede: Autor.	48
Ilustración 20 Esfuerzo equivalente contra distancia LDP premolar 4. Fuede: Autor.	49
Ilustración 21 Esfuerzo equivalente contra distancia LDP premolar 5. Fuede: Autor.	50
Ilustración 22 Esfuerzo equivalente contra distancia LDP Molar 6. Fuede: Autor.	51
Ilustración 23 Deformación contra pasos de carga del canino 3. Fuente: Autor.	52
Ilustración 24 Deformación contra pasos de carga del premolar 4. Fuente: Autor.	53
Ilustración 25 Deformación contra pasos de carga del premolar 5. Fuente: Autor.	54
Ilustración 26 Deformación contra pasos de carga del Molar 6. Fuente: Autor	54
Ilustración 27 (a) Fuerza aplicada al LDP para generar el movimiento, (b) Momento aplicado al LDP para generar el movimiento; del canino 3. Fuente: Autor.	57
Ilustración 28 (a) Fuerza aplicada al LDP para generar el movimiento, (b) momento aplicado al LDP para generar el movimiento; del premolar 4. Fuente: Autor.	58
Ilustración 29 (a) Fuerza aplicada al LDP para generar el movimiento, (b) Momento aplicado al LDP para generar el movimiento; del premolar 5. Fuente: Autor.	58

Ilustración 30 (a) Fuerza aplicada al LDP para generar el movimiento, (b) Momento aplicado al LDP para generar el movimiento; del Molar 6. Fuente: Autor.....	59
---	----

Índice de tablas

Tabla 1 Propiedades mecánicas del ligamento periodontal. Fuente: Autor.....	29
Tabla 2 Datos reportados del módulo de Young y el coeficiente de Poisson. Fuente: Autor.	31
Tabla 3 Propiedades Filtek P60. Fuente: [45].....	32
Tabla 4 Medidas de ABC largo (L), ancho (A) y profundidad (P). Fuente: Autor.....	35
Tabla 5 Comparación entre resultado clínico y simulación sin ABC. Fuente: Autor.	43
Tabla 6 Fuerzas y momentos aplicados en el modelo sin ABC. Fuente: Autor.	55
Tabla 7 Fuerzas y momentos aplicados en los modelos con ABCP. Fuente: Autor.....	56
Tabla 8 Fuerzas y momentos aplicados en los modelos con ABCV. Fuente: Autor.....	56

Introducción

1.1. Planteamiento del problema

La odontología se define como una parte de la medicina que se ocupa de la evaluación, diagnóstico, prevención y/o tratamiento (quirúrgicos, no quirúrgicos o procedimientos relacionados) de enfermedades, trastornos y/o condiciones de la cavidad bucal, área maxilofacial y/o estructuras adyacentes y asociadas, y su impacto en el cuerpo humano [1]. Por su parte, la ortodoncia y la ortopedia dentofacial es una rama de la odontología que se centra en el diagnóstico, prevención interceptación y corrección de maloclusiones, anomalías musculares y esqueléticas tanto del desarrollo como la maduración de las estructuras orofaciales [2]. Generalmente, estas anomalías se caracterizan por la falta de la alineación estructural de los dientes, que traen como consecuencia una alteración en el aparato estomatognático y sus funciones, tales como: la masticación, la deglución, el habla, entre otras [3].

Se calcula que a nivel mundial entre el 20 – 30% de población presenta alteraciones en la oclusión que requieren de un tratamiento de ortodoncia urgente y un 60% requiere tratamientos menores [4]. Como consecuencia, existe un creciente interés en realizar estudios orientados al tratamiento efectivo de estas condiciones clínicas [5]–[8]. Siendo la mordida cruzada posterior una de las anomalías frecuentes del desarrollo transversal insuficiente del maxilar superior. La expansión maxilar es un tratamiento común en la ortodoncia para corregir las alteraciones anteriormente mencionadas [9], [10].

Existen diferentes herramientas para realizar la expansión maxilar, entre otros movimientos dentales, tales como los brackets. Esta alternativa utiliza dispositivos biomecánicos, denominados brackets, fabricados en diferentes materiales rígidos que se adhieren al diente por medio de resinas dentales. Los brackets están conectados entre sí mediante un alambre con diferentes grados de flexibilidad y cuya forma puede ser moldeada para generar fuerzas que se transmiten al diente a través del bracket para producir el movimiento dental ortodóntico requerido [11].

Una alternativa complementaria son los denominados alineadores plásticos en la cual se define un sistema conformado por láminas de polímero termo-formables que cubren las superficies de las coronas dentales. Estos dispositivos pueden ser modificadas a través de

tecnologías digitales para transmitir pequeñas fuerzas conforme a los movimientos ortodónticos deseados [12]. En algunos casos, los alineadores requieren del uso de aditamentos biomecánicos complementarios, también conocidos como acopladores que proporcionan un punto de anclaje que ayuda a dirigir las fuerzas del alineador de manera más efectiva, para conseguir movimientos dentales con mayor precisión, tanto en la rotación del canino como en la expansión del arco maxilar [13], [14]. Otros autores sugieren que los aditamentos no tienen efecto sobre la retención de los dientes [15].

Tanto los brackets como los alineadores pueden usarse para la expansión maxilar. Sin embargo, la tecnología de los alineadores termo-formados es reciente en la disciplina de la ortodoncia. En este sentido, se requiere una mayor profundización en el ámbito científico que permita ampliar el conocimiento sobre su precisión y el efecto generado en el resultado final, en el ámbito clínico y de laboratorio. Adicionalmente, es de relevado interés científico la esta área de la odontología es disponer de herramientas que permitan analizar diferentes configuraciones de aditamentos complementarios biomecánicos y su efecto en la expansión del arco maxilar.

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 [16]. 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 (FE) 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 [17].

Estudios han mostrado que los modelos basados en FE permiten estimar las respuestas mecánicas de los biomateriales y tejidos con resultados aceptables, que pueden ser medidos difícilmente in vivo [18]–[21] como se muestra en estas referencias la respuesta del LDP a una carga, el movimiento dental generado por un bracket.

El movimiento/desplazamiento dental ha sido ampliamente estudiado y reconocido por su complejidad, debido a los factores y efectos de una fuerza aplicada por el centro de resistencia del diente o las consideraciones de las fuerzas y momentos aplicados a la corona del diente [13]. Houle [22], [23], realizó una investigación clínica en la predictibilidad (parámetro que permite contrastar los desplazamientos logrados por las placas en los pacientes contra lo que se estimó antes del tratamiento mediante el software especializado) en el movimiento dental por medio del uso de alineadores termo formados en 64 pacientes adultos. Los modelos de FE han sido usados en la simulación del movimiento del diente aplicando la mecanoterapia ortodóntica del bracket y los alineadores plásticos [11], [14], [15]. Los estudios anteriores han mostrado que las aproximaciones realizadas con los modelos de FE han sido comparables a los estudios clínicos reportados, tal como [11], [22], [23]

Diferentes autores han realizado estudios sobre el movimiento de los dientes por medio de FE, en donde las primeras simulaciones se realizaron considerando los tejidos como homogéneos, isotrópicos y no viscosos [16], 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 [18]. 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 [19], [21].

Usando modelos matemáticos derivados de la discretización realizada por el diseño asistido por computadora (CAD) de un sólido de tres dimensiones, los modelos en elementos finitos (FE) contribuyen al entendimiento tanto de los esfuerzos como de los desplazamientos, no solo en la ingeniería tradicional, (análisis estructural, transferencia de calor, flujos de fluidos, transferencia de masa y potencial electromagnético), sino también en la ingeniería biomédica, (diseño de prótesis, análisis de esfuerzos en huesos) [20]. Gracias a esto, los FE pueden ser usados para comprender y predecir los esfuerzos y movimientos generados por dispositivos de ortodoncia en los diferentes tejidos estructuras tales como el hueso alveolar, el ligamento periodontal (LDP) y los dientes, durante el tratamiento [11].

1.2. Justificación

En los últimos años ha habido un auge del uso de alineadores temo-formados con aditamentos biomecánicos complementarios para tratamientos ortodónticos, tales como: mordida cruzada anterior y posterior, expansión maxilar y el apiñamiento dental [12], [18], [19], [21]. Este proyecto es pertinente, considerando el interés científico en la evaluación de los efectos generados en el ligamento periodontal (LDP) al realizar la expansión del arco maxilar como un indicador del impacto de un procedimiento aplicado en un paciente. En adición, los resultados obtenidos en este proyecto hacen parte de proyectos interdisciplinarios llevados a cabo en conjunto con la Universidad Autónoma de Manizales y la Universidad del Valle sobre el estudio biomecánico de los esfuerzos y desplazamientos en el ligamento periodontal usando métodos computacionales. Los resultados obtenidos evidencian la relevancia del uso de técnicas de valoración computacionales en el área de la ortodoncia dentofacial, específicamente en la expansión del arco maxilar.

1.3. Pregunta de investigación

Basado en lo expuesto anteriormente, y la responsabilidad ética para realizar experimentación clínica y la complejidad de emular la realidad del comportamiento del movimiento de los dientes y el comportamiento de los tejidos blandos en el ser humano, este proyecto busca en los elementos finitos poder tener una aproximación matemática del comportamiento de los dientes y tejidos y sus interacciones; planteándose así la siguiente pregunta de investigación: ¿Cuál es el 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?

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Valorar el efecto biomecánico en los ligamentos periodontales al realizar la expansión en el arco maxilar, del canino al molar, por medio de los alineadores termo-formados, con diferentes configuraciones de aditamentos biomecánicos complementarios usando métodos computacionales.

1.4.2. Objetivos específicos

- Definir las propiedades físicas y mecánicas del ligamento periodontal, dientes, alineadores termo-formados y aditamentos biomecánicos complementarios (ABC), mediante consulta bibliográfica y a expertos.
- Modelar las piezas dentales a ser usadas con su respectivo alineador termo-formado, su ABC y ligamento periodontal.
- Determinar los patrones esfuerzo y deformación 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.
- Comparar los patrones obtenidos en los dientes del canino al molar en el arco maxilar y el ligamento periodontal con y sin ABC.

Marco conceptual

En este apartado se presentan las bases teóricas relacionadas con el contexto de esta propuesta. En este sentido son enseñados los ítems del marco teórico en el cual se contextualizarán los términos para el entendimiento de esta propuesta seguido de la revisión bibliográfica la cual dará soporte científico a la investigación realizada.

2.1 Marco teórico

Biomecánica:

La biomecánica es un área primordial en la ortodoncia, ya que esta da una explicación física y mecánica a los desplazamientos que se realiza sobre las estructuras de los seres vivos. La biomecánica aplicada a la ortodoncia ayuda a comprender cuatro aspectos fundamentales: i). *El estudio de los sistemas de fuerzas* que permiten el control del movimiento y rotación de los dientes; ii). *El análisis de los sistemas de fuerzas y momentos* producidos por las diferentes aparatologías; iii). *El comportamiento de los materiales* utilizados en las diferentes aparatologías ortodónticas; iv). *La correlación entre los sistemas de fuerzas, momentos y los cambios biológicos* que estos producen en el ligamento periodontal, en el hueso alveolar y los dientes [24].

Morfología bucal:

Los dientes constituyen aproximadamente el 20% del área de la superficie de la boca, se dividen en superiores e inferiores. Los primeros son significativamente más grandes que los segundos. En conjunto, estos cumplen varias funciones tales como la masticación o el habla. Los dientes deben ser duros y deben estar unidos firmemente al hueso de la mandíbula por medio del ligamento periodontal para cumplir con estas funciones.

La morfología general del diente consta de tres partes: la raíz (radix dentis), incrustada en el alvéolo; la corona (corona dentis), que sobresale del borde alveolar, y el cuello (cervix o collum dentis). La dentina de la corona está cubierta de esmalte (enamelum), el cemento

(cementum) recubre al diente desde el límite de esmalte hacia la raíz (límite amelo-cementario) ver Ilustración 1.

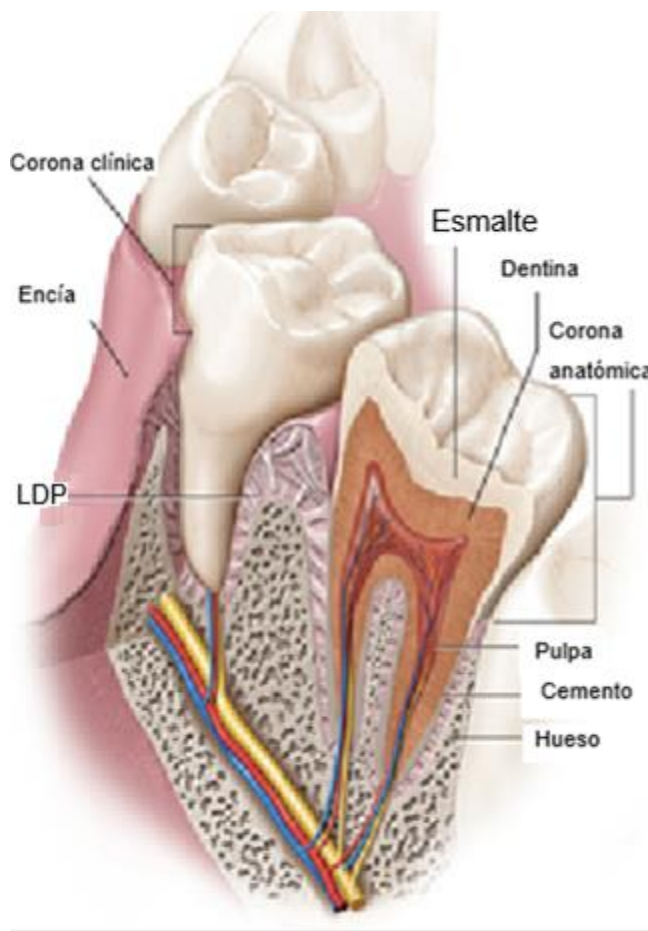


Ilustración 1 Diente, estructura interna del diente y tejidos blandos de la morfología bucal. Fuente: [25].

El esmalte dental es una capa mineral dura de gran pureza, que recubre externamente la corona del diente. Su función es proteger el diente frente a las influencias perjudiciales del exterior, sobre todo del desgaste. Se compone en un 95% de su peso de minerales (fundamentalmente fosfato y calcio), en 1% de sustancias orgánicas (proteínas) y en un 4% de agua. Debajo del esmalte se encuentra la dentina, la cual es más blanda que el esmalte ya que su composición es un 20% de su peso por sustancias orgánicas, un 70% por minerales y un 10% por agua [26]–[28].

El cemento es un tejido conectivo mineralizado, que recubre la superficie de la raíz. Este es carente de nervios, vasos sanguíneos, y anatómicamente no forma parte del diente, sino del periodonto o ligamento periodontal. El ligamento periodontal (LDP) es un tejido

conectivo denso, fibroso y vascularizado (presencia de vasos sanguíneos) que rodea la raíz del diente y une el diente al alvéolo para proporcionar soporte dental. El ligamento periodontal es un tejido de espesor no uniforme que rodea la raíz del diente [26]–[29], sin embargo algunos autores lo consideran de espesor uniforme.

El plano medio llamado también plano sagital, medial o medio, es el plano que pasa exactamente por la mitad del cuerpo, dividiéndolo en dos partes iguales, derecha e izquierda [30]. El estudio de la morfología bucal se facilita haciendo uso de este plano, tal como lo hace [31].

La pulpa dentaria, la cual forma la estructura interna del diente, posee células, vasos sanguíneos y fibras nerviosas. Se diferencia entre pulpa coronaria y pulpa radicular tan solo en base a su localización, ya que ambas forman una misma unidad orgánica. Los dientes sanos, que contienen una pulpa intacta, reciben el nombre de dientes vitales, lo que quiere decir que reaccionan ante los estímulos externos como por ejemplo el frío [25].

