



Universidad de
Oviedo

**UNIVERSIDAD DE OVIEDO
MÁSTER UNIVERSITARIO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA
DENTOFACIAL**

**TITULO.
PAPEL DEL LIGAMENTO PERIODONTAL EN EL MOVIMIENTO
DENTARIO ORTODÓNCICO**

**ALUMNA
Karina Aquilino Antonio**

TRABAJO FIN DE MÁSTER

Oviedo, mayo 2024



Universidad de
Oviedo

**UNIVERSIDAD DE OVIEDO
MÁSTER UNIVERSITARIO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA
DENTOFACIAL**

**TITULO.
PAPEL DEL LIGAMENTO PERIODONTAL EN EL MOVIMIENTO
DENTARIO ORTODÓNCICO**

TRABAJO FIN DE MÁSTER

**ALUMNA
Karina Aquilino Antonio**

Tutor: Dr. Iván Menéndez Díaz



Universidad de
Oviedo

Iván Menéndez Díaz, Doctor en Odontología, adscrito al Departamento de Cirugía y Especialidades Médico Quirúrgicas de la Universidad de Oviedo

CERTIFICO:

Que el trabajo titulado “PAPEL DEL LIGAMENTO PERIODONTAL EN EL MOVIMIENTO DENTARIO ORTODÓNICO” presentado por **D. Karina Aquilino Antonio**, ha sido realizado bajo mi dirección y cumple los requisitos para ser presentado como Trabajo de Fin de Máster en Ortodoncia y Ortopedia Dento-Facial.

En Oviedo, a 23 de abril de 2024

RESUMEN Y ABSTRACT



RESUMEN

El ligamento periodontal es una estructura blanda y densa, compuesta por tejido conectivo fibroso, células, componentes neurales y vasculares, así como fluidos tisulares que actúan como amortiguadores. Estos permiten tolerar fuerzas de gran magnitud y corta duración durante la masticación y desempeñan un papel fundamental en el movimiento dentario ortodóncico. A lo largo de los años, se describieron varias teorías sobre el movimiento dental ortodóncico, siendo básico su estudio para comprender la biomecánica involucrada.

Para el estudio del movimiento dentario se emplea el método de elementos finitos, que determina los niveles de estrés y tensión en el periodonto. Es importante la representación adecuada de los parámetros mecánicos como el módulo de Young y el coeficiente de Poisson en el estudio de elementos finitos. Los resultados son altamente dependientes de la precisión en la definición del problema. A pesar de reconocer las propiedades viscoelásticas y poroelásticas del ligamento, en la bibliografía, prevalece la tendencia a simplificar estas características y considerar al ligamento periodontal como homogéneo, elástico lineal, isotrópico y continuo.

Es importante aplicar una fuerza óptima en el tratamiento ortodóncico, aunque la magnitud de la fuerza necesaria puede variar entre los dientes y pacientes. En la bibliografía no hay consenso en cuanto al valor cuantitativo de la cantidad óptima de fuerza. Algunos estudios dicen entre 3 a 6 N en periodonto intacto, 0,6 N para periodonto reducido.

Palabras clave: Ligamento periodontal, movimiento ortodóncico, estrés mecánico, relación de Poisson, módulo de Young, elementos finitos.



ABSTRACT

The periodontal ligament is a soft, dense structure composed of fibrous connective tissue, cells, neural and vascular components, as well as tissue fluids that act as shock absorbers. These allow it to tolerate high magnitude, short-duration forces during mastication and play a crucial role in orthodontic tooth movement. Over the years, various theories on orthodontic tooth movement have been described, with their study being fundamental for understanding the involved biomechanics.

For the study of tooth movement, the finite element method is used, which determines the levels of stress and strain in the periodontium. Accurate representation of mechanical parameters such as Young's modulus and Poisson's ratio in finite element studies is important. The results are highly dependent on the precision in defining the problem. Despite recognizing the viscoelastic and poroelastic properties of the ligament, the literature tends to simplify these characteristics and consider the periodontal ligament as homogeneous, linear elastic, isotropic, and continuous.

Applying optimal force in orthodontic treatment is important, although the magnitude of the necessary force may vary between teeth and patients. There is no consensus in the literature regarding the quantitative value of the optimal amount of force. Some studies suggest between 3 to 6 N for intact periodontium, 0.6 N for reduced periodontium.

Key words: Periodontal ligament, orthodontic movement, mechanical stress, Poisson's ratio, Young's modulus, finite elements.



Índice

1. INTRODUCCIÓN.....	15
2. OBJETIVOS	21
3. MATERIAL Y MÉTODOS.....	25
4. MARCO TEÓRICO	29
4.1. Periodonto.....	29
4.1.1. Ligamento periodontal	29
4.1.2. Hueso alveolar	32
4.2. Movimiento dentario ortodóntico	32
4.2.1. Teoría de los mecanismos de ortodoncia	35
4.2.2. Fases del movimiento dentario	38
4.3. Fuerza óptima en ortodoncia	38
4.4. Herramienta para estudiar el movimiento dental en ortodoncia	40
4.4.1. El método de los elementos finitos	40
5. DISCUSIÓN	47
6. CONCLUSIONES.....	57
7. FUTURA INVESTIGACIÓN	61
8. BIBLIOGRAFÍA	65



Tabla de Figuras

FIGURA 1. COMPONENTES DEL PERIODONTO.....	30
FIGURA 2. DISTRIBUCIÓN DE TEJIDO CONECTIVO EN EL LIGAMENTO PERIODONTAL.	31
FIGURA 3. MUESTRA LAS TRES REPRESENTACIONES ESQUEMÁTICAS BIDIMENSIONALES.	34
FIGURA 4. REPRESENTACIÓN DE LA PRESIÓN - TENSIÓN DEBIDO A UNA FUERZA DE ORTODONCIA.	36
FIGURA 5. REPRESENTACIÓN BIDIMENSIONAL QUE ILUSTRA TRES HIPÓTESIS PARA LA REMODELACIÓN ÓSEA DURANTE EL MOVIMIENTO DENTAL ORTODÓNTICO.	37
FIGURA 6. IMÁGENES DE LA EVOLUCIÓN DEL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	41
FIGURA 7. EN LOS GRÁFICOS SE DEMUESTRA QUE OMITIR LA ESTRUCTURA FIBROSA DEL LIGAMENTO PERIODONTAL TIENE UN EFECTO EN LA DISTRIBUCIÓN DE TENSIÓN EN EL HUESO ALVEOLAR.	43

INTRODUCCIÓN



1. INTRODUCCIÓN.

Los dientes durante la masticación pueden experimentar movimientos sutiles en dirección vertical y horizontal. Las características particulares del periodonto tanto los tejidos blandos del ligamento periodontal como la flexibilidad del hueso alveolar, limitan el movimiento. Durante la masticación puede variar la magnitud de la fuerza, sin embargo los dientes permanecen sin apenas alterarse, esto se debe a la corta duración de esas fuerzas (1). A pesar de la intensidad de 80 Kg/cm^2 , el ligamento periodontal es el encargado de sostener al diente dentro del alveolo dentario, mientras se aplican fuerzas significativas durante la masticación (2). El espacio del ligamento periodontal contiene un líquido que actúa de forma eficaz como un amortiguador y permite tolerar fuerzas de gran magnitud durante cortos periodos de tiempo (2)(3).

El movimiento dental ortodóncico se genera por la aplicación de una fuerza mecánica continua en la parte coronal del diente, los tejidos adyacentes sufren diferentes reacciones biológicas al aplicar un estímulo mecánico. Si las fuerzas aplicadas son lo suficientemente significativas, se produce movimiento intraalveolar del diente, acompañado de una flexión del proceso alveolar (4). Sin embargo, es importante para tener en cuenta que el exceso de fuerzas puede ocasionar reabsorción de la raíz o, en los casos más graves, a la exfoliación del diente (5).

El concepto del movimiento dental ortodóncico ha evolucionado considerablemente con el paso del tiempo. En 1815, Delabarre afirmó que la inflamación desempeña un papel fundamental. Este autor sostenía que tras la aplicación de fuerzas ortodóncicas a los dientes, se producía dolor e inflamación en los tejidos paradentales (1). En 1888, Farrar propuso la hipótesis de que el movimiento dental se debe, al menos en parte, a la flexión del hueso alveolar provocada por las fuerzas aplicadas, una idea respaldada por Wolff en 1892 (1). En 1957, Fukada y Yasuda observaron que la aplicación de fuerzas mecánicas para flexionar el hueso resultaba en la generación de picos medibles de potencial eléctrico en áreas sometidas a compresión y tensión, lo que reintrodujo el concepto de flexión del hueso alveolar debido a las fuerzas ortodóncicas (1).