En el ámbito de la odontología se conoce la nomenclatura de los dientes por su numeración y nombre, en este estudio se emplearán los dientes superiores derechos: molar tri-radicular (6), pre molar mono-radicular (5), pre molar bi-radicular (4), y canino (3) y sus respectivos ligamentos periodontales. Véase Ilustración 2; [32], [33].

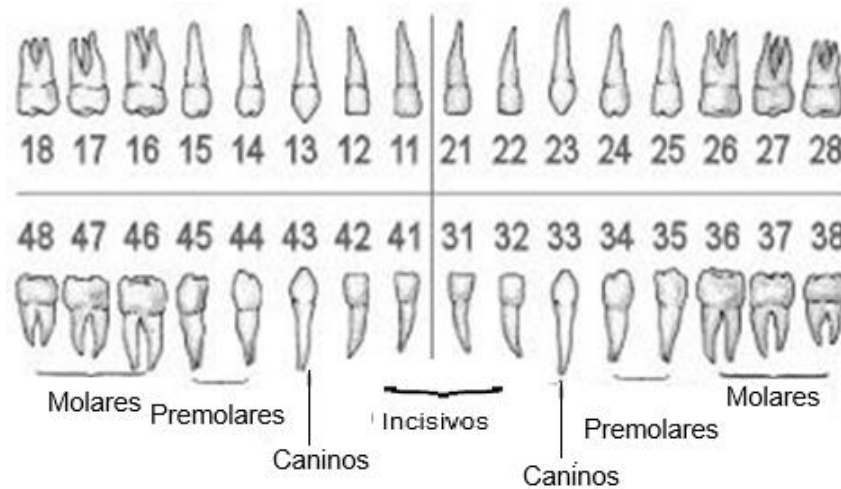


Ilustración 2 Numeración dental superior e inferior de un paciente adulto. Fuente: [34].

Además de los planos dentales tales como Distal, Oclusal y Vestibular. Véase Ilustración 3

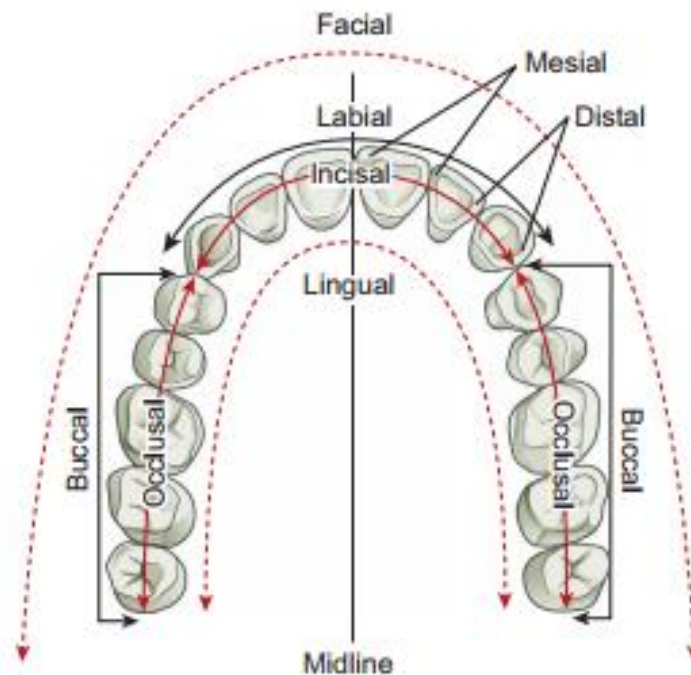


Ilustración 3 Planos dentales de la morfología bucal. Fuente:[32], [34].

A nivel mundial se calcula que entre el 20 – 30% de la población presenta alteraciones en la oclusión que requieren de un tratamiento de ortodoncia urgente y un

60% requiere tratamientos menores [4], debido a esto, existe un creciente interés en realizar estudios orientados al tratamiento efectivo de estas condiciones clínicas [5]–[8]. Una de las anomalías frecuentes del desarrollo de los maxilares es la mordida cruzada posterior, la cual se debe generalmente a un desarrollo transversal insuficiente del maxilar superior. La expansión maxilar es un tratamiento el cual se ofrece para corregir las alteraciones anteriormente mencionadas, por lo cual es frecuente en la ortodoncia [9], [10].

Fuerza optima ortodónica:

En la ortodoncia existe un término conocido como la fuerza ortodónica óptima. Este término es definido como la fuerza externa ejercida en el hueso alveolar a través de LDP, para maximizar el movimiento dental al vencer la fricción dentro del sistema, mientras se minimiza el daño en los tejidos blandos, y la hialinización (*aplicación de una fuerza de gran intensidad sobre el diente, que origina una oclusión vascular y corte del suministro de sangre al LDP* [35]), resultando en una reducción de reabsorción ósea y causando dolor en los pacientes [36].

Elementos Finitos:

Los elementos finitos (FE), son un método numérico general para aproximar la solución de ecuaciones diferenciales parciales usando una representación discreta del problema a partir de un cuerpo, estructura o dominio (medio continuo). Este método es usualmente utilizado en modelos mecánicos para estudiar los esfuerzos y deformaciones en estos debido a factores externos, tales como, fuerzas y desplazamientos [37]–[39]. De manera similar, el uso de este método en la biomecánica aplicada a la ortodoncia ha sido ampliamente aceptado [18], [40]–[42]. En estos estudios, los modelos biomecánicos utilizaron elementos tetraédricos cuadráticos de diez (10) nodos (SOLID187 Ansys), debido a que estos permiten modelar formas irregulares como las que caracterizan los modelos anatómicos de los dientes [43], ver Ilustración 4.

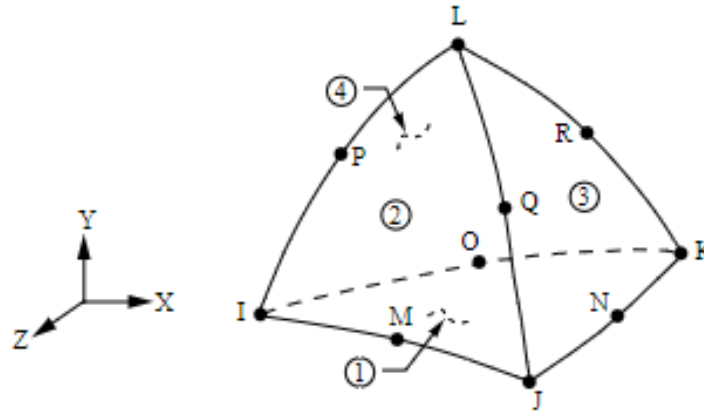


Ilustración 4 Elemento 187 de Ansys el cual es elemento predominante en las simulaciones realizadas.
Fuente: [43].

Alineadores termo-formados:

El desplazamiento de los dientes en los tratamientos ortodónticos requiere de la aplicación de fuerzas y momentos externos, los cuales son transmitidos a los dientes por medio de las diferentes aparatologías, tales como los brackets o los alineadores plásticos. Estos últimos aparecen como una alternativa a la aparatología fija tradicional (brackets), ya que permiten el desplazamiento dental sin la necesidad de fijar elementos externos al diente. Los alineadores plásticos pueden tomar diferentes formas, incluyendo retenedores, placas nocturnas y placas de blanqueamiento; las fuerzas y momentos producidas por los brackets o los alineadores se transmiten del diente al ligamento periodontal, desde donde se producirán las señales de mecano-transducción que dará origen a la reabsorción y aposición ósea asociadas al movimiento dental ortodóntico [34], [40]–[42].

Los alineadores plásticos termo-formados son láminas de polímero termo-formables obtenidas a partir de un disco termoplástico modificado con tereftalato de glicol de polietileno (PET-G), el cual cubre las superficies de las coronas dentales, las cuales pueden ser moldeadas a través de tecnologías digitales para transmitir pequeñas fuerzas que producirán los movimientos ortodónticos deseados. Las placas varían de espesor según su funcionamiento [12] [44].

Los aditamentos biomecánicos:

En odontología el adhesivo dental es una resina la cual puede utilizarse tanto en restauración como en adhesión. Las resinas compuestas dentales tienen ciertas propiedades que beneficiarán a los pacientes de acuerdo con la cavidad del paciente. Tiene una propiedad micro-mecánica que hace que el compuesto sea más efectivo para rellenar cavidades pequeñas donde los empastes de amalgama no son tan efectivos y podrían por lo tanto caerse (debido a la propiedad macro-mecánica de la amalgama). Las resinas sintéticas evolucionaron como materiales de restauración ya que son insolubles, de buena apariencia parecida a los dientes, insensibles a la deshidratación, fáciles de manipular y de bajo costo.

Las resinas están compuestas comúnmente de Bis-GMA y otros monómeros de dimetacrilato (TEGMA, UDMA, HDDMA), un material de relleno tal como sílice, generalmente los ABC están hechos de una matriz que está compuesta por resina, que consiste en BIS-GMA (bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato), UDMA (uretano dimetacrilato) y Bis-EMA (bisfenol A polietilenglicol diéter dimetacrilato). Esta resina foto-polimerizable está llena de 61% (volumen) de sílice / zirconia [45]–[47].

Los aditamentos biomecánicos complementarios (ABC) son pequeños puntos de color dental hechos de adhesivo dental. Se colocan en ciertos lugares en los dientes para proporcionar un agarre extra a los alineadores termo-formados. Los aditamentos biomecánicos complementarios crean puntos de anclaje, los cuales son necesarios para ayudar a transmitir la fuerza ejercida por el alineador termo-formado [48].

2.2 Revisión bibliográfica

El padre de la ortodoncia moderna fue el odontólogo Edward H. Angle (1855-1930), quien separó la ortodoncia de las demás ramas de la odontología y fue el primero en practicarla; sus estudios fueron publicados en 1887 en la revista Ohio Journal of Dental Science [49]. Desde esto, los avances en la ortodoncia en cuanto a tratamientos, métodos y eficiencia se han visto aumentado [50]. Uno de los principios fundamentales del tratamiento ortodóntico es el de aplicar cargas externas a los dientes, las cuales se transmiten a estos por las diferentes aparatologías. Estas cargas se encargan de desplazar el diente moviéndolo para que de esta manera sea transmitido al ligamento periodontal, el

cual conecta el hueso con el diente y se encarga de remodelar la estructura ósea y así efectuar el movimiento ortodóntico deseado.

Farah *et al* (1973) introdujeron el modelo de elementos finitos en la odontología [51], y en ortodoncia fue utilizado por primera vez por Yettram en 1977 [52] y desde entonces se ha aplicado ampliamente para analizar los campos de esfuerzo y deformaciones en las estructuras de soporte alveolar y en los ligamentos periodontales.

Middleton *et al.* (1998) investigaron los esfuerzos dentro del ligamento periodontal y el hueso circundante, como consecuencia de una carga ortodóntica, mediante la aplicación del método de elementos finitos a partir de un modelo matemático de dos dimensiones de un canino, propusieron que el proceso de remodelación puede ser controlado por el ligamento periodontal en lugar del hueso. De acuerdo con el estudio, el análisis preciso de los esfuerzos que ocurren en el ligamento periodontal es difícil de obtener a través de cualquier otra técnica experimental debido a la interacción entre los tejidos circundantes y la respuesta individual, siendo éste el pionero en realizar este tipo de investigaciones [53].

Jones *et al.* (2001) desarrollaron un modelo 3D a través del método de elementos finitos de un incisivo superior sometido a una carga generada por la ortodoncia, y lo comparó con el movimiento dental ortodóntico en un grupo de diez humanos voluntarios. Los datos obtenidos en la medición clínica se utilizaron para validar el modelo 3D. Este estudio generó un mayor entendimiento en el LDP, el cual es el principal generador del movimiento ortodóntico según estos autores [11].

Kawarizadeh *et al* (2005), buscaron identificar a través del método de elementos finitos si el esfuerzo en el ligamento periodontal (LDP), o en el hueso alveolar, desempeñaban un papel en la iniciación de respuestas biológicas en el movimiento dental ortodóntico en roedores. Las distribuciones de esfuerzo / deformación asociadas con la carga de ortodoncia se determinaron en el hueso alveolar y en el LDP y se compararon con las distribuciones de osteoclastos. Los resultados indicaron una correlación directa de los valores de esfuerzo / deformación calculados en el LDP con las distribuciones de los osteoclastos [54].

Cattaneo *et al* (2005) escanearon por medio de micro- CT un segmento de una mandíbula humana inferior izquierda, desde el canino al primer premolar, obtenido de la autopsia (previa aprobación obtenida del comité ético universitario). En una serie de análisis

mecánica de elementos finitos (MEF) que simularon dientes sometidos a carga ortodóntica, se evaluó la influencia de la geometría/morfología, las propiedades del material y las condiciones de contacto y de frontera, con el objetivo de describir el comportamiento general en el ligamento periodontal (LDP) y el hueso alveolar. En este estudio los modelos MEF se basaron en un conjunto de datos de M-CT que proporcionó descripciones detalladas tanto de la geometría externa como de la morfología interna del hueso alveolar, sin embargo, el modelo MEF se basó en la anatomía de un solo donante lo cual puede ser sesgado, puesto que el estudio solo se basó en los datos del donante[51].

J. Gómez *et al* (2015) [20] construyó un modelo CAD de un canino superior derecho, su hueso alveolar y ligamento periodontal, alineador de plástico termo-formado y dos aditamentos compuestos termo-formado. Se utilizó un modelo MEF para analizar los efectos de la imposición de una condición de movimiento distal de 0.15 mm en el alineador (simulando la mecánica utilizada para producir un movimiento distal) con y sin accesorios compuestos. Con conclusiones de un análisis MEF tridimensional del sistema de alineador termo-formado; los aditamentos complementarios biomecánicos generan el sistema de fuerza requerido para producir el movimiento del diente.

D. S. Liu *et al* (2015) realizó una investigación numérica en la distribución de esfuerzos en el ligamento periodontal por alineadores plásticos termo-formados de diferente calibre. El modelo fue obtenido por medio de un modelo de yeso de un paciente masculino de 25 años el cual fue escaneado, sin embargo, el modelo se basó en la anatomía de un solo paciente lo cual puede ser sesgado puesto que el estudio solo se basó en los datos del donante [55].

S. Barone *et al* (2016) por medio de la tomografía computarizada de un paciente obtuvieron la dentadura superior de los dientes 1, 2 y 3 derechos e izquierdos de igual forma de los inferiores 1 central, 2 lateral y 3 canino derechos e izquierdos, además del ligamento periodontal y el hueso alveolar; la placa fue creada de forma manual, combinando las coronas individuales y creando una capa uniforme con un espesor de 0.7 milímetros. Estos autores evaluaron el efecto de diferentes aditamentos complementarios biomecánicos en la rotación del canino [44].

Los anteriores artículos presentan un referente del desarrollo tanto teórico como conceptual basado en simulaciones y/o datos experimentales; no obstante, en estos estudios y la revisión de la literatura realizada a la fecha, no se encontraron trabajos que

expliquen el efecto de los aditamentos biomecánicos complementarios en el ligamento periodontal durante el proceso de expansión transversal del arco maxilar con alineadores termos-formados utilizando el método de elementos finitos.

2.3 Metodología

A continuación, se describe el procedimiento metodológico empleado para el desarrollo de este trabajo, orientado al cumplimiento de cada uno de los objetivos específicos planteados. Estas actividades consideraron el uso de herramientas tanto teóricas como técnicas en la generación de los modelos CAD (diseño asistido por computadora), el uso de los modelos matemáticos propuestos de ligamento periodontal, el uso de las propiedades de los dientes y las consideraciones en las condiciones de frontera para la simulación. Además, se estableció un modelo para calcular los patrones de esfuerzo y deformación en el ligamento periodontal durante la expansión del arco maxilar por medio de los alineadores plásticos sin aditamentos biomecánicos complementarios (ABC). Donde, los resultados obtenidos fueron comparados con dos modelos durante la expansión, considerando el uso de ABC por vestibular y por palatino.

Objetivo específico 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.

En esta etapa del proyecto 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 aditamentos complementarios. Esta información permitió conceptualizar los diferentes modelos del comportamiento mecánico del ligamento periodontal de esfuerzos y deformaciones, el movimiento de expansión que fue simulado o generado y proporciono las condiciones de borde para definir el problema el cual representó el indicador de cumplimiento.

Objetivo específico 2: Modelado 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.

Objetivo específico 3: Determinar los patrones esfuerzo y deformación 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 [22] además de la fuerza óptima ortodóntica [56] para su validación.

Objetivo específico 4 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.

Desarrollo del proyecto

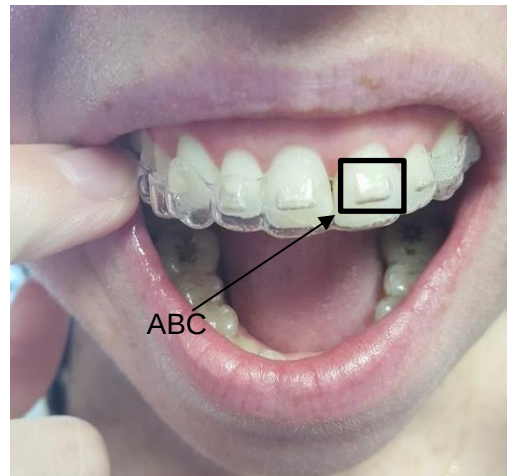
En este apartado se presentan los temas relacionadas con el desarrollo de esta propuesta. En este sentido son presentados los ítems de las propiedades físicas y mecánicas en donde se enseñará el comportamiento mecánico de los diferentes materiales a ser utilizados, el modelamiento CAD, donde se muestra el procedimiento de modelado de los diferentes elementos a ser usados, el modelado FEM, en donde se darán las condiciones de borde, las condiciones de carga, la convergencia de malla y los resultados de las simulaciones y por último se presentarán los análisis de los resultados.

3.1 Alineadores termo-formados:

La configuración típica entre alineador termo-formado y los dientes se muestra en la Ilustración 5 (a) y en la Ilustración 5 (b) se presenta el alineador con aditamentos biomecánicos complementarios.



(a)



(b)

Ilustración 5 (a) Configuración típica placa termo-formada en dientes, (b) Configuración típica placa termo-formada con aditamentos biomecánicos complementarios en dientes. Fuente [57].

3.2 Propiedades físicas y mecánicas.

En este apartado se presentan las propiedades tanto físicas como mecánicas del ligamento periodontal (LDP), los dientes, aditamentos biomecánicos complementarios (ABC) y los alineadores termo-formados; de esta forma se conceptualizan los diferentes modelos del comportamiento mecánico LDP, el movimiento de expansión que será simulado o generado y dará las condiciones de borde para definir el problema.

3.2.1 Ligamento periodontal (LDP)

Distintos estudios han realizado la caracterización del LDP mediante mediciones in vivo, pruebas de laboratorio y modelos matemáticos obteniendo resultados de 5 diferentes modelos: elástico lineal, bilineal elástico, viscoelástico, hiperelástico, y multifase. En la Tabla 1 se muestran las propiedades mecánicas del LDP.

Tabla 1 Propiedades mecánicas del ligamento periodontal. Fuente: Autor.

Espesor promedio del LDP (mm)	0.3	[25]
Módulo de Young [Mpa]	Coeficiente de Poisson	Referencia
0.1 a 10	0.35 a 0.45	[49]
50	0.49	[58]
Esfuerzo deformación basado en tabla reportada en Tomas and Eberhard 1MP [59]	-	[20], [59]
0.01 a 1000	0.1 a 0.49	[18]
68.9	0.45	[60]
2.5–3.2	0.45	[61]
2, 10–90	0.3	[62]
0.05 a 0.28	0.30	[63]
6.89	0.45	[64]
0.7	0.49	[65]
0.5 (Matriz), 10 (LDP)	0.47, 0.35	[66]
0.3 a 0.25	0.45	[59]
0.68	0.49	[14]
50	0.45	[67]

Basado en Tomas et al [59] las propiedades no lineales mecánicas del LDP fueron derivadas de los datos experimentales de fuerza y desplazamiento de las secciones transversales del diente, LDP y hueso, obtenidas de un cadáver masculino de 24 años. El esfuerzo cortante fue calculado $\tau = fuerza/A_s$, y el desplazamiento cortante $\gamma = \tan^{-1}(\frac{\Delta l}{W_L})$, donde A_s es el área de la sección transversal del diente, raíz, y LDP; Δl es la elongación obtenida en una muestra del LDP después de ser sometido por lo menos durante 3 ciclos a una carga 0.05 Mpa en una máquina de prueba de materiales (MTS 858 Mini Bionix, MTS, Eden Prairie, Minn); W_L es el espesor del LDP. Los datos de esta curva fueron ajustadas a una función exponencial $\tau = A(e^{B\gamma} - 1)$, donde los parámetros A y B se calcularon mediante procesos iterativos por medio de un software comercial reportado en [59], obteniendo un $r^2 > 0.9$. De forma similar fueron calculados los módulos de Young y de Poisson.

Basado en estos estudios , [20], [59], en este trabajo se adoptó un modelo elástico no lineal para LDP (Ilustración 6), caracterizado por los puntos en la Ilustración 6 (a) los cuales se incluyeron de la opción Tabular del programa Ansys ® (Ilustración 6 b) .La parte lineal de esta curva está caracterizada, con los siguientes parámetros: módulo de Young el cual es 31873 Pa, el módulo de Poisson 0.25, el módulo de Bulks 21248 Pa y el módulo de cortante 12749 Pa, ver Ilustración 6 (b).

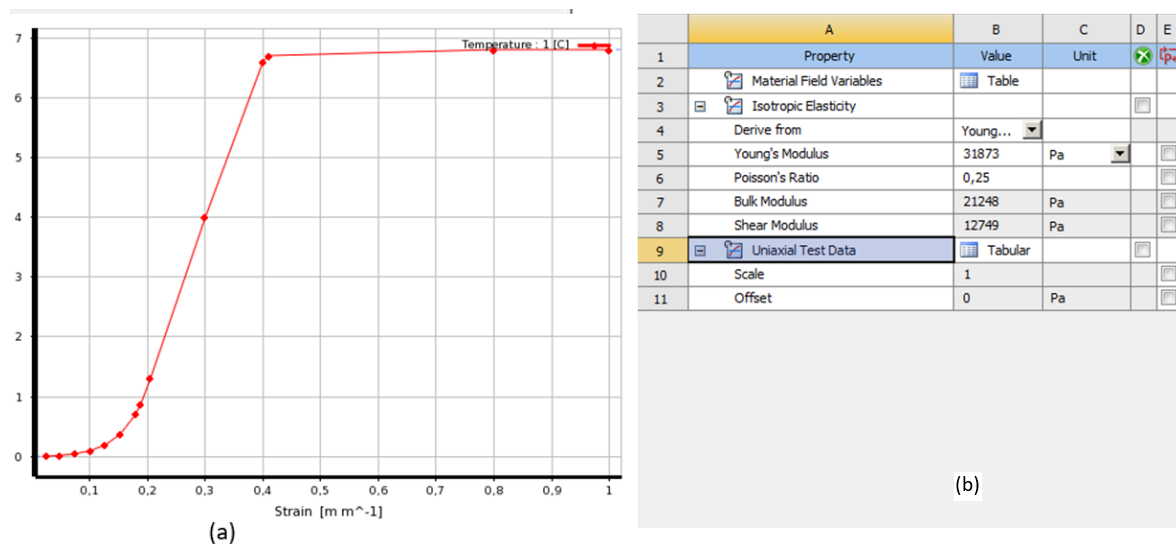


Ilustración 6 parámetros Ansys ® Esfuerzo vs deformación LDP (a), parámetros Ansys (b), la cual fue utilizada en las simulaciones Fuente; [20], [59].

3.2.2 Dientes

Las propiedades mecánicas de los dientes han sido ampliamente estudiadas en la odontología, su comportamiento ha sido caracterizado por distintos autores que consideran tanto modelos simples donde, se toma el esmalte dental como el valor característico por ser modelado; como modelos multi-capa, donde, se consideran las estructuras dentales. En la Tabla 2 se muestra el modelo característico del comportamiento del material, su módulo de Young, y su coeficiente de Poisson.

Esta tabla fue realizada por medio de la revisión bibliográfica en donde se sacan los datos de módulo de Young y de coeficiente de Poisson reportada en los diferentes trabajos encontrados, se incluye el esmalte y el cemento puesto que en algunos trabajos se realizan modelos multi capa.

Tabla 2 Datos reportados del módulo de Young y el coeficiente de Poisson. Fuente: Autor.

Parte	Característica del modelo	Módulo de Young [Mpa]	Coeficiente de Poisson	Autor(es)
Diente	Lineal elástico	2,00 E+04	0.3	[49]
Esmalte	isotrópico	1,86 E+04	0.31	[58]
Diente	Lineal elástico	1,96 E+04	0.3	[20]
Cemento	Lineal elástico	1,86 E+04	0.31	[29]
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	[18]
Dentina	Lineal elástico	1,96 E+04	0.3	[59]
Diente	Lineal elástico	2,00 E+04	0.15	[14]
Diente	Lineal elástico	2,07 E+03	0.3	[67]
Diente	Lineal elástico	1,86 E+04	0.31	[68]
Diente	Lineal elástico	1,90 E+04	0.3	[41]
Diente	Lineal elástico	2,00 E+04	0.3	[69]
Esmalte	Lineal elástico	8,41 E+04	0.2	[11]
Dentina	Lineal elástico	1,86 E+04	0.31	
Diente	Lineal elástico	2,00 E+04	0.2	[33]
Esmalte	Lineal elástico	8,41 E+04	0.33	[70]
Dentina	Lineal elástico	1,83 E+04	0.31	
Dentina	Lineal elástico	1,86 E+04	0.45	[21]

De estos valores de módulo de Young y coeficiente de Poisson se usaron los datos reportados por [20], [71] y [72] 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.

3.2.3 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 [73]. Las propiedades a ser usadas para este material se reportan en la Tabla 3.

Tabla 3 Propiedades Filtek P60. Fuente: [45].

Módulo de Young [Mpa]	Coeficiente de Poisson	Autor(es)
1,25 E+03	0.36	[20], [45]

3.2.4 Alineadores termo-formados

Las propiedades mecánicas de la placa termoplástica utilizada en el presente estudio se obtuvieron del estudio [20]. Se tomará un módulo de Young de 528 MPa y una razón de Poisson de 0.36.

3.2.5 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 [5], [22], [46], [47], [74], [75]. 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 (Δu) en los cuatro dientes estudiados, Ilustración 7, 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.

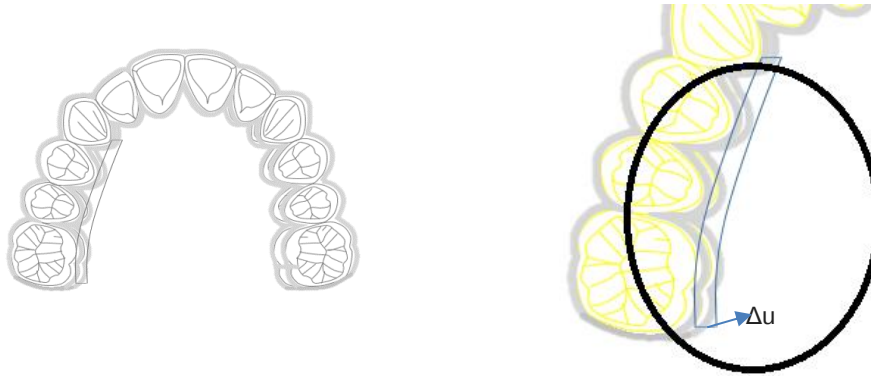


Ilustración 7 Movimiento de expansión donde el Δu es el movimiento que se generó en las simulaciones. Fuente: Autor.

3.3 Modelado CAD.

En este apartado se presentan las herramientas del modelado CAD (diseño asistido por computador) del ligamento periodontal (LDP), los dientes, los aditamentos biomecánicos complementarios (ABC) y las placas termo-formables.

3.3.1 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 Ilustración 8, se observa el canino superior derecho estudiado por el personal técnico-científico del grupo de investigación y se eligió por las siguientes razones¹:

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

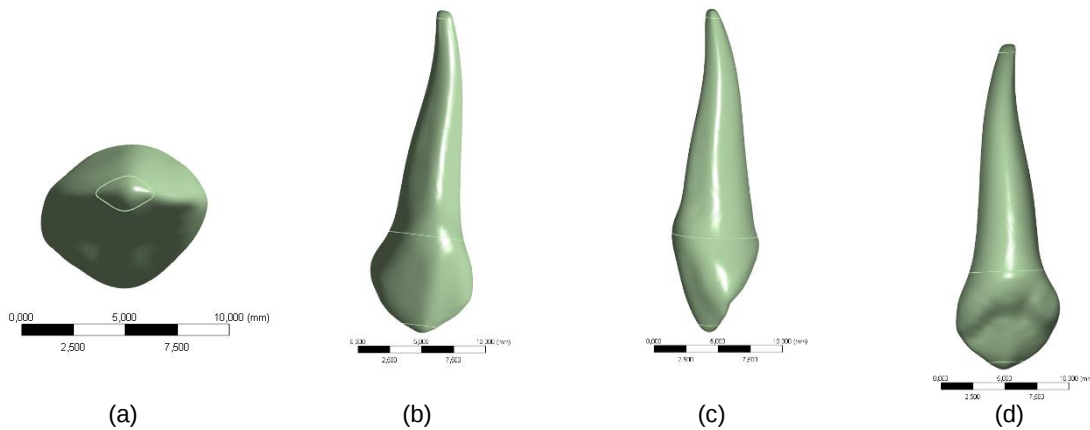


Ilustración 8 Sólido del canino superior derecho, (a) Vista oclusal, (b) Vista vestibular, (c) Vista Proximal (mesial), (d) Vista palatina. Fuente: [76].

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

3.3.2 Ligamento periodontal (LDP)

Como se mencionó en la sección 3.2.1; el LDP es una película delgada aproximadamente 0.3 milímetros de espesor alrededor de la raíz del diente [18], [68], [77], con un espesor uniforme de 0.3 mm, ver Ilustración 9 del canino 3 derecho superior, estos fueron realizados por medio de operaciones booleanas incluidas en el software anteriormente mencionado.

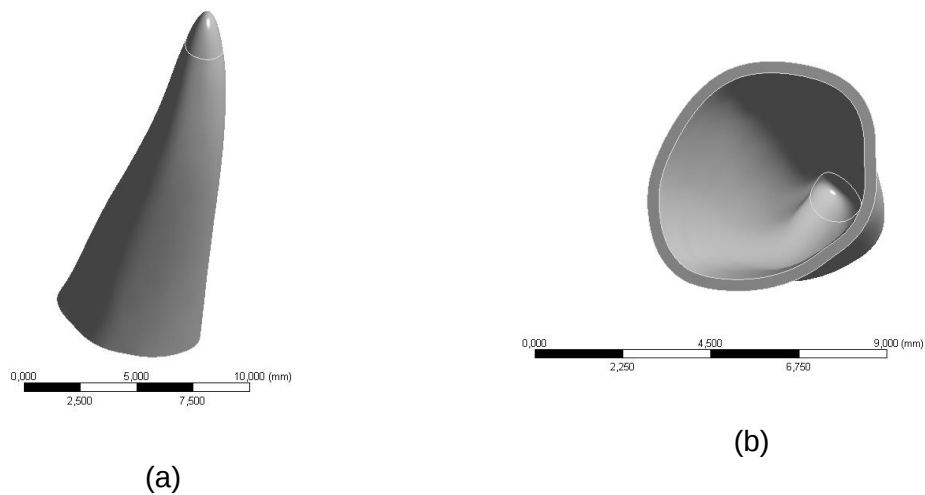
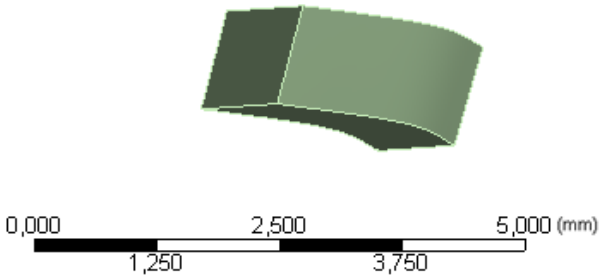


Ilustración 9 Ligamento periodontal canino 3, (a) isométrico del LDP, (b) espesor de 0.3 mm del LDP.
Fuente: Autor.