La teoría de la presión-tensión, fundamentada por Schwartz en 1932 y Reitan en 1951, postula que el movimiento dentario ortodóncico es una respuesta a la fuerza aplicada, generando un estado de tensión y presión en el ligamento periodontal. Baumrind (1969) y Heller y Nanda (1979) sugirieron que la distorsión o flexión del hueso alveolar es un componente crucial en este proceso. Melsen (2001) amplía este marco teórico al identificar tres mecanismos de aposición ósea: la carga de las fibras estiradas del ligamento periodontal, la reabsorción directa debido a la descarga de fuerzas bajas y la reabsorción indirecta como mecanismo de reparación tras la isquemia inducida por fuerzas elevadas. Estas contribuciones son fundamentales para comprender la biomecánica del movimiento dentario en ortodoncia (4).

Para analizar el comportamiento biomecánico del ligamento periodontal, de un diente y del complejo óseo en elementos finitos son necesarios los parámetros mecánicos tales como el módulo de Young y el coeficiente de Poisson. El módulo de Young es la capacidad de un material para deformarse bajo tensión o compresión, un valor alto indica que el material es más rígido y necesitará mayor fuerza para producir una deformación específica. El coeficiente de Poisson permite comprender el comportamiento de deformación de los materiales bajo carga y a predecir cambios en las dimensiones de los objetos cuando se les aplica fuerza (6,7). Un índice de Poisson que se aproxime a 0,5 hace que el ligamento periodontal parezca más rígido (7).

Este trabajo de fin de máster se centra en una revisión bibliográfica crítica de los estudios sobre el movimiento dental en ortodoncia, **realizados mediante el método de elementos finitos**. Este método se considera apropiado para analizar la compleja estructura del periodonto, aunque los resultados son altamente dependientes de la precisión en la definición del problema, que incluye la morfología del periodonto y las propiedades físicas del mismo. A pesar del reconocimiento de las características viscoelásticas no lineales del ligamento periodontal, prevalece en la bibliografía la tendencia a simplificar estas propiedades como homogéneas, lineales y continuas, además de una concepción sólida de la morfología de las estructuras alveolares (4).



Un aspecto relevante que se abordará en este trabajo es la cantidad de fuerza aplicada durante el tratamiento de ortodoncia. Los ortodoncistas tienen como objetivo común aplicar una fuerza que maximice el movimiento dental con mínimos efectos secundarios iatrogénicos (5).

OBJETIVOS



2. OBJETIVOS

Los objetivos principales del presente trabajo son:

- Realizar una revisión bibliográfica crítica en el campo del movimiento dental ortodóncico, con especial interés en la representación del ligamento periodontal y su relación con los **análisis de elementos finitos**.
- Analizar estudios que investigan la relación entre la fuerza aplicada y los movimientos dentales específicos.

MATERIAL Y MÉTODOS



3. MATERIAL Y MÉTODOS

El presente trabajo realizado es bibliográfico y de revisión. Para obtener los datos se realizó en la base de datos PubMed. Los descriptores que se utilizaron fueron los siguientes: orthodontic tooth movement and mechanical stress; (dental stress analysis) AND (orthodontic tooth movement); orthodontic tooth movement. Para la elección de los artículos se consideró que sean de libre acceso y los que se podían obtener a través de intercambio interbibliotecario de la Biblioteca de Ciencias de la Salud de la Universidad de Oviedo.

Los resultados, a fecha 13 de julio de 2023, fueron:

- “orthodontic tooth movement and mechanical stress”: 278 artículos, de los cuales se eligieron 16. También se eligió 3 artículos por similitud.
- “(dental stress analysis) AND (orthodontic tooth movement)”: 152 artículos, de los cuales se seleccionó 1 artículo.
- Búsqueda por autor “Zeev Davidovitch”: 3 artículos
“Menéndez-Díaz I”: 1 artículo
- Búsqueda por título: “anatomy of the periodontal ligament”: 4 artículos
“Poisson’s ratio and Young’s modulus”: 2 artículos
- Búsqueda por autor citado: “Cobo J (1993)”: 1 artículo
“Farah JW (1973)”: 1 artículo
“Kaiser AH (2021)”: 1 artículo

El material final utilizado consta de 33 artículos publicados en revistas científicas. En algunos casos, se incluyó soporte bibliográfico adicional para facilitar la comprensión de los datos, especialmente en la sección que aborda el estado actual del problema.

MARCO TEÓRICO



4. MARCO TEÓRICO

La sinergia entre los fenómenos físicos y la remodelación biológica de los tejidos dan como consecuencia el movimiento del diente a través del complejo dentoalveolar. El comportamiento físico del movimiento dental se fundamenta en las leyes de Newton.

La variación en la magnitud, duración y dirección de la fuerza desencadena una respuesta en el sistema biológico del diente a través de células receptoras, dando lugar a la remodelación ósea altamente coordinada - eficiente y al movimiento dental ortodóncico (2). Puede ser de forma rápida o lenta, según las características físicas de la fuerza aplicada, tamaño y la respuesta biológica del ligamento periodontal (8).

4.1. Periodonto.

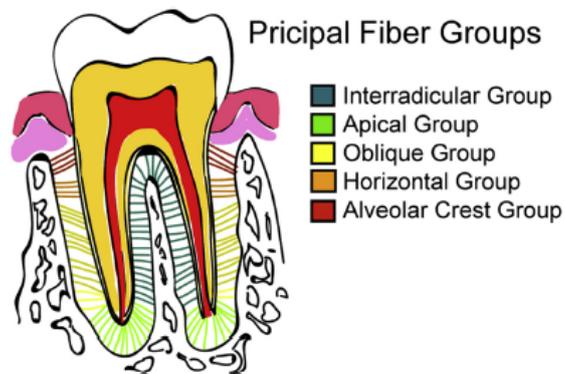
Se define como la conexión que proporciona el revestimiento y soporte de los dientes al hueso alveolar. Está formada por el conjunto de tejidos blandos, como el ligamento periodontal y la encía; también por los tejidos duros como el cemento y el hueso alveolar (2)(9).

4.1.1. Ligamento periodontal

Es una estructura de consistencia blanda (7) y densa compuesta por tejido conectivo fibroso (10) se compone por haces de fibras colágenas, células, componentes neurales y vasculares, así como fluidos tisulares que conecta el diente con el hueso circundante, permitiendo así el desplazamiento a través del hueso (2,11). Tiene un ancho aproximado de 0,2mm , puede variar de 0,15 a 0,38mm, dependiendo de su ubicación a lo largo de la raíz (parte más delgada en el tercio medio de la raíz). Este espacio se reduce gradualmente a medida que avanza la edad (2) (10) (12)(13). La mayor parte de este espacio está ocupado por haces las fibras de colágeno (9), aproximadamente del 50- 70 % del volumen del tejido (11), las cuales se encuentran incrustadas en la sustancia intracelular y se clasifican en:

1. Fibras principales: Se clasifican de acuerdo con su orientación y ubicación en:

- Fibra transeptal (ligamento interdental). Conecta el cemento de los dientes adyacentes para mantener la alineación de los dientes.
 - Ligamento alveolodental. Soportan las fuerzas de compresión durante la masticación.
2. Fibras accesorias: van en diferentes planos desde el hueso alveolar al cemento.(evitan rotación del diente porque van tangencialmente)
 3. Fibras de Oxitalán (2).



*Figura 1. Componentes del periodonto.
Se indican los principales grupos de fibras, las cuales se representan con diferentes colores. Verde oscuro: Grupo interradicular. Verde claro: Grupo apical. Amarillo: Grupo oblicuo. Naranja: Grupo horizontal. Rojo: Grupo de la cresta alveolar. Imagen tomada de Li et al (2018)*

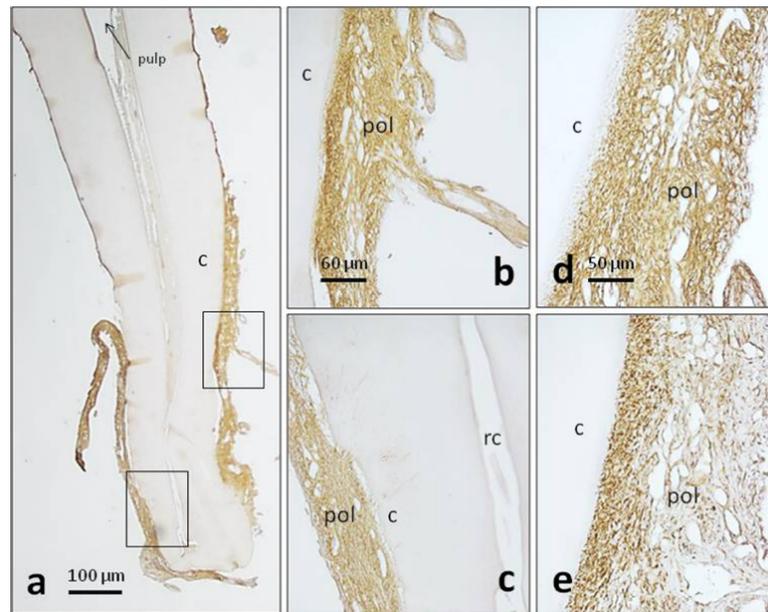


Figura 2. Distribución de tejido conectivo en el ligamento periodontal.
Imagen tomada de Menéndez-Díaz I. et al (2018) (14)

Las células parodontales como: osteoblastos, fibroblastos, cementoblastos, osteoclastos, cementoclastos, células mesenquimales no diferenciadas, macrófagos, mastocitos, linfocitos y restos de la vaina epitelial de la raíz de Hertwig, también se localizan en el espacio del ligamento periodontal. Asimismo, el líquido intersticial, cuya función es amortiguar las fuerzas masticatorias considerables, debido a la distribución uniforme de las fuerzas (2).