3.3.3 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 4 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 4 Medidas de ABC largo (L), ancho (A) y profundidad (P). Fuente: Autor.

Diente	3 canino	4 pre molar mono-radicular	5 pre molar bi-radicular	6 molar tri-radicular
Geometría				

L, A, P (mm)	3, 1, 1	3, 1, 1	3, 1, 1	4, 1, 1
--------------	---------	---------	---------	---------

3.3.4 Alineadores termo-formados

Los alineadores termo-formados se realizaron por medio de operaciones booleanas en el programa de SolidWorks® 2016 con un espesor uniforme alrededor de las coronas de los dientes de 0.7 mm según [44], en la Ilustración 10 (a) se presenta la placa sin ABC, en (b) la placa con aditamentos por vestibular y en (c) con aditamentos en palatino.

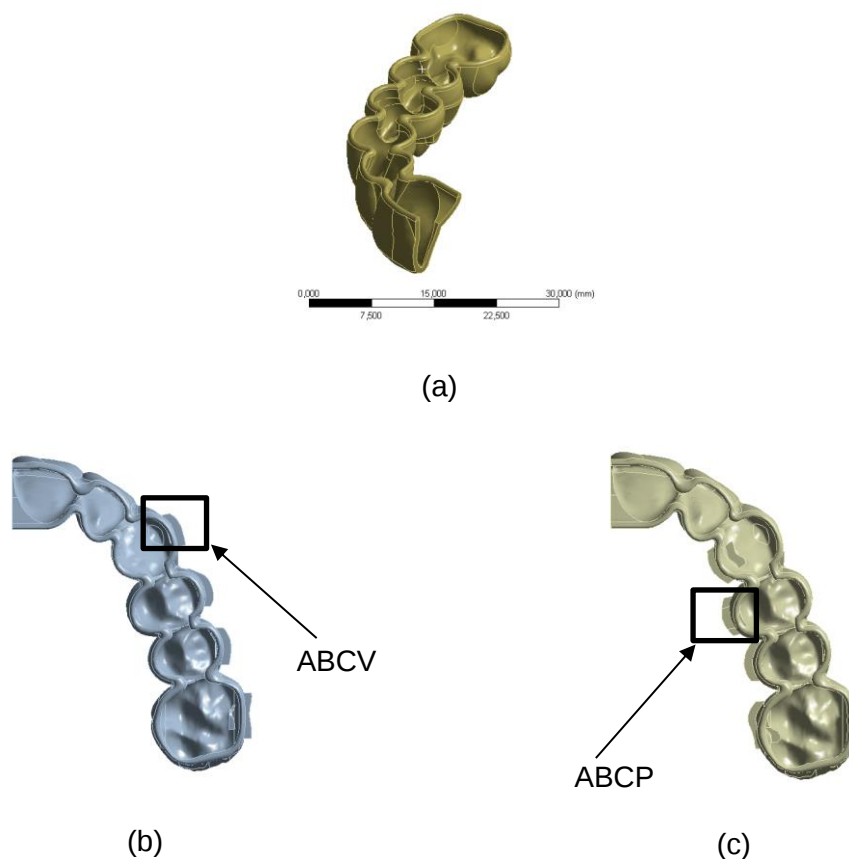


Ilustración 10 (a) Placa termo-formada sin ABC, (b) Placa termo-formada con ABC vestibular, (c) Placa termo-formada con ABC palatino. Fuente: Autor.

Cabe aclarar que los alcances del proyecto plantearon inicialmente el estudio de los dientes de canino a molar, pero posteriormente, la universidad autónoma de Manizales

suministró la nube de puntos de los dientes central y lateral, por lo que se decidió realizar el estudio con una simetría en el plano medio.

3.4 Modelado FEM

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.

3.4.1 Condiciones de 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 Ilustración 11, según [31].

Las superficies externas del ligamento periodontal descritas con la letra B en la Ilustración 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 [69].

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 Ilustración 11) 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 Ilustración 11 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 [69].

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

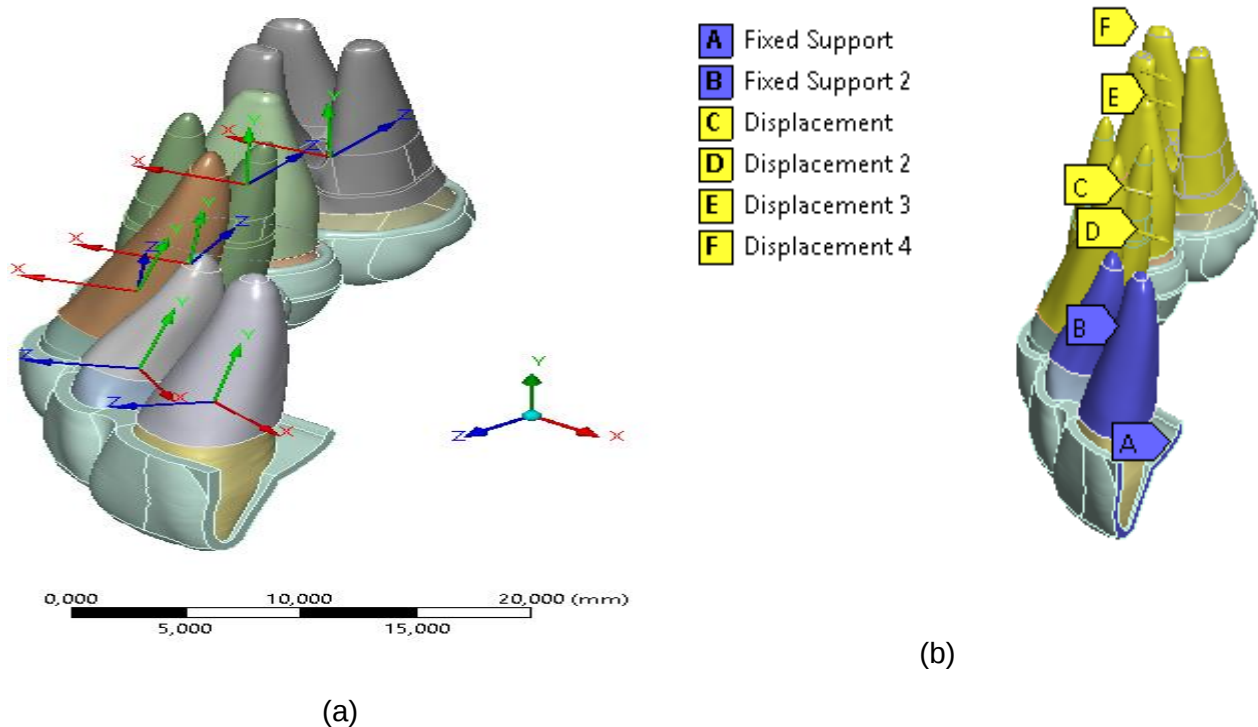


Ilustración 11 CAD en a ser usado(a) Ejes coordenados propios en cada diente, (b)condiciones de desplazamiento generadas en las superficies exteriores del LDP. Fuente: Autor.

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* [44], ver Ilustración 12.

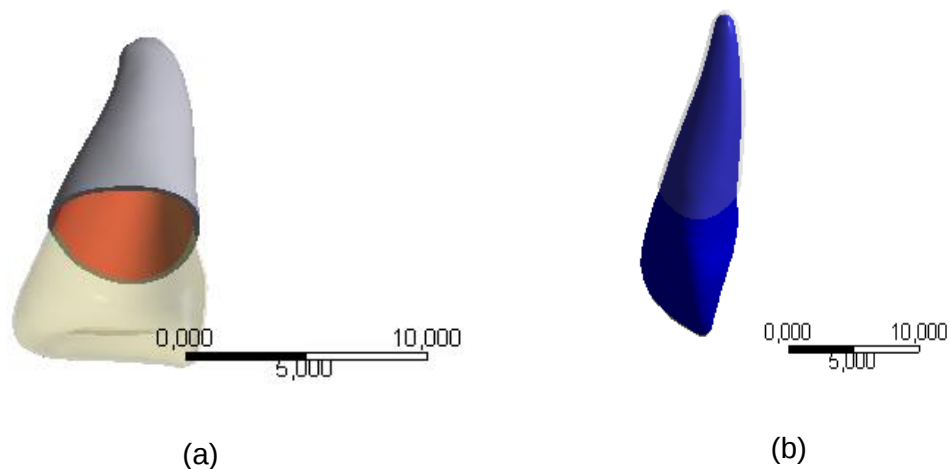


Ilustración 12 Condición de contacto entre diente y LDP(a) Superficies interiores del LDP,
(b) Superficies del diente Fuente: Autor.

Basado en el estudio de S. Barone *et al* [44], las coronas de los dientes y la placa termo-formada 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 Ilustración 13.

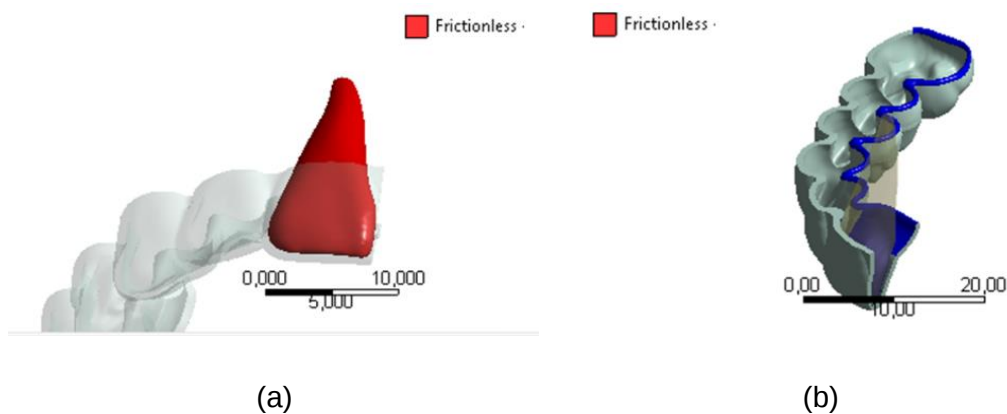
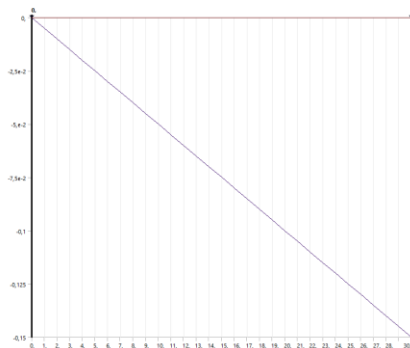


Ilustración 13 Condición de contacto entre diente y placa(a) Superficies exteriores del diente,
(b) Superficies de la placa las cuales están en contacto con el diente. Fuente: Autor.

3.4.2 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 Ilustración 14 (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 regeneración 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 Ilustración 14 (b).



(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)

Ilustración 14 Condición de carga (a) Rampa de carga, (b) Condiciones del solucionador, se utilizó el método de Newton-Raphson completo para las no linealidades. Fuente: Autor.

La división de la carga en se realizó con el fin de lograr una carga paulatina y despreciar condiciones de movimientos acelerados y generar daño en el LDP [14].

3.4.3 Validación del modelo

Considerando la importancia de contrastar los resultados del modelo computacional y visualizando la dificultades técnicas y éticas para la realización de pruebas experimentales *in vivo*, la estrategia seguida para la validación fue utilizar referencias de trabajos anteriores. Para esto fueron consultadas las bases de datos de revistas especializadas, tales como: sciencedirect, scopus, pubmed, usando palabras representativas, por ejemplo, *ligament periodontal, thermoplastic, mandibular expansion orthodontics*.

De la consulta de aproximadamente 500 trabajos se seleccionaron [22], [23], [56] y [78] entre otros. 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* [22], [23], 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* [56] analiza la fuerza ortodóntica optima para no generar daños en el LDP y en el trabajo realizado por Peña *et al* [78] realiza el estudio en un diente con la presencia de hueso, sin embargo en su modelo no considera la regeneración ósea.

Descripción del diseño de experimentos

J. Houle *et al* [22], [23] 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 la 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% [22], [23], [79], 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* [22], [23], 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* [22], [23] 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 lp , es la longitud predicha, y lg es la longitud lograda, esta ecuación asegura que el cálculo no exceda el 100 %.

$$\%predc = 100\% - \left[\frac{(lp - lg)}{lg} \right] * 100\% . (1)$$

En la Ilustración 15 se observan las marcas y la precisión de las mediciones en el arco maxilar.

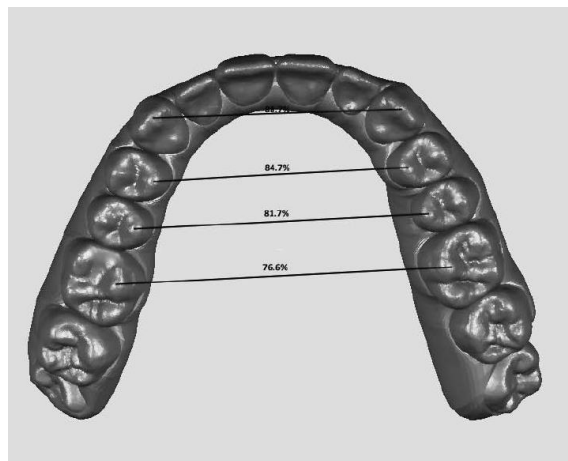


Ilustración 15 Resultados del estudio realizado por J. Hule. Fuente:[22], [23].

En el estudio clínico realizado por Houle et al [22], [23], 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 I_p (0.15 mm) prescrita en las superficies de contacto entre el hueso y ligamento periodontal la longitud lograda I_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 5, donde, en la primera columna se define el tipo de diente, en la segunda columna los resultados obtenidos por [22], [23] y en la tercera columna los resultados obtenidos en la simulación sin ABC del presente proyecto.

Tabla 5 Comparación entre resultado clínico y simulación sin ABC. Fuente: Autor.

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%

De lo cual se observa que los resultados de predictibilidad están en los mismos rangos obtenidos en el estudio realizado por [22], [23], en donde ningún error relativo supera el 5%.

Fuerza optima ortodónica.

Taddei *et al* [56] ,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 [80].

Movimiento en un diente

Peña *et al* [78] mostro en su estudio un ,movimiento de un canino (3) 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.

3.4.4 Convergencia de 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.

Sin ABC

En la Ilustración 16 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.