Las funciones que presenta el ligamento periodontal son: anclar el diente, la propiocepción, nutrición del diente, detección sensorial, homeostasis, reparación del tejido dañado (10). No obstante, la función principal es conectar el hueso con el cemento mediante haces de fibras densas con diferentes orientaciones, las cuales disipan la tensión de los movimientos en varias direcciones (12), es un elemento con alta deformación y protección contra golpes mecánicos durante la masticación (3)(10). Desempeña un papel significativo en el movimiento dentario ortodóncico (7).

Las fibras del ligamento periodontal complican la aplicación directa de los conceptos ortopédicos a la ortodoncia porque son un material no lineal, multifásico y viscoelástico



que afecta en gran medida la transferencia de carga desde el diente al hueso alveolar circundante (5)(11).

4.1.2. Hueso alveolar

El hueso alveolar está compuesto principalmente por tejido conectivo mineralizado que constituye un 60% de la estructura total, seguido por la matriz orgánica y agua, que representan un 25% y 15 % respectivamente. La parte que se encuentra contigua al espacio periodontal es conocida como lámina dura, que es el hueso compacto. Tanto el hueso compacto como el trabecular forman el hueso alveolar (2).

El ligamento periodontal se fija al hueso atravesando la lámina dura y se unen al cemento los otros extremos. Asimismo, el hueso alveolar se compone por diversas células como los macrófagos, células endoteliales y adipocitos. EL colágeno tipo I puede ser sintetizado por osteoblastos y también por los fibroblastos (2).

4.2. Movimiento dentario ortodóntico

El movimiento dentario ortodóntico se origina debido a una reacción biológica a las alteraciones del balance fisiológico en el complejo dentofacial, causada por la aplicación de una fuerza externa (15). Al inicio, las fuerzas ortodónticas, producen un impacto físico, que es seguido por una respuesta biológica (16). Este proceso incluye la adaptación fisiológica del hueso alveolar ante las fuerzas mecánicas, acompañado de una lesión leve y temporal del periodonto (2). En un entorno saludable, este movimiento se logra mediante el proceso de remodelación ósea altamente organizado y efectivo, necesitando una sincronización entre la nueva formación ósea y la reabsorción del hueso (2). Las investigaciones también se han enfocado en caracterizar el hueso alveolar como un órgano, utilizando corrientes iónicas (eléctricas), generadas ya por estrés o administradas activamente, para influir en el movimiento de los dientes. Además, se ha explorado el metabolismo óseo en relación con la respuesta alveolar al movimiento dental dependiente de la fuerza. Un elemento común en muchos de estos estudios es la



aplicación de fuerzas mecánicas, o las señales que provocan, para inducir las respuestas experimentales (17). Basándose en las características físicas de la fuerza aplicada, así como en el tamaño y la reacción a nivel biológico del ligamento periodontal puede ocurrir el movimiento dental ortodóntico de manera rápida o lenta (8).

Delabbare en 1815, introdujo la noción de que durante el movimiento dentario ortodóntico se produce una reacción inflamatoria (1), aséptica que inicialmente es aguda y posteriormente tras la activación del aparato de ortodoncia se vuelve crónica (16).

Issacson et al (1993), indicaron que la ortodoncia se apoya en modelos matemáticos biomecánicos derivados de los principios newtonianos para explicar los movimientos dentales, se consideran únicamente dos formas posibles de aplicar un sistema de fuerzas a un diente:

- La primera implica el uso de una única fuerza, que rara vez se aplica directamente a través del centro de resistencia. De esta manera, el empleo de una sola fuerza ocasiona el desplazamiento del centro de resistencia en la dirección de la línea de la fuerza y la inclinación. Es conocida como **momento de la fuerza**, cuya magnitud se calcula multiplicando la magnitud de la fuerza por la distancia perpendicular al centro de resistencia del diente. El momento de la fuerza adquiere una dirección específica (horario o antihorario), alrededor de un centro de rotación que permanece constantemente apical al centro de resistencia del diente (17).
- La segunda modalidad para lograr el movimiento dental implica la aplicación de un par de fuerzas iguales, las cuales son paralelas, no colineales y de dirección opuesta; este conjunto se conoce como "par", ocasionando una propensión a la rotación conocida como **momento de la pareja**, cuya magnitud se obtiene multiplicando una de las fuerzas del par por la distancia entre ellas. El centro de rotación derivado del momento del par siempre se alinea con el centro de resistencia del diente, sin importar el lugar de aplicación (17).

- La traslación, presenta una mayor complejidad. En este caso, al igual que con la rotación, la fuerza se aplica a una distancia considerable del centro de resistencia, lo que provoca nuevamente una rotación o vuelco. Sin embargo, para lograr la traslación, es necesario que al mismo tiempo exista un par con dirección opuesta que genere una inclinación de la raíz en sentido contrario a la corona. Bajo estas condiciones, la proporción relativa de inclinación de la corona (momento de la fuerza) e inclinación de la raíz (momento del par) en cualquier momento determinado define la posición de un centro de rotación instantáneo. Cuando estos dos momentos, dirigidos en sentido opuesto, tienen la misma magnitud, el centro de rotación se sitúa en el infinito, dando lugar a la traslación del diente. Este determinante también se expresa como la **relación momento-fuerza** (17).

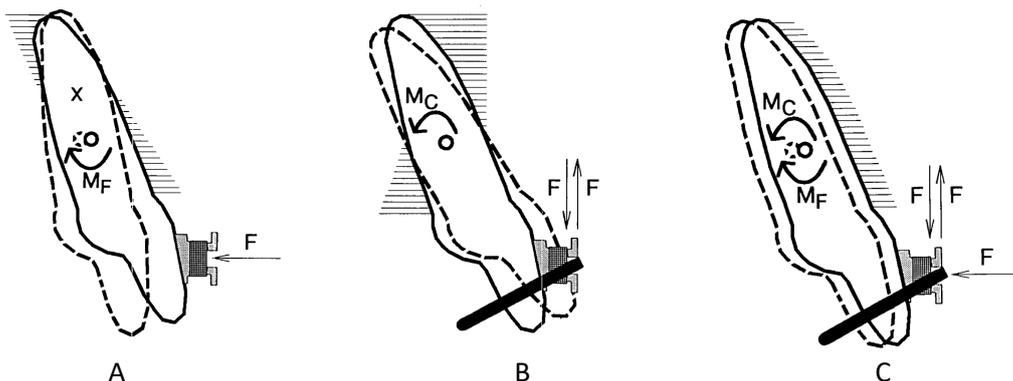


Figura 3. Muestra las tres representaciones esquemáticas bidimensionales. A: Momento de la Fuerza B: Momento de la pareja y C: Relación Momento-Fuerza; donde F=Fuerza ortodónica, X=centro de rotación, O=Centro de resistencia, MF=Momento Fuerza, MC= Momento de la pareja. Imagen tomada de Issacson et al (1993)

El movimiento dental ocurre cuando el movimiento de la corona excede al de la raíz (es decir, el momento de la fuerza supera al momento del par), o en sentido contrario. Como resultado, el periodonto no se ve afectado de manera uniforme como lo describe un modelo idealizado. Este ideal matemático probablemente solo se presenta raramente y si ocurre tiene una duración momentánea y no puede mantenerse en el tiempo mediante ningún sistema de aparato existente (17).

El diseño de sistemas de fuerza en ortodoncia ha sido empírico desde la era de Angle (13).



4.2.1. Teoría de los mecanismos de ortodondia

4.2.1.1. Presión - tensión

Esta teoría ha prevalecido, a pesar de muchos modelos alternativos y es la que se encuentra en la mayoría de los libros de texto (18), tradicionalmente se denomina la teoría clásica (19). En algunas áreas hay presión y en otras tensión o estiramiento del ligamento periodontal (2)(11)(5). El flujo sanguíneo disminuye en el lado de la presión y en el lado de la tensión aumenta o se mantiene. Si se mantiene la fuerza de carga, la alteración del flujo sanguíneo cambia rápidamente la tensión de oxígeno (O_2 y CO_2) y el entorno químico (prostaglandinas y citoquinas). Las actividades celulares en las áreas de presión frente a las de tensión dentro del ligamento periodontal son modificados de diferente manera por esos mediadores químicos (2), obteniendo reabsorción ósea en el lado de presión (2)(11). Por el lado de la tensión, la estimulación producida por el estiramiento de los haces de las fibras del ligamento periodontal produce aumento de la replicación celular, en consecuencia da lugar a la formación ósea (2,8,11).

Schwarz estableció la correlación entre la respuesta del tejido con la magnitud de fuerza aplicada con la presión sanguínea del lecho capilar, además detalló que no deben superar la presión arterial del lecho capilar ($20-25g/cm^2$ de la superficie de la raíz). Al exceder esta presión, la compresión podría ocasionar necrosis tisular por asfixia del periodonto estrangulado (8). La magnitud de la fuerza se asocia con respuestas celulares en el lado de presión. El flujo sanguíneo se corta por una fuerza aún más pesada, lo que ocasiona muerte celular en el lado de presión (hialinización). La hialinización es el retraso en el reclutamiento/diferenciación de los osteoclastos del espacio de la médula ósea adyacente (2,7,8). En la reabsorción de socavamiento se elimina la lámina dura y el ligamento periodontal comprimido. Una vez finalizado este proceso sigue el movimiento dentario, pero no antes y por norma general, toma de 7-14 días cuando se aplica una fuerza pesada. A diferencia de, la fuerza ligera que solo reduce el flujo sanguíneo, ocasionando un reclutamiento rápido de osteoclastos, ya sea localmente en el ligamento

periodontal o a través del flujo sanguíneo. En el proceso de reabsorción frontal los osteoclastos eliminan la lámina dura, el movimiento de los dientes comienza, habitualmente a los 2 días posteriores a la aplicación de la fuerza ligera. El movimiento de los dientes es resultado de la combinación de reabsorción de socavamiento y frontal, clínicamente es casi imposible evitar por completo la hialinización, por lo que siempre ocurre hasta cierto punto (2). Los estudios de Dalstra et al señalan que incluso con fuerzas ligeras no se puede evitar la hialinización (18).

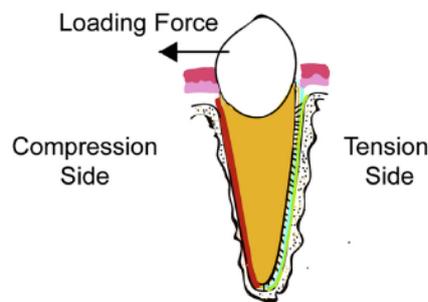


Figura 4. Representación de la Presión - tensión debido a una fuerza de ortodoncia. Imagen tomada de Li et al

4.2.1.2. Flexión ósea

Esta teoría sugiere que el movimiento dental ortodóncico además de deformar el ligamento periodontal también ocasiona deformaciones en el hueso alveolar (11). En 1888, Ferrar señaló que la flexión del hueso alveolar tiene un rol fundamental en el movimiento dental ortodóncico. Fukada y Yasuda en 1957, observaron que la flexión del hueso por medios mecánicos genera picos de potencial eléctrico mensurables en áreas de compresión y tensión (1). Los experimentos de Baumrind en ratas y de Grimm en humanos confirmaron esta hipótesis. Estos autores señalan que cuando se activa un aparato de ortodoncia, las fuerzas aplicadas al diente se transmiten a todos los tejidos cercanos a la aplicación de la fuerza. Se encontró que el hueso era mucho más elástico que los otros tejidos y se doblaba más fácilmente en respuesta a la aplicación de la fuerza. El recambio óseo y la renovación de fracciones celulares e inorgánicas son los

procesos biológicos que siguen a la flexión ósea. También afirmaron que “la reorganización procede no sólo en la lámina dura del alveolo, sino también en la superficie de cada trabeculado dentro del cuerpo óseo” (8).

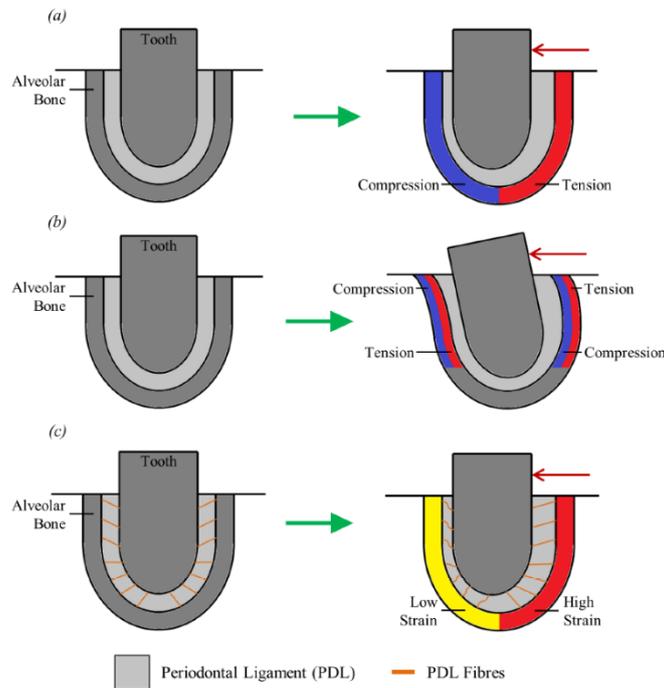


Figura 5. Representación bidimensional que ilustra tres hipótesis para la remodelación ósea durante el movimiento dental ortodóntico. (a) Hipótesis de presión-tensión (b) Hipótesis de flexión alveolar (c) Hipótesis de la fibra estirada. Imagen tomada de McCormack et al (2014)

4.2.1.3. Señales bioeléctricas en el movimiento dentario

Los autores Bassett y Becker en 1962, mencionaron que se generan potenciales eléctricos en los tejidos estresados como respuesta a las fuerzas mecánicas aplicadas. Ocurriendo una interacción entre macromoléculas producidas por los potenciales eléctricos con los lugares específicos en las membranas celulares, también es posible que puedan influir en cierto modo en el patrón de agregación de las macromoléculas de la matriz extracelular. Zengo et al, en su estudio in vivo e in vitro, midió los potenciales eléctricos en perros y demostró, que el lado cóncavo tratado con ortodoncia es electronegativo y favorece la actividad osteoblástica mientras las superficies convexas tienen áreas de positividad o neutralidad eléctrica, mostrando una elevada actividad osteoclástica. Davidovitch et al, relacionaron físicamente la perturbación mecánica y



eléctrica del hueso. El estrés genera dos clases de efectos eléctricos en el hueso ocasionadas por la flexión. Sus experimentos con fuerzas de ortodoncia y corrientes eléctricas exógenas demostraron actividades celulares mejoradas en el hueso alveolar y el ligamento periodontal, así como un movimiento dental rápido (8).

En 2001, Melsen propuso otra teoría ortodóncica al diferenciar tres procesos de formación ósea: primero, la tensión generada por las fibras del ligamento periodontal estiradas; segundo, la reabsorción ósea directa en respuesta a fuerzas menores; y tercero, la reabsorción ósea indirecta que actúa como una respuesta reparativa a la isquemia causada por fuerzas más intensas (4).

4.2.2. Fases del movimiento dentario

Primera fase, dura de 24 horas a 2 días. Representa el movimiento inicial del diente en su alveolo.

Segunda fase, el movimiento del diente se detiene durante 20 a 30 días.

Tercera fase, se produce después de la eliminación de tejido necrótico formado en la segunda fase, produciendo aceleración del movimiento dentario.

Cuarta fase. Junto con la tercera fase conforman la mayor parte del movimiento dentario total durante en tratamiento (8).

4.3. Fuerza óptima en ortodoncia

La fuerza óptima en ortodoncia es un estímulo mecánico externo que conduce a la tasa máxima de desplazamiento dental mientras minimiza el daño irreversible de la raíz y de los tejidos circundantes como el ligamento periodontal y el hueso alveolar. Una fuerza óptima se basa en principios mecánicos adecuados, lo que implica que existe una fuerza de cierta intensidad y características de tiempo es capaz de lograr una velocidad óptima de movimiento de los dientes, sin mover las raíces dentales con movimientos de ida y



vuelta o hacia zonas peligrosas (cortical), sin causar daño tisular y garantizando el máximo confort para el paciente. Conforme a esta descripción, la fuerza óptima puede ser diferente en cada diente y para cada paciente (8)(13).

Típicamente las fuerzas de ortodoncia se han descrito como “ligeras” o “pesadas”, y se consideraba que las fuerzas ligeras eran más suaves y fisiológicas que las pesadas. No obstante, Burstone afirmó que las fuerzas ortodóncicas nunca se distribuyen por igual a lo largo del ligamento periodontal. Storey observó que siempre hay una asociación de las fuerzas, incluso las ligeras con algún trauma. Añadido a esto, con la instrumentación disponible, resulta imposible determinar con exactitud la cantidad de fuerza aplicada a las raíces o partes de estas en cualquier modo de tratamiento. Para generar en el periodonto una respuesta biológica adecuada se prefieren las fuerzas ligeras por la reabsorción frontal de hueso alveolar. En comparación con las fuerzas pesadas que a menudo causa hialinización o necrosis del ligamento periodontal y socavan la reabsorción ósea, y fueron relacionadas con reabsorción radicular (8)(13).