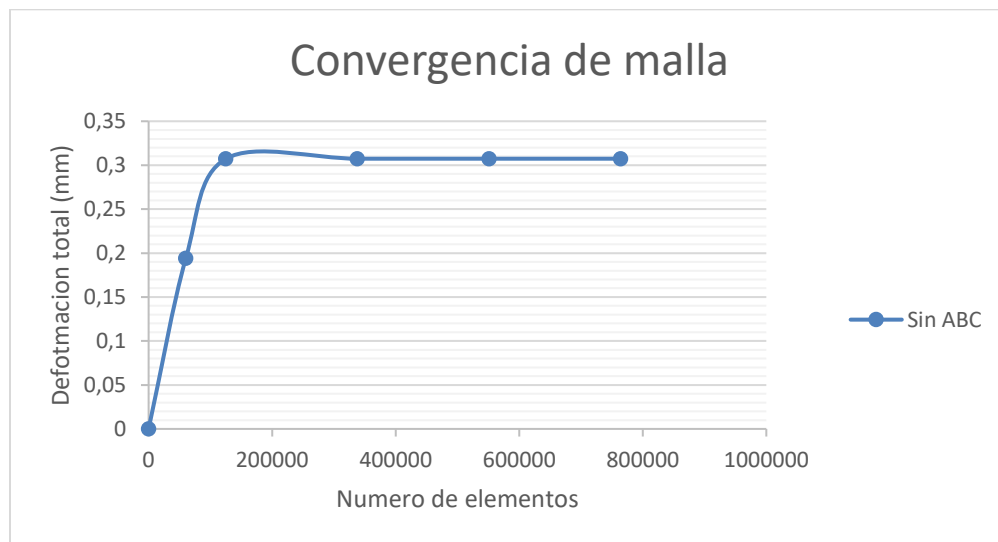


Ilustración 16 Convergencia de malla sin ABC, número de elementos contra deformación total. Fuente: Autor.

Con ABCP

En la Ilustración 17 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.

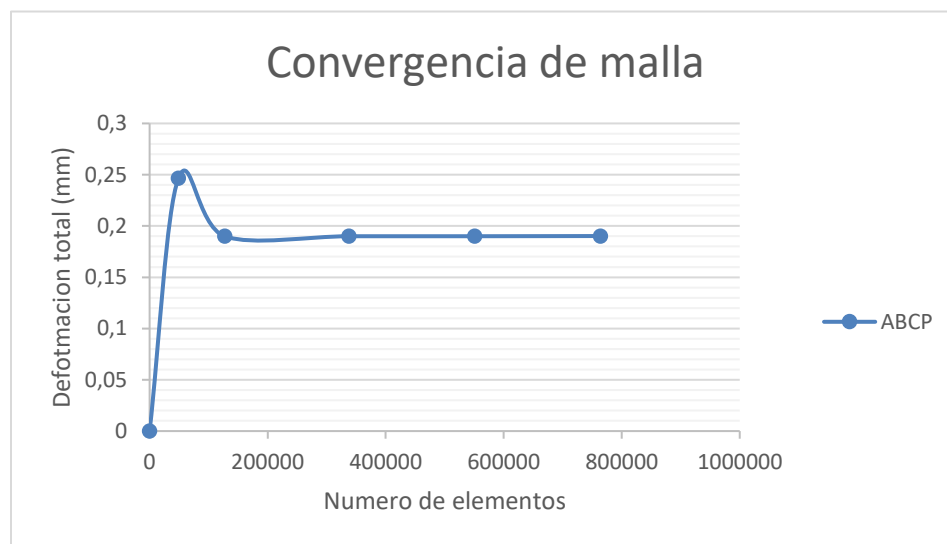


Ilustración 17Cconvergencia de malla con ABCP número de elementos contra deformación total.
Fuente: Autor.

Con ABCV

En la Ilustración 18 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.

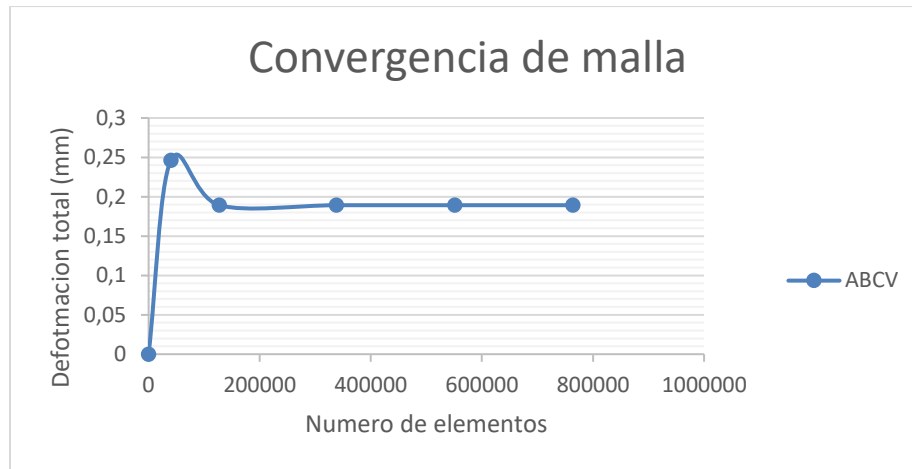


Ilustración 18 Convergencia de malla con ABCV número de elementos contra deformación total.
Fuente: Autor.

3.4.5 Resultados de simulación

En esta sección se presentarán los esfuerzos y deformaciones de los LDP del canino al molar, además de las fuerzas y momentos necesarios para el movimiento dental con y sin ABC por palatino y por vestibular.

Los resultados se presentaron por medio del esfuerzo equivalente de Von Mises el cual combina los esfuerzos cortantes y los esfuerzos de tensión en un punto [81], esta teoría se aplica para materiales dúctiles tales como el LDP.

3.4.5.1 Esfuerzo equivalente en el LDP

En la Ilustración 19 se observa la variación del esfuerzo equivalente de Von Mises a lo largo del LDP del canino 3 desde la unión amelo cementaría (desde donde empieza el LDP) hasta la raíz. Tomando como referencia los resultados del esfuerzo del modelo sin ABC se presenta un aumento porcentual del 25.673% respecto al modelo con aditamentos por vestibular. Por otro lado, presenta un aumento porcentual del 22.537% respecto al modelo con aditamentos por palatino. Estos valores fueron obtenidos linealizando los resultados de los tres modelos y comparando sus pendientes. Los mayores esfuerzos de Von Mises se presentarán en la unión amelo cementaría y se van reduciendo a medida que se acercan a la raíz, debido a que el diente trasmite la fuerza al LDP.

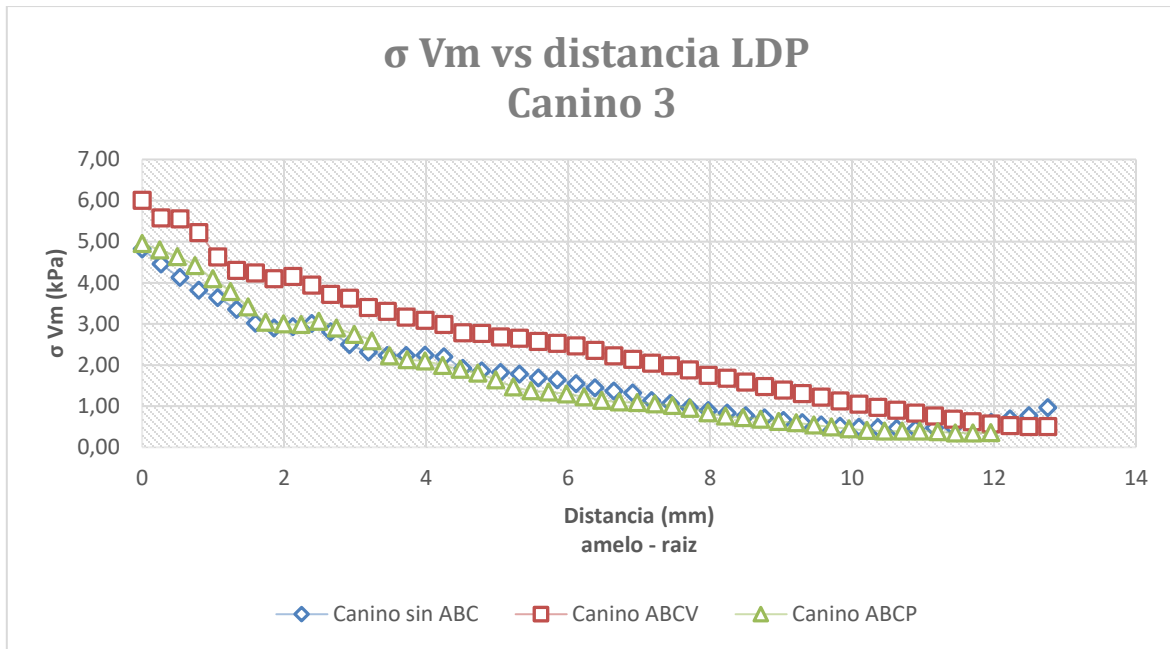


Ilustración 19 Esfuerzo equivalente contra distancia LDP canino. Fuente: Autor.

En la Ilustración 20 se observa la variación del esfuerzo equivalente de Von Mises a lo largo del LDP del Premolar 4, desde la unión amelo cementaría hasta la raíz. Tomando como referencia los resultados del esfuerzo del modelo sin ABC se presenta un aumento porcentual del 6.425% respecto al modelo con aditamentos por vestibular. Por otro lado, presenta un aumento porcentual del 11.135% respecto al modelo con aditamentos por palatino. Los mayores esfuerzos de Von Mises se presentarán en la unión amelo cementaría y se van reduciendo a medida que se acercan a la raíz, debido a que el diente transmite la fuerza al LDP.

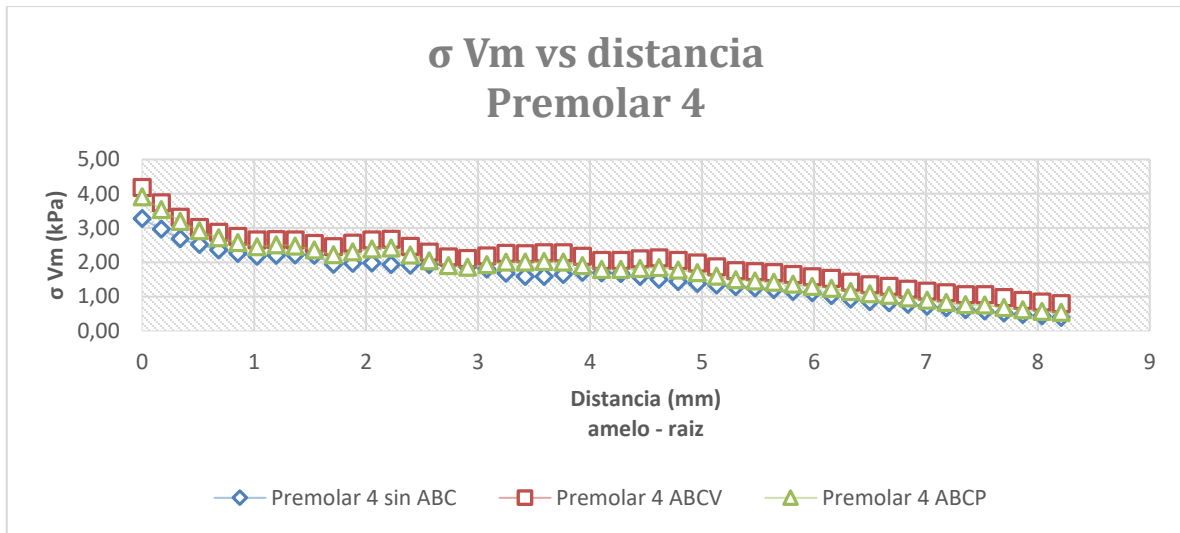


Ilustración 20 Esfuerzo equivalente contra distancia LDP premolar 4. Fuente: Autor.

En la Ilustración 21 se observa la variación del esfuerzo equivalente de Von Mises a lo largo del LDP del premolar 5 desde la unión amelo cementaría hasta la raíz. Tomando como referencia los resultados del esfuerzo del modelo sin ABC se presenta una diferencia porcentual del -3.782% respecto al modelo con aditamentos por vestibular. Por otro lado, presenta un aumento porcentual del 26.943% respecto al modelo con aditamentos por palatino. Los mayores esfuerzos de Von Mises se presentarán en la unión amelo cementaría y se van reduciendo a medida que se acercan a la raíz, debido a que el diente transmite la fuerza al LDP.

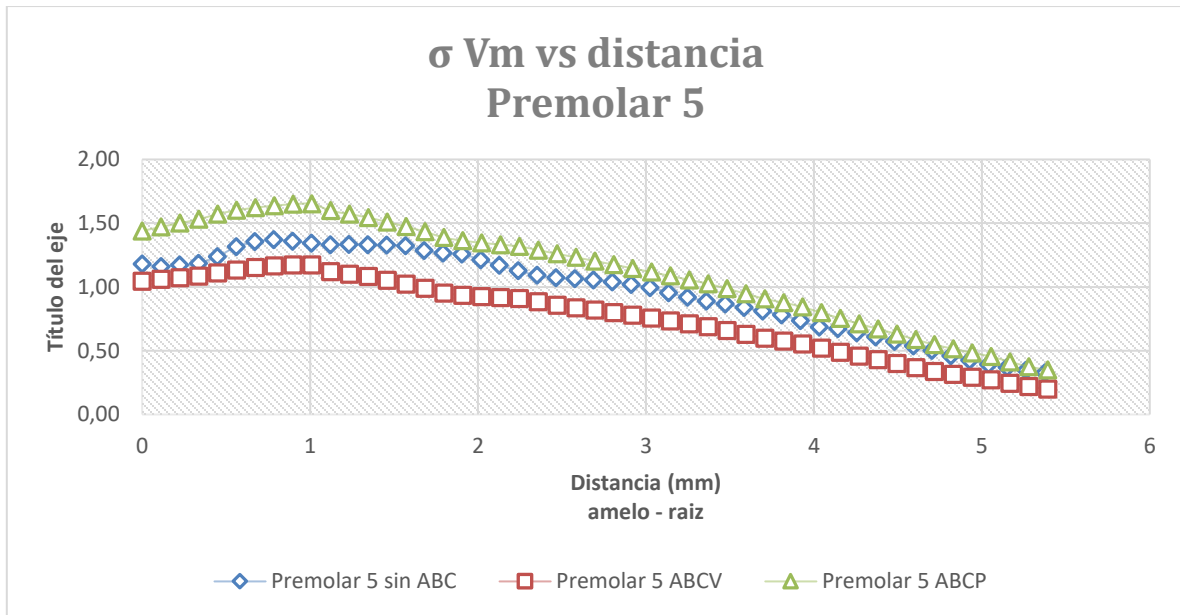


Ilustración 21 Esfuerzo equivalente contra distancia LDP premolar 5. Fuente: Autor.

En la Ilustración 22 se observa la variación del esfuerzo equivalente de Von Mises a lo largo del LDP del Molar 6 desde la unión amelo cementaría hasta la raíz. Se observa que el efecto del ABC es perceptible, ya que la línea sin ABC presenta esfuerzos constantes desde la unión amelo cementaría hasta 3 mm de distancia, después de esto el esfuerzo se reduce abruptamente. Tomando como referencia los resultados del esfuerzo del modelo sin ABC se presenta una diferencia porcentual del -20.659% respecto al modelo con aditamentos por vestibular. Por otro lado, presenta una diferencia porcentual del -57.235% respecto al modelo con aditamentos por palatino. Los mayores esfuerzos de Von Mises se presentarán en la unión amelo cementaría y se van reduciendo a medida que se acercan a la raíz, debido a que el diente transmite la fuerza al LDP.