En 1932, Schwartz dijo que la fuerza óptima es “la fuerza que conduce a un cambio de presión tisular que se aproxima a la presión sanguínea de los vasos capilares, evitando así su oclusión en el ligamento periodontal comprimido”. No producen reacción las fuerzas que estén por debajo del nivel óptimo y si están por encima conducen a la necrosis tisular (8).

Oppenheim y Reitan, evidenciaron áreas libres de células en el ligamento periodontal y en consecuencia recomendaron aplicar fuerzas ligeras para el movimiento (8).

En 1951, Piso y Smith consideraron un rango óptimo de presión de 150-200 gr que produce una tasa máxima de movimiento dental; estudiaron en el movimiento distal de los caninos en pacientes tratados con ortodoncia. Constataron que la presión por debajo de este rango no producía movimiento dental. La tasa de movimiento disminuyó cuando incrementaron por encima del nivel óptimo y en una semana se acercó a cero (8).

En la literatura científica todavía no hay consenso respecto al valor cuantitativo de la cantidad óptima de fuerza (considerada ligera). Algunos estudios informaron hasta 3-6 N para periodonto intacto, con reabsorción radicular externa por inclinación, traslación e intrusión, mientras que otros informaron un máximo de 1,2 N para ausencia de pérdida



ósea, 0,6 N para periodonto reducido y sin riesgo de reabsorción radicular externa. Además, en estos informes se utilizó diversos métodos de estudio, creando así aún más confusión (12).

4.4. Herramienta para estudiar el movimiento dental en ortodoncia

4.4.1. El método de los elementos finitos

El método de los elementos finitos es una representación esquemática del sistema real (20) original de manera figurada, los elementos finitos se construyen y organizan para reflejar el objeto de estudio. Se basa en descomponer un medio continuo en una serie de unidades estructurales vinculadas entre sí en puntos específicos llamados nodos (21).

Se estableció en la investigación biomecánica dental en 1973 (4) con el empleo de modelos de dos y tres dimensiones (22), este método ha sido ampliamente empleado en ortodoncia desde 1987 Tanne et al., 1993 Cobo et al. (7)(22) para investigar los comportamientos biomecánicos del diente, ligamento periodontal y hueso alveolar (6). Los análisis de elementos finitos ofrecen un medio de cálculo para determinar los niveles de estrés y tensión en el periodonto (4). El uso del método de elementos finitos se ha comprobado como una herramienta precisa (20), válida, confiable (5) y potente (3,4) para el análisis de estructuras complejas y evaluar la cantidad de fuerza mecánica que se transmite al diente, que difícilmente pueden investigarse in vivo (3). No obstante, la validez de los resultados de estos análisis está íntimamente ligada a la habilidad para modelar de manera precisa la complejidad morfológica y las propiedades materiales de los tejidos de las estructuras analizadas (5).

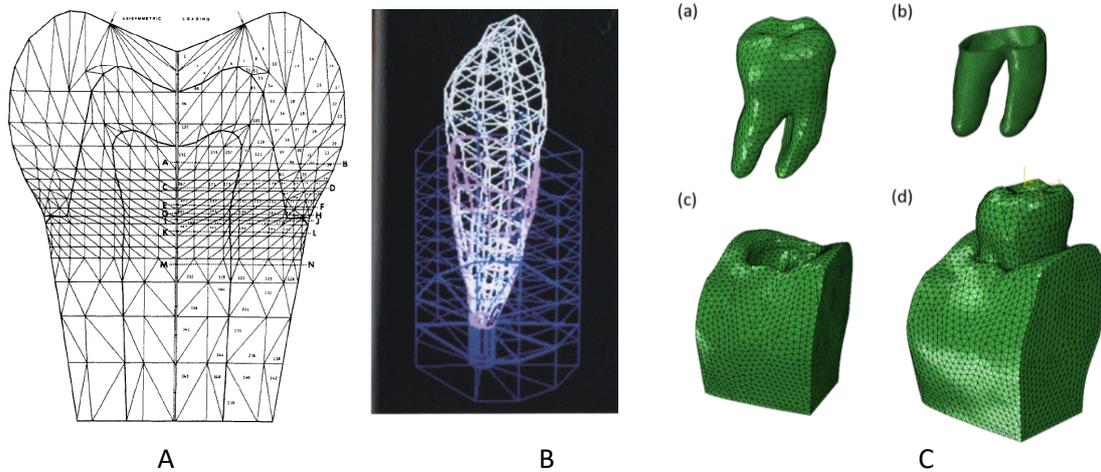


Figura 6. Imágenes de la evolución del método de elementos finitos
A: Imagen tomada de Farah et al (1973) B: Imagen tomada de Cobo et al (1993) C: Modelo de geometría mallada (a) diente, (b) ligamento periodontal, (c) hueso alveolar, (d) complejo diente-ligamento periodontal-hueso. Imagen tomada de Pei et al (2018)

El resultado del análisis depende de la formulación del problema (4). Aunque se han considerado ampliamente modelos lineales en los elementos finitos, las situaciones realistas tenderían a la no linealidad: hiperelasticidad y viscoelasticidad (3,9). Así que, la morfología del periodonto y sus características físicas se deben de tener en cuenta para los análisis de elementos finitos de la transferencia de carga del diente a través del ligamento periodontal al hueso alveolar (4). Se conoce que el ligamento periodontal es un material viscoelástico no lineal, la mayoría de los elementos finitos incorporan propiedades del ligamento periodontal homogéneas, elásticas lineales, isotrópicas y continuas. De manera similar, la estructura alveolar se considera sólida y no se tiene en cuenta para el ajuste las diferencias en la micromorfología (4).

La naturaleza viscosa del ligamento periodontal podría ser producida por la interacción entre las fibras colágenas y los proteoglicanos de la matriz extracelular. Por el contrario, si el ligamento periodontal demuestra sólo un comportamiento poroelástico, entonces esto podría deberse a un flujo inducido por un gradiente de presión del líquido intersticial. Es posible que ambos mecanismos actúen de manera simultánea. Para tener en cuenta la propiedad viscosa del ligamento periodontal es factible un modelo viscoelástico, un modelo poroelástico o una combinación de estos modelos. La



investigación de Kaiser en 2021 sugiere que se puede simular la respuesta inicial y macroscópica del ligamento periodontal a cargas externas mediante un modelo poro-visco-hiperelástico. En situaciones de aplicaciones de carga lenta o en las que la respuesta inmediata a cargas rápidas no sea esencial, el empleo de un modelo visco-hiperelástico podría ser suficiente (9).

Desarrollo del Método de Elementos Finitos (3,11,20): La representación u obtención de la estructura anatómica y las propiedades que se asignen varían de acuerdo con las consideraciones de cada estudio.

- Se escanean las estructuras mediante tomografía computarizada de haz cónico, o también existen otros estudios que crean un modelo idealizado de un diente.
- Se obtiene una imagen tridimensional en formato STL que luego se exporta a un software especializado en procesamiento de imágenes para generar formas externas 3D.
- El modelo 3D se refina utilizando un módulo de remallado que emplea elementos sólidos tetraédricos estructurales.
- Se procede al mallado y a la definición de las condiciones de contorno.
- Como resultado, se genera un modelo de geometría mallada que incluye el diente, el ligamento periodontal, el hueso alveolar y el complejo diente-ligamento periodontal-hueso alveolar.

Propiedades de los materiales:

- Se asignan el módulo de elasticidad y la relación de Poisson al diente (esmalte, dentina), al hueso alveolar y al ligamento periodontal, así como las propiedades del arco y bracket utilizados en el estudio.

Condiciones de contorno y carga:

- Se asignan condiciones de contorno a los nodos que rodean la capa más externa de las raíces de los dientes y hueso alveolar.
- La magnitud de la fuerza aplicada se determina en función del enfoque de cada estudio.

Análisis del modelo de elemento finito:

- Se realiza el análisis el proceso utilizando un software específico de elementos finitos.

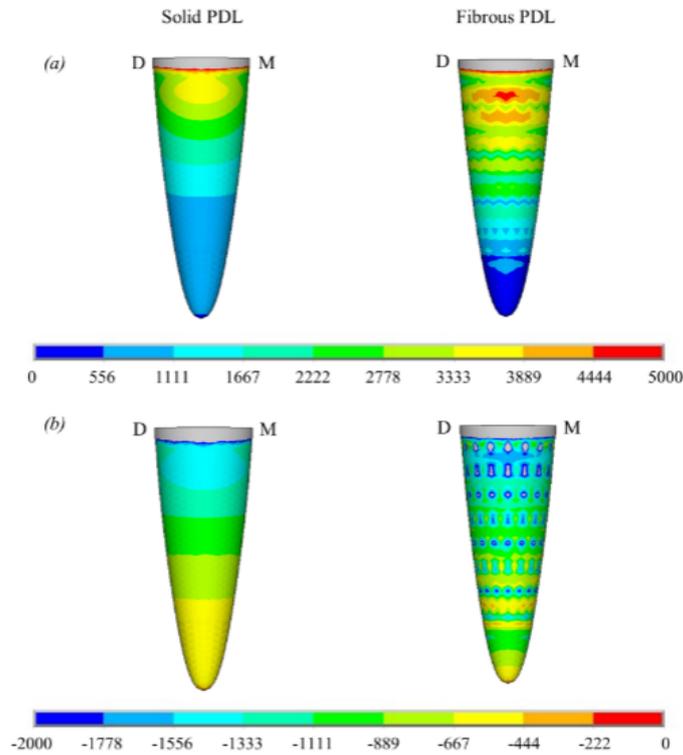


Figura 7. En los gráficos se demuestra que omitir la estructura fibrosa del ligamento periodontal tiene un efecto en la distribución de tensión en el hueso alveolar.