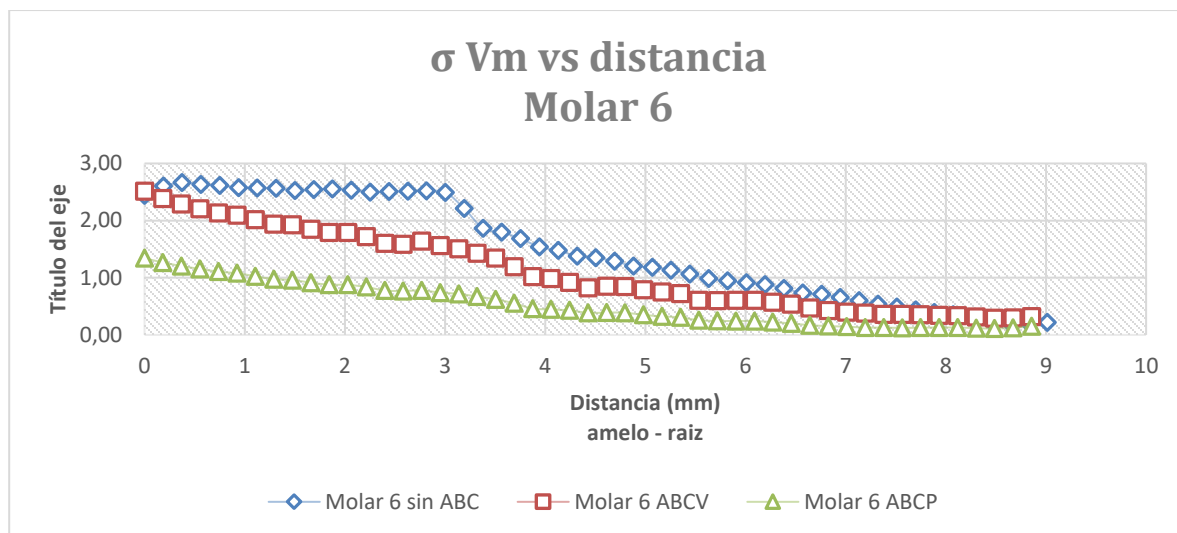


Ilustración 22 Esfuerzo equivalente contra distancia LDP Molar 6. Fuente: Autor.

De lo anterior se puede inferir que los efectos del uso de los ABC se marcan más en los dientes premolar 5 y molar 6, ya que estos dientes están más alejados del plano de simetría.

3.4.5.2 Deformaciones

En la Ilustración 23 se observa la variación de la deformación total del LDP del canino 3 contra la aplicación paulatina de la carga. Tomando como referencia los resultados de la deformación del modelo sin ABC se presenta una diferencia porcentual del -12.698% respecto al modelo con aditamentos por vestibular. Por otro lado, presenta una diferencia porcentual del -1.587% respecto al modelo con aditamentos por palatino. Los mayores desplazamientos se presentarán en el modelo sin ABC.

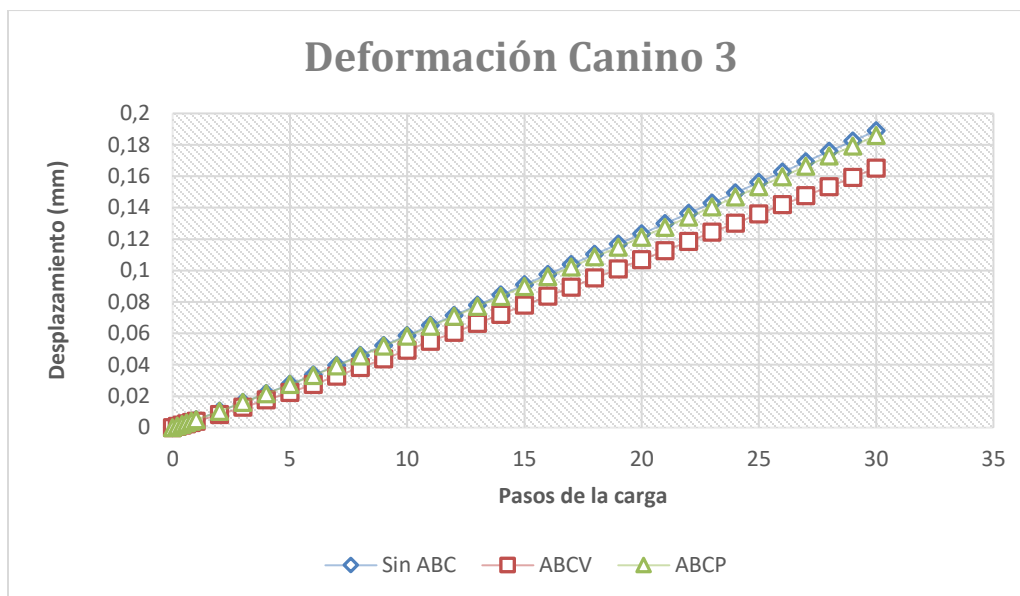


Ilustración 23 Deformación contra pasos de carga del canino 3. Fuente: Autor.

En la Ilustración 24 se observa la variación de la deformación total del LDP del premolar 4 contra la aplicación paulatina de la carga. Tomando como referencia los resultados de la deformación del modelo sin ABC se presenta un aumento porcentual del 1.639% respecto al modelo con aditamentos por vestibular. Por otro lado, presenta un aumento porcentual del 4.918% respecto al modelo con aditamentos por palatino. Los mayores desplazamientos se presentarán en el modelo sin ABCP.

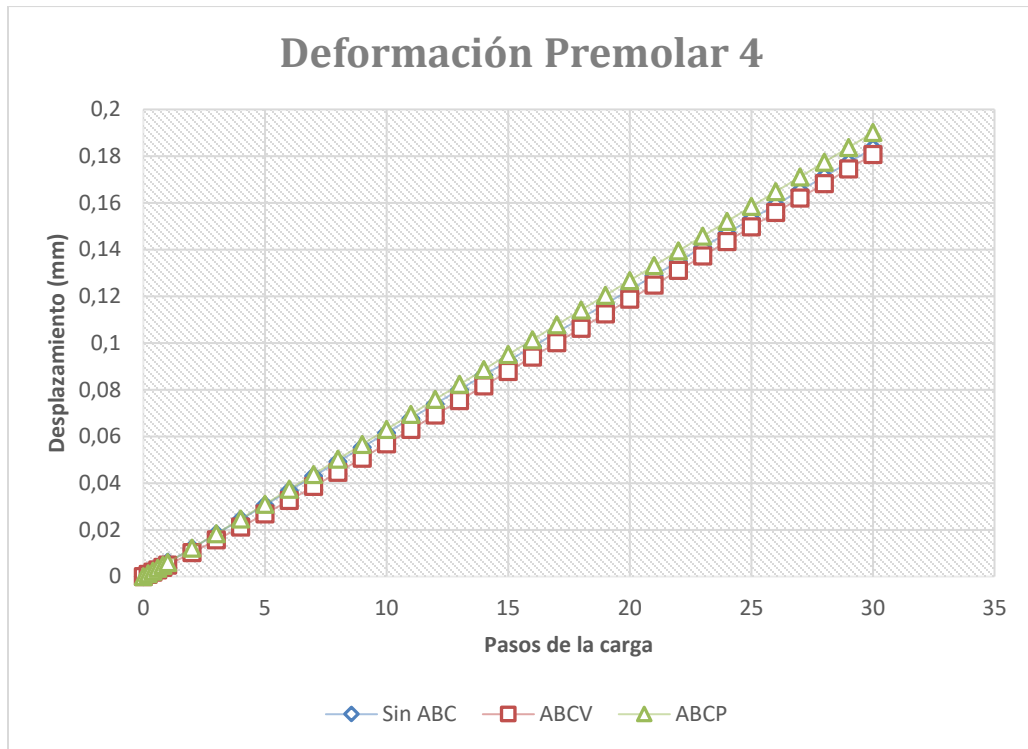


Ilustración 24 Deformación contra pasos de carga del premolar 4. Fuente: Autor.

En la Ilustración 25 observa la variación de la deformación total del LDP del premolar 5 contra la aplicación paulatina de la carga. Tomando como referencia los resultados de la deformación del modelo sin ABC se presenta un aumento porcentual del 1.639% respecto al modelo con aditamentos por vestibular. Por otro lado, presenta un aumento porcentual del 4.918% respecto al modelo con aditamentos por palatino. Los mayores desplazamientos se presentarán en el modelo sin ABCP.

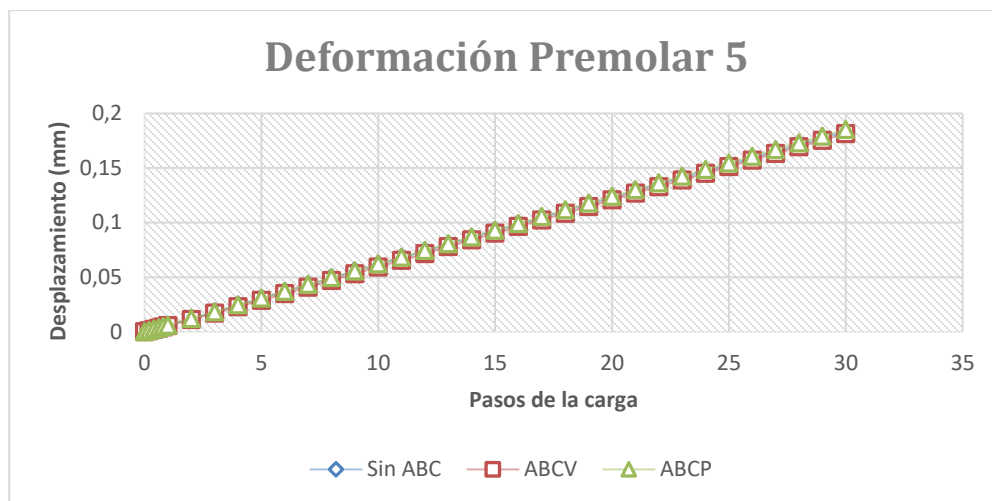


Ilustración 25 Deformación contra pasos de carga del premolar 5. Fuente: Autor.

En la Ilustración 26 se observa la variación de la deformación total del LDP del Molar 6 contra la aplicación paulatina de la carga. Tomando como referencia los resultados de la deformación del modelo sin ABC se presenta un aumento porcentual del 7.936% respecto al modelo con aditamentos por vestibular. Por otro lado, presenta un aumento porcentual del 3.1746% respecto al modelo con aditamentos por palatino. Los mayores desplazamientos se presentarán en el modelo sin ABCV.

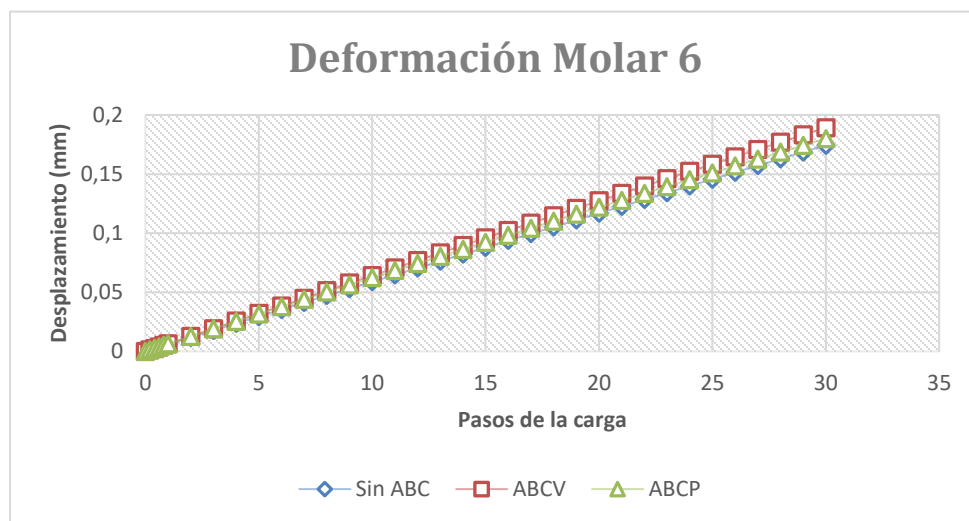


Ilustración 26 Deformación contra pasos de carga del Molar 6. Fuente: Autor

Se encontró que el ABCV influye de mayor o menor medida dependiendo del diente al movimiento de la expansión maxilofacial, mientras que por ABCP el desplazamiento es similar al efecto producido sin ABC.

3.4.5.3 Fuerzas y momentos necesarios para el movimiento dental

En la búsqueda bibliográfica realizada no se encontraron estudios que reportaran la caracterización de las fuerzas y los momentos generados para realizar el movimiento dental. En este contexto, se presenta a continuación el reporte de las fuerzas y los momentos necesarios para realizar el movimiento dental en los cuatro dientes involucrados obtenidas en este trabajo mediante el uso de herramientas computacionales.

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 6 se presentan las fuerzas y momentos en cada uno de sus ejes locales (ver sección 3.4.1) y sus magnitudes; estas fuerzas y momentos es la integración computacional de los esfuerzos obtenidos en la simulación.

Tabla 6 Fuerzas y momentos aplicados en el modelo sin ABC. Fuente: Autor.

Diente	Fuerza (N)	Dirección			Momento (N*mm)	Dirección		
		Fuerza X (N)	Fuerza Y (N)	Fuerza Z (N)		Momento X (N*mm)	Momento Y (N*mm)	Momento Z (N*mm)
Canino (3) sin	2,35E-01	-6,33E-04	8,82E-10	-9,98E-05	1,10E+00	6,16E-02	8,73E-02	-1,44E-03
Primer premolar (4) sin	1,14E-01	-3,70E-04	-1,48E-13	-1,81E-04	8,05E-01	1,76E-01	1,69E-01	-1,34E-03
segundo premolar (5) sin	6,61E-02	-2,02E-04	-1,15E-13	-1,56E-04	4,46E-01	1,73E-01	1,08E-01	-8,23E-04
Primer molar (6) sin	1,53E-01	-1,53E-04	-1,35E-13	-3,18E-04	1,60E+00	9,55E-01	6,22E-01	-1,98E-03

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 8 se presentan las fuerzas y momentos en cada uno de sus ejes locales (ver sección 3.4.1) y sus magnitudes; estas fuerzas y momentos es la integración computacional de los esfuerzos obtenidos en la simulación.

Tabla 7 Fuerzas y momentos aplicados en los modelos con ABCP. Fuente: Autor.

Diente	Fuerza (N)	Dirección			Momento (N*mm)	Dirección		
		Fuerza X (N)	Fuerza Y (N)	Fuerza Z (N)		Momento X (N*mm)	Momento Y (N*mm)	Momento Z (N*mm)
Canino (3)P	2,43E-01	-6,69E-04	1,49E-09	-1,93E-04	1,02E+00	1,51E-01	7,20E-02	-1,34E-03
Primer premolar (4)P	1,54E-01	-4,29E-04	-2,98E-13	-2,78E-04	9,42E-01	2,40E-01	1,70E-01	-1,38E-03
segundo premolar (5)P	8,54E-02	-2,18E-04	-2,64E-05	-1,59E-04	5,89E-01	2,32E-01	1,12E-01	-8,31E-04
Primer molar (6)P	9,46E-02	-9,97E-05	2,08E-03	-7,63E-05	6,07E-01	1,06E-01	2,93E-01	-1,73E-03

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 en cada uno de sus ejes locales (ver sección 3.4.1) y sus magnitudes; estas fuerzas y momentos es la integración computacional de los esfuerzos obtenidos en la simulación

Tabla 8 Fuerzas y momentos aplicados en los modelos con ABCV. Fuente: Autor.