Carga oclusal de 500N. (a) microdeformación principal máxima (b) microdeformación principal mínima. D:distal; M:mesial Imagen tomada de McCormack et al (2014).

DISCUSIÓN



5. DISCUSIÓN

En el presente trabajo se ha realizado una revisión y una actualización crítica en el ámbito del movimiento dental ortodóncico. Se ha puesto especial énfasis en la importancia de cómo la representación del ligamento periodontal influye en los resultados obtenidos mediante análisis de elementos finitos, una metodología reconocida por su precisión y fiabilidad para evaluar la distribución de deformaciones y fuerzas en estructuras complejas. La exactitud de los análisis depende en gran medida de la capacidad para modelar adecuadamente la complejidad del periodonto tanto en su estructura como en sus propiedades. Al emplear modelos matemáticos para simular estas estructuras, es necesario incorporar ciertas simplificaciones; no obstante, estas simplificaciones no deben comprometer la precisión de los resultados (5).

La forma en que se considera al ligamento periodontal puede alterar significativamente los resultados en los análisis de elementos finitos, siendo el modelo bilineal más preciso que el modelo lineal simplificado (23). Los estudios destacan que el ligamento periodontal no es un ente homogéneo y sus propiedades varían notablemente, afectando la respuesta al movimiento dentario (19), debido a la naturaleza no lineal, multifásica y viscoelástica del ligamento periodontal. Este desempeña un rol significativo en la transmisión de las fuerzas desde los dientes hacia el hueso alveolar adyacente (5).

La investigación de Wu et al. (2018), resalta por su enfoque en un ligamento periodontal viscoelástico hiperelástico, con un Módulo de Young que varía de 0,005 a 0,11 MPa y una relación de Poisson de 0,25, aportando una perspectiva integral sobre el comportamiento cambiante del ligamento periodontal bajo fuerzas ortodóncicas (23). Por otra parte Papageorgiou et al. (2017) y (2016), proponen un modelo elástico bilineal para el ligamento periodontal, con Módulos de Young de 0,05 y 0,20 MPa y una relación de Poisson de 0,30, ofreciendo una visión más precisa de la no linealidad del ligamento periodontal en comparación con modelos más simplificados (24,25). Como se muestra en los estudios de Anh et al. (2021) y Cattaneo et al. (2009), Li et al. (2007), y Heckler et al. (2013), quienes adoptan un enfoque de isotropía lineal con Módulos de Young



variando de 0,05 a 0,69 MPa y relaciones de Poisson entre 0,3 y 0,45, simplificando el análisis pero con una posible reducción en la precisión biomecánica (4)(26). Hecker et al. (2013), con el objetivo de desarrollar un modelo que se asemeje más a la estructura tridimensional del ligamento periodontal, usó células humanas con colágeno análogo (bovino tipo I)(27).

De especial interés ha sido el aporte de Cattaneo et al. (2005), quienes asumieron tres comportamientos del ligamento periodontal: un comportamiento fisiológico no lineal (con un Módulo de Young 0,005 MPa, 8,5 MPa, y una relación de Poisson de 0,3), un comportamiento lineal con Módulo de Young bajo (0,044 MPa y una relación de Poisson de 0,45) y un comportamiento lineal con Módulo de Young alto (0,17 MPa y una relación de Poisson de 0,45) (4). La misma consideración del ligamento periodontal se extrae de las publicaciones de Liao et al (2016), quienes describen un Módulo de Young Hiperelástico y una relación de Poisson 0,45) (19).

Moga et al. (2023) conformaron el ligamento periodontal con un grosor variable de 0,15 a 0,225 mm y lo construyeron con su propio haz neurovascular, obteniendo modelos de malla de periodonto intacto. Estos modelos fueron sometidos a una ruptura periodontal horizontal progresiva manual de 1mm de altura, hasta 8mm de pérdida, con un Módulo de Young 0,0667GPa y una relación de Poisson de 0,49 (12)(28).

Por otro lado, Cobo et al. (1993), consideraron que el ligamento periodontal tiene un comportamiento elástico lineal, con un Módulo de Young $6.80 \times 10 \text{ kg/mm}^2$ y una relación de Poisson de 0,49 (22).

Estos diferentes enfoques y valores reflejan la complejidad en la modelización del ligamento periodontal y subrayan la importancia de seleccionar parámetros adecuados para obtener resultados precisos. La variedad en los modelos del ligamento periodontal enfatiza la necesidad de una comprensión más profunda y matizada de sus propiedades biomecánicas en futuras investigaciones en ortodoncia.

La búsqueda de la fuerza óptima para lograr movimientos dentarios efectivos y seguros constituye un tema de investigación constante y de mucha relevancia en el ámbito de la ortodoncia. Varios autores han enfocado este tema en sus estudios, empleando



metodologías que incluyen tanto análisis de elementos finitos como investigaciones en humanos.

Sin duda los bucles de cierre es uno de los métodos más destacados en ortodoncia, especialmente en pacientes que presentan extracciones de premolares en su tratamiento. Se considera como una característica principal de los bucles la libre fricción en el sistema, el cual permite generar relaciones específicas de momento y fuerza, cruciales para el movimiento controlado y preciso de los dientes anteriores. No obstante, se han identificado limitaciones de esta técnica (bucles tradicionales), como una relación momento-fuerza insuficiente para lograr un movimiento dental efectivo, y el uso de alambres de acero que pueden generar fuerzas excesivas (26).

En respuesta a estos desafíos, se han desarrollado diseños de bucles más complejos que incrementan tanto su longitud horizontal como su altura vertical, mejorando así su eficacia. Un avance significativo en este ámbito fue introducido por Sumi et al., quienes propusieron un diseño sencillo de bucle en forma de lágrima. Este diseño, por su simplicidad y eficacia, genera una fuerza moderada y una alta relación momento -fuerza sin necesidad de incorporar curvaturas complejas. Anh et al (2020) demostraron, mediante el método de elementos finitos que la incorporación de curvas de 5°, 10° y 15° en el bucle puede lograr una inclinación lingual de la corona del incisivo central y un movimiento corporal del primer molar. En particular, las curvas de 10° y 15° indujeron un movimiento radicular en el incisivo central y una inclinación distal en el primer molar, evidenciando cómo ajustes sutiles en la mecánica pueden tener un impacto significativo en la dinámica del tratamiento ortodóncico y, por ende, en los resultados clínicos. Además, este enfoque destaca por su sencillez de implementación en la consulta, ya que las modificaciones pueden realizarse fácilmente con una pieza de mano de turbina. También es compatible con sistemas de ranura de 0,22 pulgadas, lo que añade una ventaja adicional en términos de versatilidad y accesibilidad (26).

Li et al. (2007) enfocaron su estudio a valorar el impacto de las fuerzas ortodóncicas en el cierre de espacios dentales mediante mecánica de deslizamiento para lo cual aplicaron una magnitud de fuerza de 2N en ángulos de 0, 30 y 45 grados. Concluyeron,



que la fuerza se concentró en el cuello del diente y disminuía hacia al ápice y la corona. Se observó en el margen cervical una mayor concentración de tensión radicular, predisponiendo a un riesgo de reabsorción radicular en esas condiciones (20).

Cattaneo et al.(2005) en su trabajo, plantea que la distribución de las fuerzas ortodóncicas se ve condicionada tanto por las propiedades del ligamento periodontal y por la morfología del hueso alveolar, también señala la importancia en la consideración que se otorgue al ligamento periodontal teniendo en cuenta las distintas variaciones en su rigidez, las cuales afectan la distribución de fuerzas. Además, enfatizan la diferencia en los niveles de estrés en los modelos no lineales en comparación a los modelos lineales marcando la importancia de considerar la complejidad de estos tejidos en la planificación de los tratamientos ortodóncicos. Estos autores realizaron la simulación de los movimientos de inclinación y traslación no controlada; para la inclinación no controlada, aplicaron una fuerza de 0.5 N en dirección bucolingual tanto al premolar como al canino. En el caso de traslación, emplearon una fuerza de 100 cN con una relación momento fuerza (M/F) de 10 para el premolar y de 12 para el canino (4).