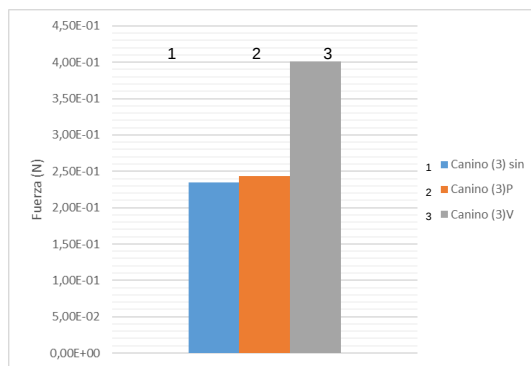
Diente	Fuerza (N)	Dirección			Momento (N*mm)	Dirección		
		Fuerza X (N)	Fuerza Y (N)	Fuerza Z (N)		Momento X (N*mm)	Momento Y (N*mm)	Momento Z (N*mm)
Canino (3)V	4,02E-01	-9,13E-04	2,36E-09	-1,74E-04	1,15E+00	2,17E-01	5,58E-02	-1,26E-03
Primer premolar (4)V	2,21E-01	-1,89E-01	-1,23E-10	-1,15E-01	9,47E-01	2,80E-01	1,56E-01	-1,11E-03

segundo premolar (5)V	7,07E-02	-6,88E-02	-1,33E-11	-1,62E-02	4,76E-01	1,75E-01	9,62E-02	-4,32E-01
Primer molar (6)V	1,27E-01	1,85E-02	-3,57E-11	-1,26E-01	8,96E-01	4,13E-01	3,44E-01	-7,16E-01

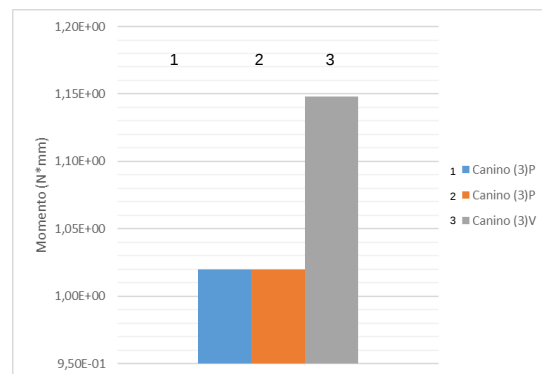
3.5 Análisis de resultados

En este apartado se presentará la comparación de los resultados obtenidos de las fuerzas y momentos necesarios para realizar el movimiento dental.

En la Ilustración 27 y Ilustración 28 se observan que 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 sin ABC.



(a)



(b)

Ilustración 27 (a) Fuerza aplicada al LDP para generar el movimiento, (b) Momento aplicado al LDP para generar el movimiento; del canino 3. Fuente: Autor.

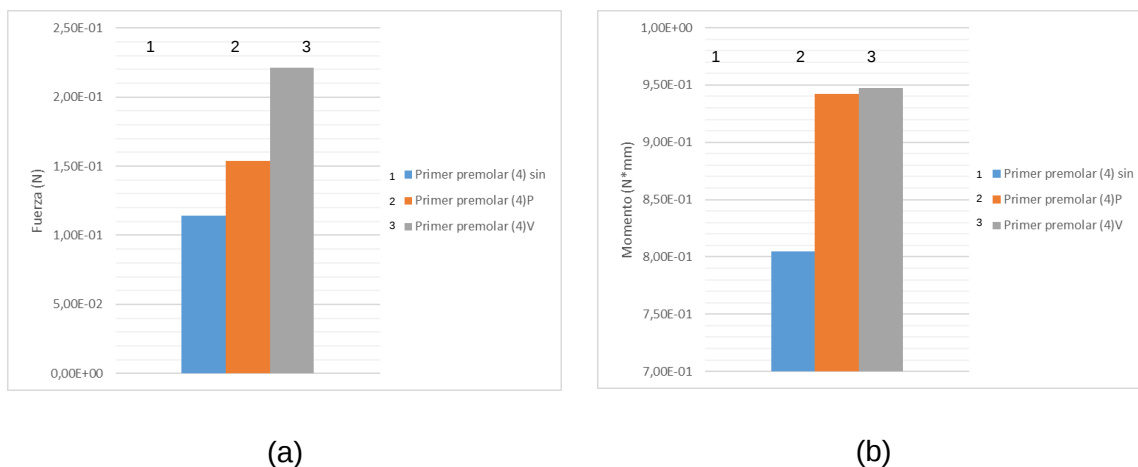


Ilustración 28 (a) Fuerza aplicada al LDP para generar el movimiento, (b) momento aplicado al LDP para generar el movimiento; del premolar 4. Fuente: Autor.

En la Ilustración 29 se observa que el uso de ABCP en el premolar 5 requiere una mayor aplicación de fuerza y momento. Los efectos generados sin ABC y ABCV son similares.

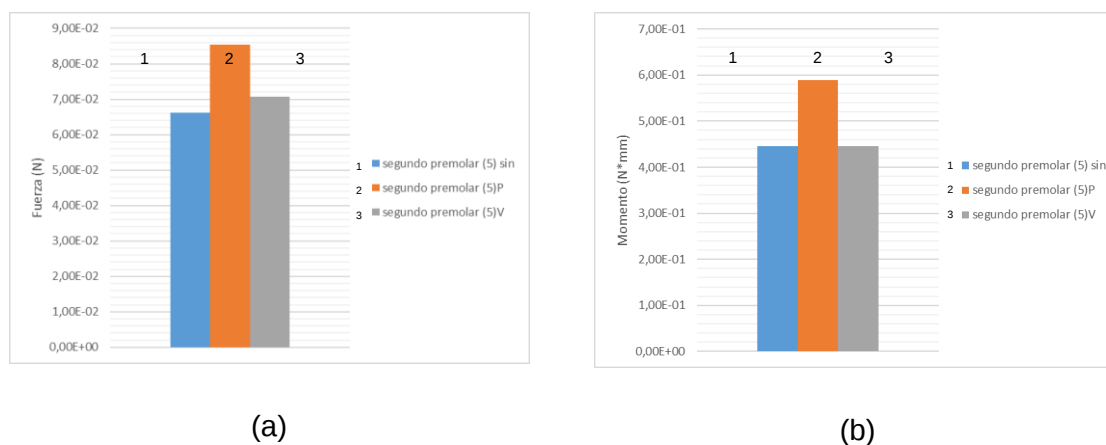
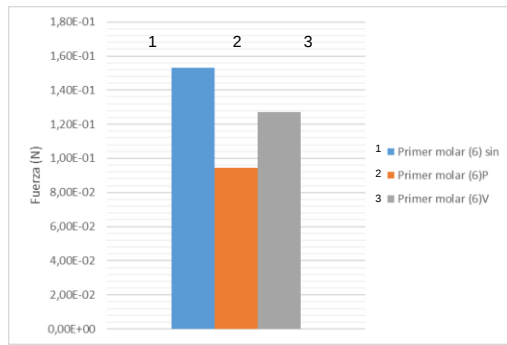
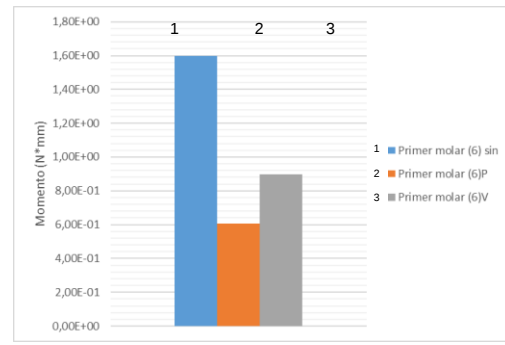


Ilustración 29 (a) Fuerza aplicada al LDP para generar el movimiento, (b) Momento aplicado al LDP para generar el movimiento; del premolar 5. Fuente: Autor.

En la Ilustración 30 se observa que el uso de ABCP en el premolar 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.



(a)



(b)

Ilustración 30 (a) Fuerza aplicada al LDP para generar el movimiento, (b) Momento aplicado al LDP para generar el movimiento; del Molar 6. Fuente: Autor.

Las gráficas anteriores (Ilustración 27 hasta la Ilustración 30), permitieron identificar que para una expansión del arco maxilar usando alineadores termo-formados para una condición inicial de desplazamiento de 0.15 mm:

- Para el canino 3: El desplazamiento final logrado fue de 0.134 mm para lo que requirió una fuerza de $2,35\text{E-}01\text{N}$ y un momento de $1,10\text{ N*mm}$ sin ABC, y un esfuerzo máximo de 4,822 KPa en la unión amelo cementaría. Por otro lado, el uso de ABCP generó una fuerza de $2,43\text{E-}01\text{ N}$ y un momento de $1,02\text{ N*mm}$, y un esfuerzo máximo de 4,958 KPa en la unión amelo cementaría. El uso de ABCV generó una fuerza de $4,02\text{E-}01\text{ N}$ y un momento de $1,15\text{ N*mm}$, y un esfuerzo máximo de 6,007 KPa en la unión amelo cementar. 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 premolar 4: El desplazamiento final logrado fue de 0.132 mm para lo que requirió una fuerza de $1,14\text{E-}01\text{ N}$ y un momento de $8,05\text{E-}01\text{ N*mm}$ sin ABC, y un esfuerzo máximo de 3,273 KPa en la unión amelo cementaría. Por otro lado, el uso de ABCP generó una fuerza de $1,54\text{E-}01\text{ N}$ y un momento de $9,42\text{E-}01\text{ N*mm}$, y un esfuerzo máximo de 3,907 KPa en la unión amelo cementaría. El uso de ABCV

generó una fuerza de $2,21\text{E-}01$ N y un momento de $9,47\text{E-}01$ N*mm, y un esfuerzo máximo de 4,179 KPa en la unión amelo cementar. 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 premolar 5: El desplazamiento final logrado fue de 0.129 mm para lo que requirió una fuerza de $6,61\text{E-}02$ N y un momento de $4,46\text{E-}01$ N*mm sin ABC, y un esfuerzo máximo de 1,358 KPa a 1 mm de la unión amelo cementaría. Por otro lado, el uso de ABCP generó una fuerza de $8,54\text{E-}02$ N y un momento de $5,89\text{E-}01$ N*mm, y un esfuerzo máximo de 1,649 KPa a 1 mm de la unión amelo cementaría. El uso de ABCV generó una fuerza de $7,07\text{E-}02$ N y un momento de $4,76\text{E-}01$ N*mm, y un esfuerzo máximo de 1,173 KPa a 1 mm de la unión amelo cementar. 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 $1,53\text{E-}01$ N y un momento de $1,6$ N*mm sin ABC, y un esfuerzo máximo de 2,440 KPa en la unión amelo cementaría. Por otro lado, el uso de ABCP generó una fuerza de $9,46\text{E-}02$ N y un momento de $6,07\text{E-}01$ N*mm, y un esfuerzo máximo de 1,341 KPa en la unión amelo cementaría. El uso de ABCV generó una fuerza de $1,27\text{E-}01$ N y un momento de $8,96\text{E-}01$ N*mm, y un esfuerzo máximo de 2,511 KPa en la unión amelo cementar. 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.

Conclusiones, recomendaciones y trabajos futuros

Este capítulo se compone de dos secciones, la primera presenta las conclusiones relevantes obtenidas en este proyecto. La segunda sección detalla las recomendaciones y los trabajos futuros que servirán de base a otras investigaciones.

4.1 Conclusiones

Este trabajo presenta una valoración en efecto biomecánico en los ligamentos periodontales al realizar la expansión en el arco maxilar, del canino al molar, por medio de los alineadores termo-formados, con diferentes configuraciones de aditamentos biomecánicos complementarios usando métodos computacionales. De este estudio se derivaron las siguientes conclusiones:

- Se definieron las propiedades físicas y mecánicas del ligamento periodontal, dientes, alineadores termo-formados y aditamentos biomecánicos complementarios (ABC), mediante consulta bibliográfica y a expertos, de lo cual se consideró el LDP como un material híper-elástico, el diente un material lineal elástico y la palca tero formada como un material lineal elástico. Los LDPS fueron considerados de un espesor homogéneo alrededor de la raíz. Mediante estudios clínicos realizados en Australia y Brasil se identificaron los parámetros de validación tales como la predictibilidad y la fuerza ortodóntica óptima.
- Se modelaron las piezas dentales desde el central 1 hasta molar tri-radicular 6 de un adulto promedio según los percentiles de Latinoamérica, mediante operaciones booleanas. Adicionalmente se realizaron sus respectivos alineadores termo-formado, sus ABC y ligamentos periodontales.
- Mediante simulación por elementos finitos, se determinaron los patrones esfuerzo deformación del ligamento periodontal durante la expansión en el arco maxilar, por medio de los alineadores termo-formados con y sin los ABC por vestibular y por palatino. Se encontró que para los dientes canino 3 y pre molar 4 los esfuerzos máximos se encontraron en la unión amelo cementaria mientras que para el diente pre molar 5 se evidenció un esfuerzo máximo a 1 mm de la unión amelo cementaria.

Para el molar 6 se observó en la línea del modelo sin ABC una tendencia de recta desde la unión amelo cementaria hasta los 3 mm de distancia y una caída abrupta del esfuerzo, esto se presenta en el modelo puesto que la placa deja de tener contacto con las superficies del diente en los otros 2 modelos, el ABC garantiza el contacto permanente entre la placa y el diente.

- Se compararon los patrones obtenidos en los dientes del canino al molar en el arco maxilar y el ligamento periodontal con y sin ABC. Las simulaciones permitieron encontrar que el uso de ABC reduce el tipping en los dientes, y el modelo con ABCV presentaron los mejores resultados en cuanto al movimiento dental de expansión del arco maxilar en el uso de alineadores termo-formados.

4.2 Recomendaciones y trabajos futuros

- 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.
- Realizar la interpretación odontológica de los resultados.

Referencias bibliográficas

- [1] A. D. Association, "ADA Definition of Dentistry," *Am. Assoc. Oral Maxillofac. Surg.*, 1977.
- [2] ADA Definition of Dentistry, "Specialty Definitions." [Online]. Available: <http://www.ada.org/en/education-careers/careers-in-dentistry/dental-specialties/specialty-definitions>. [Accessed: 08-Oct-2017].
- [3] H. Nakata, M. Aoki, and K. Sakamoto, "Effects of mastication on human somatosensory processing: A study using somatosensory-evoked potentials," *Neurosci. Res.*, vol. 117, pp. 28–34, 2017.
- [4] M. Rodríguez Navarro, T. Parrón Carreño, and J. Nieto Hernández, "Epidemiología de maloclusiones en niños de 12 y 15 años aplicando el índice estético dental," *Radiologia*, vol. 45, no. 3, pp. 94–101, 2003.
- [5] A. M. Bonnick, M. Nalbandian, and M. S. Siewe, "Technological advances in nontraditional orthodontics," *Dent. Clin. North Am.*, vol. 55, no. 3, pp. 571–584, 2011.
- [6] T. S. Gonçalves, L. M. de Menezes, C. Trindade, P. Thomas, M. Fenech, and J. A. P. Henriques, "In vivo evaluation of the genotoxic effects of Hyrax auxiliary orthodontic appliances containing silver-soldered joints," *Mutat. Res. - Genet. Toxicol. Environ. Mutagen.*, vol. 791, pp. 25–29, 2015.
- [7] M. Bayram, A. Kusgoz, C. Yesilyurt, and M. Nur, "Effects of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate application after interproximal stripping on enamel surface: An in-vivo study," *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 151, no. 1, pp. 167–173, 2017.
- [8] N. Yoshida, Y. Koga, C. L. Peng, E. Tanaka, and K. Kobayashi, "In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament," *Med. Eng. Phys.*, vol. 23, no. 8, pp. 567–572, 2001.
- [9] Z. Tang, L. P. Jiang, and J. Y. Wu, "Effect of maxillary expansion on orthodontics," *Asian Pac. J. Trop. Med.*, vol. 8, no. 11, pp. 944–951, 2015.
- [10] S. C. Lee, J. H. Park, M. Bayome, K. B. Kim, E. A. Araujo, and Y. A. Kook, "Effect of

bone-borne rapid maxillary expanders with and without surgical assistance on the craniofacial structures using finite element analysis,” *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 145, no. 5, pp. 638–648, 2014.