La investigación sobre las tensiones en el ligamento periodontal y en los aparatos de ortodoncia, fue estudiado por Papageorgiou et al. (2015), quien usó alambres de beta-titanio o acero, destaca que cada elemento del aparato ortodóncico, incluyendo el alambre, el bracket y el adhesivo, tiene una influencia notable en la biomecánica de los movimientos dentales (11). En un estudio posterior del mismo autor (2017), se consideraron los efectos del torque radicular palatino de 5 grados, utilizando un alambre rectangular de 0.018x0.025 pulgadas. Los resultados resaltaron la importancia del material del alambre en el desplazamiento de la corona y la raíz del diente, especialmente en casos con limitaciones en el espesor alveolar. Este hallazgo señala la necesidad de una cuidadosa elección de materiales en la práctica ortodóncica para optimizar los resultados del tratamiento. Además, se consideró que el uso de TMA (aleación de titanio-molibdeno) sería más favorable que el acero para reducir tensiones en el ligamento periodontal, aunque el acero es más efectivo para deslizar un arco a través del slot (25).



En el estudio llevado a cabo por Wu et al. (2018), se analizó meticulosamente las fuerzas aplicadas a un canino maxilar en relación con diferentes movimientos dentarios. Los hallazgos de este estudio mostraron valores óptimos de fuerza necesarios para lograr movimientos dentales específicos. Se entiende que los valores de fuerza óptimos en este artículo son expresados en gramos, aunque los gramos son una unidad de masa y no de fuerza, en el contexto de la ortodoncia se utilizan para expresar la magnitud de la fuerza aplicada debido a la facilidad y precisión que ofrece esta medida para controlar las fuerzas delicadas necesarias para el movimiento dental efectivo y seguro. Por ejemplo, para llevar a cabo una traslación distal efectiva, era esencial aplicar una fuerza de 130-137 gramos. De forma similar, 40-44 gramos era la más efectiva para inducir una inclinación distal, 110-124 gramos para la traslación en dirección labial, 28-32 gramos para la inclinación en dirección labial. En cuanto a la extrusión, una fuerza de 38-40 gramos era la adecuada, y para la rotación alrededor del eje largo, se identificó que una fuerza de 170-210 gramos por milímetro era efectiva. Este estudio subraya la importancia de diseñar tratamientos personalizados, ya que se evidenció que la fuerza necesaria para la inclinación del canino fue menor que la requerida para la traslación, debido a la distribución no uniforme de la carga, con una concentración de extensión en la región apical cervical y radicular del punto de aplicación (23).

Heckler et al.(2013), aportaron una perspectiva innovadora sobre la mecánica de compresión y tracción en el ligamento periodontal, utilizando un modelo experimental con fibroblastos y colágeno (27).

Finalmente, el estudio de Cobo et al.(1993), analizó el movimiento ortodóntico en caninos mandibulares y bimaxilares, revelando cómo la reducción del soporte óseo influye en la distribución del estrés en las estructuras dentales y óseas durante los tratamientos ortodónticos (22).

Estos estudios colectivamente destacan la complejidad de la mecánica ortodóntica y la importancia de una cuidadosa selección y aplicación de fuerzas para lograr movimientos dentarios precisos y seguros.



Un hallazgo primordial en estudios clínicos es la influencia significativa de la magnitud de la fuerza en el movimiento dentario. Se observó una variabilidad significativa en las fuerzas aplicadas: Giannopoulou et al. (2015)(29) utilizaron una fuerza constante de 1N, Iwasaki et al. (2017)(30) uso fuerzas de 4 a 78 kPa de manera aleatoria en distintos dientes. Níquel et al. (2014)(31) uso fuerzas de 18 a 360 cN con tensiones de 4 a 78 kPa. Esta variabilidad muestra la variedad de enfoques en la ortodoncia y enfatiza la importancia de entender cómo estas diferencias afectan el movimiento dental.

Los métodos empleados para aplicar la fuerza y los sistemas de anclaje son cruciales. Giannopoulou et al. (2015)(29), usaron un arco TMA (aleación de titanio-molibdeno) y anclaje BTP (barra transpalatina) y arco lingual , mientras que Iwasaki et al. (2017)(30) utilizaron alambre de acero con un aparato de Nance para el anclaje. Níquel et al. (2014)(31) emplearon alambre auxiliar de acero y resortes helicoidales de níquel-titanio con anclaje mediante el aparato de Nance y unión de dientes posteriores con alambre de acero rectangular. Estas diferencias pueden influir significativamente en la respuesta dental.

El tipo de movimiento y el lugar donde se aplican las fuerzas ortodónticas son componentes esenciales en la planificación de tratamientos ortodónticos efectivos. Los estudios revisados abordaron este aspecto de diferentes maneras. Giannopoulou et al. (2015) (29) inclinaron vestibularmente dos premolares de cada participante como el lugar de aplicación para investigar el movimiento dental en una región específica de la boca, del mismo modo Dudic et al. (2013) (15), realizó la inclinación vestibular y seleccionó un premolar experimental pero a diferencia de Giannopoulou consideró un premolar de control. Los estudios de Iwasaki et al. (2017)(30), Níquel et al. (2014)(31) y DeForest et al. (2014)(32) se centraron en la retracción de los caninos maxilares. La elección de estos lugares de aplicación permitió evaluar la respuesta de las diferentes regiones ante fuerzas ortodónticas, lo cual es esencial para la personalización de los tratamientos.

El control en el tratamiento es un aspecto elemental en la ortodoncia para garantizar resultados predecibles y óptimos. Los estudios revisados presentan diferentes enfoques



en cuanto al control del tratamiento. En el estudio de Giannopoulou et al. (2015) (29), se aplicó una fuerza constante de 1N durante 8 semanas, con un período de control de 4 semanas de reactivación del aparato. Este enfoque proporcionó un seguimiento cercano del movimiento dental y permitió evaluar la respuesta a lo largo del tiempo. Sin embargo, la falta de un grupo de control sin tratamiento ortodóntico limita la capacidad de comparar los resultados. Por otro lado, el estudio de Iwasaki et al. (2017)(30), implementó un control más detallado al realizar mediciones en múltiples momentos a lo largo de un período de 84 días. Se realizaron controles en días específicos (0, 1, 3, 14) y posteriormente cada 2 semanas, e incluso se designaron controles adicionales en los días 7 y 35 para algunos sujetos. Este enfoque permitió un monitoreo exhaustivo de la evolución del movimiento dental en diferentes condiciones de tensión. Además, se realizó un control del estado periodontal durante el tratamiento (índice gingival modificado.). Se implementó un control del tratamiento similar en el estudio de Níquel et al. (2014)(31), con mediciones en múltiples momentos a lo largo de 84 días. Además, se utilizaron fuerzas variables y diferentes tensiones para investigar la influencia del estrés en el movimiento dental. Este diseño experimental contribuyó a comprender la relación entre la magnitud de la fuerza y la velocidad del movimiento dental. En esta misma línea, el estudio de DeForest et al. (2014)(32), se llevaron a cabo controles en múltiples momentos durante 84 días, con una programación detallada de citas para evaluar el movimiento dental en respuesta a fuerzas de 78kPa y 4kPa. Este diseño permitió identificar cambios progresivos y fluctuantes en el movimiento dental, lo que sugiere una complejidad en la respuesta a diferentes fuerzas y tensiones. Dudic et al. (2013)(15) realizaron un control del tratamiento durante 8 semanas, con ajustes de fuerza en las primeras 4 semanas. Se comparó el movimiento dental entre dientes movidos con ortodoncia y dientes de control. Aunque el período de control fue más corto en este estudio, proporcionó información relevante sobre las diferencias en el movimiento dental entre grupos. En el estudio de Li et al. (2015)(20), se realizó un control durante 5-6 semanas. Se utilizaron bucles en T para la retracción distal con una fuerza específica. Este diseño proporcionó información sobre el desplazamiento y la rotación dental en un período relativamente corto.



Otro punto para tener en cuenta es la duración del tratamiento ortodóntico, la cual puede afectar tanto la comodidad del paciente como la eficacia del tratamiento. En los distintos estudios analizados, los tratamientos fluctuaron desde 4 semanas hasta 84 días, puede estar relacionada con la magnitud de la fuerza aplicada y los objetivos específicos del tratamiento. DeForest et al. (2014)(32) observaron los cambios en el movimiento dental progresivamente a lo largo del tiempo, lo que sugiere que la duración del tratamiento puede influir significativamente en la mecánica del movimiento dental.