- [11] M. L. Jones, J. Hickman, J. Middleton, J. Knox, and C. Volp, “A Validated Finite Element Method Study of Orthodontic Tooth Movement in the Human Subject,” *J. Orthod.*, vol. 28, no. 1, pp. 29–38, 2001.
- [12] Ms. Nadine Flynn, “What Are the Different Types of Braces, and Which Is Right for Me?” [Online]. Available: <http://www.colgate.com/en/us/oc/oral-health/cosmetic-dentistry/adult-orthodontics/article/what-are-the-different-types-of-braces-and-which-is-right-for-me-0414>. [Accessed: 29-Jan-2018].
- [13] R. P. Kusy, “Influence of force systems on archwire-bracket combinations,” *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 127, no. 3, pp. 333–342, 2005.
- [14] Y. Qian, Y. Fan, Z. Liu, and M. Zhang, “Numerical simulation of tooth movement in a therapy period,” *Clin. Biomech.*, vol. 23, no. SUPPL.1, pp. 48–52, 2008.
- [15] A. Zargham, A. Geramy, and G. Rouhi, “Evaluation of long-term orthodontic tooth movement considering bone remodeling process and in the presence of alveolar bone loss using finite element method,” *Orthod. Waves*, pp. 1–12, 2016.
- [16] A. M. H. da Silva, J. M. Alves, O. L. da Silva, and N. F. da Silva Junior, “193 Two and three-dimensional morphometric analysis of trabecular bone using X-ray microtomography (μ CT),” *Rev. Bras. Eng. Biomédica*, vol. 30, no. 2, pp. 93–101, 2014.
- [17] A. Cardona and V. Fachinotti, “Introducción al Método de los Elementos Finitos.” Argentina, 2014.
- [18] C. Bourauel, D. Freudenreich, D. Vollmer, D. Kobe, D. Drescher, and a Jäger, “Simulation of orthodontic tooth movements. A comparison of numerical models,” *J. Orofac. Orthop.*, vol. 60, no. 2, pp. 136–151, 1999.
- [19] T. S. Fill, J. P. Carey, R. W. Toogood, and P. W. Major, “Experimentally Determined Mechanical Properties of, and Models for, the Periodontal Ligament: Critical Review of Current Literature,” *J. Dent. Biomech.*, vol. 2, no. 1, pp. 312980–312980, 2011.

- [20] J. P. Gomez, F. M. Pe??a, V. Mart??nez, D. C. Giraldo, and C. I. Cardona, "Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: A three-dimensional finite element analysis," *Angle Orthod.*, vol. 85, no. 3, pp. 454–460, 2015.
- [21] A. Hohmann *et al.*, "Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results," *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 139, no. 6, pp. 775–783, 2011.
- [22] J. Houle, "Arch expansion predictability using Invisalign ®," 2015.
- [23] J. P. Houle, L. Piedade, R. Todescan, and F. H. S. L. Pinheiro, "The predictability of transverse changes with Invisalign," *Angle Orthod.*, vol. 87, no. 1, pp. 19–24, 2017.
- [24] M. Upadhyay and R. Nanda, "Biomechanics in Orthodontics," *Esthet. Biomech. Orthod. Second Ed.*, vol. 152, no. 1, pp. 74–89, 2014.
- [25] A. Nanci, "Ten Cate's Oral Histology: Development, Structure, and Function."
- [26] B. Xu, Y. Wang, and Q. Li, "Modeling of damage driven fracture failure of fiber post-restored teeth," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 49, pp. 277–289, 2015.
- [27] L. Feller, R. A. G. Khammissa, I. Schechter, G. Thomadakis, J. Fourie, and J. Lemmer, "Biological Events in Periodontal Ligament and Alveolar Bone Associated with Application of Orthodontic Forces," *Sci. World J.*, vol. 2015, 2015.
- [28] I. A. rights reserved Saunders Comprehensive Veterinary Dictionary, 3 ed. © 2007 Elsevier, "Periodontal ligament | definition of periodontal ligament by Medical dictionary." [Online]. Available: <https://medical-dictionary.thefreedictionary.com/periodontal+ligament>. [Accessed: 13-Feb-2018].
- [29] C. Y. Wang *et al.*, "Tension-compression viscoelastic behaviors of the periodontal ligament," *J. Formos. Med. Assoc.*, vol. 111, no. 9, pp. 471–481, 2012.
- [30] "Sagittal plane | definition of sagittal plane by Medical dictionary." [Online]. Available: <https://medical-dictionary.thefreedictionary.com/sagittal+plane>. [Accessed: 13-Nov-2018].
- [31] Q. Nie and J. Lin, "[Analysis and comparison of dental arch symmetry between

different Angle's malocclusion categories and normal occlusion].," *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, vol. 35, no. 2, pp. 105–7, Mar. 2000.

- [32] H. Tong, D. Kwon, J. Shi, N. Sakai, R. Enciso, and G. T. Sameshima, "Mesiodistal angulation and faciolingual inclination of each whole tooth in 3-dimensional space in patients with near-normal occlusion," *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 141, no. 5, pp. 604–617, 2012.
- [33] J. Chen, W. Li, M. V. Swain, M. Ali Darendeliler, and Q. Li, "A periodontal ligament driven remodeling algorithm for orthodontic tooth movement," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 7, pp. 1689–1695, 2014.
- [34] M. A. Husain, "Dental Anatomy and Nomenclature for the Radiologist," *Radiol. Clin. North Am.*, vol. 56, no. 1, pp. 1–11, 2018.
- [35] Universidad Central de Venezuela. Facultad de Odontología., *Acta odontológica venezolana*. Facultad de Odontología de la Universidad Central de Venezuela.
- [36] V. Krishnan, R. L. Sanford, and Z. Davidovitch, "Tooth movement biology and laboratory experiments: How useful are they to orthodontic practitioners?," *Semin. Orthod.*, vol. 23, no. 4, pp. 373–381, 2017.
- [37] L. Knop, L. Gandini, R. L. Shintcovsk, and M. R. Gandini, "Scientific use of the finite element method in Orthodontics," *Dental Press J. Orthod.*, vol. 20, no. 2, pp. 119–125, 2015.
- [38] R. C. van Staden, H. Guan, and Y. C. Loo, "Application of the finite element method in dental implant research," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 9, no. 4, pp. 257–270, 2006.
- [39] J. Mackerle, "Finite element modelling and simulations in dentistry: A bibliography 1990-2003," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 7, no. 5, pp. 277–303, 2004.
- [40] A. Geramy, "Bodily labializing lateral incisors: 3D analysis using finite element method.," *Acta Odontol. Scand.*, vol. 71, no. 3–4, pp. 570–6, 2016.
- [41] M. Mengoni, J.-P. Ponthot, and R. Boman, "Mesh management methods in finite element simulations of orthodontic tooth movement," *Med. Eng. Phys.*, vol. 38, no. 2,

pp. 140–147, 2016.

- [42] Y. Cai, B. He, X. Yang, and J. Yao, “Optimization of configuration of attachment in tooth translation with transparent tooth correction by appropriate moment-to-force ratios: Biomechanical analysis,” *Biomed. Mater. Eng.*, vol. 26, pp. S507–S517, 2015.
- [43] “SOLID187.” [Online]. Available: https://www.sharcnet.ca/Software/Ansys/17.0/en-us/help/ans_elem/Hlp_E_SOLID187.html. [Accessed: 24-May-2018].
- [44] S. Barone, A. Paoli, A. V. Razionale, and R. Savignano, “Computational design and engineering of polymeric orthodontic aligners,” *Int. j. numer. method. biomed. eng.*, vol. 33, no. 8, pp. 1–15, 2017.
- [45] “3M Filtek™ P60 Posterior Restorative Dental Composite.” [Online]. Available: <http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?matguid=296bb60009ce4284a72b7771a6569bb1&ckck51>. [Accessed: 16-Mar-2018].
- [46] J. L. Ruiz and W. J. Finger, “Removal of Invisalign Retention Attachments : A New Minimally Invasive Method,” vol. 30, no. 9, 2009.
- [47] N. D. Kravitz, B. Kusnoto, B. Agran, and G. Viana, “Influence of attachments and interproximal reduction on the accuracy of canine rotation with invisalign,” *Angle Orthod.*, vol. 78, no. 4, pp. 682–687, 2008.
- [48] H. Dasy, A. Dasy, G. Asatryan, N. Rózsa, H. F. Lee, and J. H. Kwak, “Effects of variable attachment shapes and aligner material on aligner retention,” *Angle Orthod.*, vol. 85, no. 6, pp. 934–940, 2015.
- [49] Z. Xia, F. Jiang, and J. Chen, “Estimation of periodontal ligament’s equivalent mechanical parameters for finite element modeling,” *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 143, no. 4, pp. 486–491, 2013.
- [50] J. Middleton, M. Jones, and A. Wilson, “The role of the periodontal ligament in bone modeling: The initial development of a time-dependent finite element model,” *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 109, no. 2, pp. 155–162, 1996.
- [51] P. M. Cattaneo, M. Dalstra, and B. Melsen, “The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement,” *J. Dent. Res.*, vol. 84, no. 5, pp. 428–433, 2005.

- [52] A. L. Yettram and K. W. J. Wright, "Dependence of stem stress in total hip replacement on prosthesis and cement stiffness," *J. Biomed. Eng.*, vol. 2, no. 1, pp. 54–59, 1980.
- [53] J. Middleton, M. L. Jones, and G. N. Pande, *Computer methods in biomechanics & biomedical engineering--2*. Gordon and Breach Science Publishers, 1998.
- [54] A. Ziegler, L. Keilig, A. Kavarizadeh, A. Jäger, and C. Bourauel, "Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth," *Eur. J. Orthod.*, vol. 27, no. 4, pp. 333–339, 2005.
- [55] D. S. Liu and Y. Te Chen, "Effect of thermoplastic appliance thickness on initial stress distribution in periodontal ligament," *Adv. Mech. Eng.*, vol. 7, no. 4, pp. 1–7, 2015.
- [56] S. R. de A. Taddei *et al.*, "Experimental model of tooth movement in mice: A standardized protocol for studying bone remodeling under compression and tensile strains," *J. Biomech.*, vol. 45, no. 16, pp. 2729–2735, 2012.
- [57] "Invisalign - Ortodoncia estética." [Online]. Available: <https://www.aligntech.es/es/Pages/Home.aspx>. [Accessed: 06-Nov-2018].
- [58] S. R. Desai and H. H. Shinde, "Finite element analysis : Basics and its of dental sciences," *Indian J Dent Sci*, vol. 4, no. 1, pp. 60–5, 2015.
- [59] S. R. Toms and A. W. Eberhardt, "A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading," *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 123, no. 6, pp. 657–665, 2003.
- [60] C. C. Ko, C. S. Chu, K. H. Chung, and M. C. Lee, "Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 68, no. 3, pp. 421–427, 1992.
- [61] T. W. P. Koriath and A. G. Hannam, "Deformation of the Human Mandible During Simulated Tooth Clenching," *J. Dent. Res.*, vol. 73, no. 1, pp. 56–66, 1994.
- [62] H. Qian, J. Chen, and T. R. Katona, "The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement," *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 120, no. 3, pp. 272–279, 2001.
- [63] M. Poppe, C. Bourauel, and A. Jäger, "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.*, vol. 63, no. 5, pp. 358–370, 2002.

- [64] L. L. Li *et al.*, “Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts,” *Chin. Med. J. (Engl.)*, vol. 119, no. 4, pp. 305–311, 2006.
- [65] C. Gonzales *et al.*, “An in vivo 3D micro-CT evaluation of tooth movement after the application of different force magnitudes in rat molar,” *Angle Orthod.*, vol. 79, no. 4, pp. 703–714, 2009.
- [66] B. N. Meyer, J. Chen, and T. R. Katona, “Does the center of resistance depend on the direction of tooth movement?,” *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 137, no. 3, pp. 354–361, 2010.
- [67] C. Yang, C. Wang, F. Deng, and Y. Fan, “Biomechanical effects of corticotomy approaches on dentoalveolar structures during canine retraction: A 3-dimensional finite element analysis,” *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 148, no. 3, pp. 457–465, 2015.
- [68] Y. Cai, X. Yang, B. He, and J. Yao, “Finite element method analysis of the periodontal ligament in mandibular canine movement with transparent tooth correction treatment,” *BMC Oral Health*, vol. 15, no. 1, pp. 1–11, 2015.
- [69] N. Duque Penedo, C. N. Elias, M. C. Thomé, and J. Pereira De Gouvêa, “3D simulation of orthodontic tooth movement,” *Dent. Press J Orthod*, vol. 15, no. 5, pp. 98–108, 2010.
- [70] N. McGuinness, A. N. Wilson, M. Jones, J. Middleton, and N. R. Robertson, “Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament--a finite element study,” *Angle Orthodontist*, vol. 62, no. 1, pp. 15–22, 1992.
- [71] W. Liang, Q. Rong, J. Lin, and B. Xu, “Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: A 3-dimensional finite element analysis,” *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 135, no. 3, pp. 316–322, 2009.
- [72] A. Nikolaus, J. D. Currey, T. Lindtner, C. Fleck, and P. Zaslansky, “Importance of the

variable periodontal ligament geometry for whole tooth mechanical function: A validated numerical study,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 67, no. March 2016, pp. 61–73, 2017.

- [73] “3M Ciencia. Aplicada a la vida. | 3M Colombia.” [Online]. Available: https://www.3m.com.co/3M/es_CO/inicio/. [Accessed: 20-Mar-2018].
- [74] R. L. Boyd and R. J. Miller, “The Invisalign System in Adult Orthodontics: Mild Crowding and Space Closure Cases,” *J. Clin. Orthod.*, vol. XXXIV, no. 4, pp. 203–212, 2000.
- [75] M. Simon, L. Keilig, J. Schwarze, B. A. Jung, and C. Bourauel, “Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners: Incisor torque, premolar derotation, and molar distalization,” *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 145, no. 6, pp. 728–736, 2014.
- [76] N. Dechev, “teeth permanent dentition max.” [Online]. Available: <https://www.turbosquid.com/3d-models/teeth-permanent-dentition-max/578051>. [Accessed: 20-Mar-2012].
- [77] L. Keilig *et al.*, “In vivo measurements and numerical analysis of the biomechanical characteristics of the human periodontal ligament,” *Ann. Anat. - Anat. Anzeiger*, vol. 206, pp. 80–88, 2016.
- [78] J. P. Gomez, F. M. Peña, V. Martínez, D. C. Giraldo, and C. I. Cardona, “Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: A three-dimensional finite element analysis,” *Angle Orthod.*, vol. 85, no. 3, pp. 454–460, 2015.
- [79] J. A. García-García, A. Reding-Bernal, and J. C. López-Alvarenga, “Cálculo del tamaño de la muestra en investigación en educación médica,” *Investig. en Educ. Médica*, vol. 2, no. 8, pp. 217–224, 2013.
- [80] R. W. B. Endowed, *CURRENT THERAPY IN ORTHODONTICS*. .
- [81] R. L. Norton, *Diseño de máquinas*. .

Anexos

Los números corresponden a cada dente, D es diente y P es ligamento periodontal

- Modelo sin ABC

Parte	1D	1P	2D	2P	3D	3P	4D	4P	5D	5P	6D	6P	Placa
Nodos	13392	6040	9450	4037	13031	6815	21781	9538	13545	4141	27266	17554	88705
Elementos	6701	2995	4723	1999	6516	3408	10905	4844	6781	2048	13776	8890	51558

14 horas 5 minutos de simulación

- Modelo ABCP

Parte	1D	1P	2D	2P	3D	3P	4D	4P	5D	5P	6D	6P	Placa
Nodos	13392	6040	9450	4037	13697	2544	22007	9538	14382	6863	28584	17554	92098
Elementos	6701	2995	4723	1999	6630	1239	10839	4844	7229	3438	14482	8890	53482

10 horas 38 minutos de simulación

- Modelo ABCV

Parte	1D	1P	2D	2P	3D	3P	4D	4P	5D	5P	6D	6P	Placa
Nodos	13380	6040	9483	4037	23305	6815	25122	9538	23383	6863	46412	17554	92098
Elementos	6694	2995	4734	1999	15494	3408	16704	4844	15609	3438	31223	8890	53482

10 horas 50 minutos de simulación

Todas las simulaciones usaron un computador con las siguientes características:

- Procesador Intel Core™ i7-6800k 3.4GHz
- RAM 16 GB