El tamaño de la muestra en las investigaciones afecta la interpretación de los resultados, investigaciones con muestras pequeñas como la de Giannopoulou et al. (2015) (29), 11 participantes, y DeForest et al. (2014) (19), 8 sujetos, son relevantes aunque limitadas. Estos estudios destacan correlaciones interesantes, como la disminución del movimiento dental con la edad y diferencias en el movimiento dental con diferentes fuerzas. Estudios con muestras moderadas, como los de Li et al. (2015)(33) y Dudic et al. (2013)(15), con 21 y 30 sujetos respectivamente, resaltan la importancia de considerar factores como el torque radicular y la inclinación controlada. En contraste, estudios con muestras más amplias, como el de Iwasaki et al. (2017)(30), con 46 sujetos, y Níquel et al. (2014) (31), con 41 sujetos, permitieron detectar diferencias más notables, como la variación en la velocidad de traslación distolateral según la fuerza aplicada y un movimiento dental más rápido en sujetos en crecimiento.

CONCLUSIONES



6. CONCLUSIONES

De la lectura crítica y el análisis de la bibliografía consultada sobre papel del ligamento periodontal en el movimiento dentario ortodóntico pueden extraerse las siguientes consideraciones:

1. El ligamento periodontal juega un papel indispensable en el movimiento dentario ortodóntico, actuando como un mediador entre la aplicación de fuerzas mecánicas y las respuestas biológicas necesarias para el movimiento dental.
2. La forma en que se considere al ligamento periodontal en el estudio del movimiento dentario en los elementos finitos puede tener una influencia significativa en los resultados que se obtengan.
3. En la literatura, la inclusión del ligamento periodontal en los estudios y la asignación de sus propiedades en los modelos de elementos finitos no tienen consenso y generan mucho debate.
4. La magnitud de fuerza es fundamental durante el tratamiento ortodóntico; esta fuerza puede variar en cada diente y para cada paciente. Sin embargo, todavía no hay un consenso respecto al valor cuantitativo de la cantidad óptima de fuerza.

FUTURA INVESTIGACIÓN



7. FUTURA INVESTIGACIÓN

Tras realizar la presente revisión bibliográfica, se observa la falta de consenso en la representación de las propiedades del ligamento periodontal en el estudio del movimiento dentario mediante el método de elementos finitos. A nuestro modo de ver, es recomendable fomentar la profundización en el tema y generar nuevas vías en la investigación. Esto podría mejorar en gran medida la precisión y eficacia de los modelos utilizados en futuras investigaciones sobre el movimiento dentario.

BIBLIOGRAFÍA



8. BIBLIOGRAFÍA

1. Davidovitch Z. Tooth Movement. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1991 Oct 1;2(4):411–50.
2. Li Y, Jacox LA, Little SH, Ko C. Orthodontic tooth movement: The biology and clinical implications. *Kaohsiung J Med Sci*. 2018 Apr 3;34(4):207–14.
3. Pei D, Hu X, Jin C, Lu Y, Liu S. Energy Storage and Dissipation of Human Periodontal Ligament during Mastication Movement. *ACS Biomater Sci Eng*. 2018 Dec 10;4(12):4028–35.
4. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement. *J Dent Res*. 2005 May 12;84(5):428–33.
5. Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B. Strains in periodontal ligament and alveolar bone associated with orthodontic tooth movement analyzed by finite element. *Orthod Craniofac Res*. 2009 May 15;12(2):120–8.
6. Xia Z, Jiang F, Chen J. Estimation of periodontal ligament's equivalent mechanical parameters for finite element modeling. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2013 Apr;143(4):486–91.
7. Bi S, Shi G. The crucial role of periodontal ligament's Poisson's ratio and tension-compression asymmetric moduli on the evaluation of tooth displacement and stress state of periodontal ligament. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2023 Dec 1;148:106217.
8. Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006 Apr;129(4):469.e1-469.e32.
9. Kaiser AH, Keilig L, Klein R, Bourauel C. Parameter identification for the simulation of the periodontal ligament during the initial phase of orthodontic tooth movement. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2021 Feb 17;24(3):333–48.



10. Hirashima S, Kanazawa T, Ohta K, Nakamura K ichiro. Three-dimensional ultrastructural imaging and quantitative analysis of the periodontal ligament. *Anat Sci Int.* 2020 Jan 10;95(1):1–11.
11. McCormack SW, Witzel U, Watson PJ, Fagan MJ, Gröning F. The Biomechanical Function of Periodontal Ligament Fibres in Orthodontic Tooth Movement. Agarwal S, editor. *PLoS One.* 2014 Jul 18;9(7):e102387.
12. Moga RA, Olteanu CD, Botez M, Buru SM. Assessment of the Maximum Amount of Orthodontic Force for PDL in Intact and Reduced Periodontium (Part I). *Int J Environ Res Public Health.* 2023 Jan 19;20(3):1889.
13. Jiang N, Guo W, Chen M, Zheng Y, Zhou J, Kim SG, et al. Periodontal Ligament and Alveolar Bone in Health and Adaptation: Tooth Movement. In: *Frontiers of Oral Biology.* S. Karger AG; 2016. p. 1–8.
14. Menéndez-Díaz I, Muriel JD, García-Suárez O, Obaya A, Cal S, Cobo J, et al. Periostin, dentin matrix protein 1 and P2rx7 ion channel in human teeth and periodontal ligament. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger.* 2018 Mar 1;216:103–11.
15. Dudic A, Giannopoulou C, Kiliaridis S. Factors related to the rate of orthodontically induced tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2013 May;143(5):616–21.
16. Krishnan V, Davidovitch Z. On a Path to Unfolding the Biological Mechanisms of Orthodontic Tooth Movement. *J Dent Res.* 2009 Jul 29;88(7):597–608.
17. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Davidovitch M. On tooth movement. *Angle Orthod.* 1993;63(4):305–9.
18. Melsen B. Tissue Reaction and Biomechanics. In: *Frontiers of Oral Biology.* S. Karger AG; 2016. p. 36–45.



19. Liao Z, Chen J, Li W, Darendeliler MA, Swain M, Li Q. Biomechanical investigation into the role of the periodontal ligament in optimising orthodontic force: a finite element case study. *Arch Oral Biol.* 2016 Jun 1;66:98–107.
20. Li P, Mao J, Peng Z, Xie H. Three-dimensional finite element analysis of the mechanical stress on root from orthodontic tooth movement by sliding mechanics. *Journal of Huazhong University of Science and Technology [Medical Sciences].* 2007 Dec;27(6):745–7.
21. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech.* 1973 Sep;6(5):511–20.
22. Cobo J, Sicilia A, Argüelles J, Suárez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993 Nov;104(5):448–54.
23. Wu J lei, Liu Y feng, Peng W, Dong H yue, Zhang J xing. A biomechanical case study on the optimal orthodontic force on the maxillary canine tooth based on finite element analysis. *Journal of Zhejiang University-SCIENCE B.* 2018 Jul 10;19(7):535–46.
24. Papageorgiou SN, Keilig L, Hasan I, Jäger A, Bourauel C. Effect of material variation on the biomechanical behaviour of orthodontic fixed appliances: a finite element analysis. *The European Journal of Orthodontics.* 2016 Jun 16;38(3):300–7.
25. Papageorgiou SN, Keilig L, Vandevska-Radunovic V, Eliades T, Bourauel C. Torque differences due to the material variation of the orthodontic appliance: a finite element study. *Prog Orthod.* 2017 Dec 27;18(1):6.
26. Anh TN, Hamanaka R, Jinnai S, Komaki H, Yamaoka S, Tominaga J ya, et al. Simulation of orthodontic tooth movement during activation of an innovative design



- of closing loop using the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2021 Aug 1;160(2):240–9.
27. Heckler AF, Mirzaei Z, Pereira I, Simmons CA, Gong SG. Development of a three-dimensional in vitro model system to study orthodontic tooth movement. *Arch Oral Biol*. 2013 Oct;58(10):1498–510.
28. Moga RA, Olteanu CD, Botez M, Buru SM. Assessment of the Maximum Amount of Orthodontic Force for Dental Pulp and Apical Neuro-Vascular Bundle in Intact and Reduced Periodontium on Bicuspid (Part II). *Int J Environ Res Public Health*. 2023 Jan 9;20(2):1179.
29. Giannopoulou C, Dudic A, Pandis N, Kiliaridis S. Slow and fast orthodontic tooth movement: an experimental study on humans. *The European Journal of Orthodontics*. 2016 Aug 1;38(4):404–8.
30. Iwasaki LR, Liu Y, Liu H, Nickel JC. Speed of human tooth movement in growers and non-growers: Selection of applied stress matters. *Orthod Craniofac Res*. 2017 Jun 23;20(S1):63–7.
31. Nickel JC, Liu H, Marx DB, Iwasaki LR. Effects of mechanical stress and growth on the velocity of tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2014 Apr;145(4):S74–81.
32. DeForest WN, Hentscher-Johnson JK, Liu Y, Liu H, Nickel JC, Iwasaki LR. Human tooth movement by continuous high and low stresses. *Angle Orthod*. 2014 Jan 1;84(1):102–8.
33. Li S, Xia Z, Liu SSY, Eckert G, Chen J. Three-dimensional canine displacement patterns in response to translation and controlled tipping retraction strategies. *Angle Orthod*. 2015 Jan 1;85(1):18–25.