

Análisis en elementos finitos de efectos dentoalveolares en cierre de espacios con retracción anterior entre Roth - MBT

Finite Element Analysis of Dentoalveolar Effects in Space Closure with Anterior Retraction between Roth and MBT

Luisa Fernanda Berdugo Navais.¹, Jaime Eduardo Moreno Valderrama.², Oscar Luis Monsalve de hoyos.³, Adrián Darío Torres Sepúlveda.⁴, Mario David Osorno Ortiz.⁵, Luz Andrea Velandia Palacio.⁶

1. Estudiante del posgrado de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar Institución Universitaria Colegios de Colombia- UNICOC, Bogotá-Colombia, lberdugo@unicoc.edu.co.
2. Estudiante del posgrado de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar Institución Universitaria Colegios de Colombia- UNICOC, Bogotá-Colombia, jeduardomoreno@unicoc.edu.co.
3. Estudiante del posgrado de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar Institución Universitaria Colegios de Colombia- UNICOC, Bogotá-Colombia, omonsalve@unicoc.edu.co.
4. Estudiante del posgrado de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar Institución Universitaria Colegios de Colombia- UNICOC, Bogotá-Colombia, Adariotorres@unicoc.edu.co.
5. Especialización en Ortodoncia, Especialización en Docencia Universitaria. Docente Institución Universitaria Colegios de Colombia – UNICOC, Bogotá-Colombia mosorno@unicoc.edu.co.
6. Especialización en Odontología Legal y Forense, Especialización en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar, Doctorado en Investigación, Docente Institución Universitaria Colegios de Colombia – UNICOC, Bogotá-Colombia, lvelandiap@unicoc.edu.co

RESUMEN:

Objetivo: Evaluar los efectos dentoalveolares de los sistemas ROTH y MBT en el cierre de espacios usando anclaje con barra transpalatina (TPA) en el movimiento de dientes anteriores.

Métodos: Se realizó un estudio observacional descriptivo con modelado a través del uso de Elementos Finitos (FEM) tridimensional a partir de una tomografía de haz cónico (CBCT) de un paciente con maloclusión Clase II-1 y necesidad de exodoncia de primeros premolares superiores. Se reconstruyeron estructuras dentoalveolares y se simularon los sistemas ROTH con arcos Double Key Loops (DKL) y McLaughlin, Bennett y Trevisi (MBT), ambos con barra transpalatina. Los modelos fueron procesados en ANSYS Workbench, aplicando fuerzas ortodóncicas de 1.5 N y condiciones de frontera específicas. Se evaluaron deformaciones, esfuerzos, inclinaciones angulares y rotaciones dentarias. **Resultados:** Ambos sistemas produjeron deformaciones en dientes anteriores y molares de anclaje. MBT generó mayores deformaciones (hasta 0,23371 mm) y tensiones óseas, mientras que ROTH mostró un mejor control, con menores deformaciones (0.0019656 mm máx.) y rotaciones. La inclinación angular promedio fue mayor en MBT (3.92°) que en ROTH (3.72°), y la rotación del canino también fue superior en MBT (0,00571° vs 0,002309°). **Conclusiones:** El sistema MBT mostró menor control en movimientos dentarios, con mayor retro inclinación y rotación. En contraste, ROTH con arco DKL y TPA ofreció mejor control biomecánico, lo que puede beneficiar a pacientes con anclaje comprometido. La elección del sistema debe basarse en objetivos terapéuticos individuales.

PALABRAS CLAVES: Análisis de Elementos Finitos; Movimiento Dental Ortodóntico Biomecánica; Técnicas de Ortodoncia.

ABSTRACT:

Objective: To evaluate the dentoalveolar effects of the ROTH and MBT systems in space closure using transpalatal arch (TPA) anchorage during the movement of anterior teeth. Finite Element Method (FEM) study. **Methods:** A descriptive observational study was conducted using three-dimensional FEM modeling based on a cone-beam computed tomography (CBCT) scan of a patient with Class II-1 malocclusion requiring extraction of the upper first premolars. Dentoalveolar structures were reconstructed, and the ROTH system with Double Key Loops (DKL) and the McLaughlin, Bennett, and Trevisi (MBT) system, both with TPA anchorage, were simulated. The models were processed using ANSYS Workbench, applying orthodontic forces of 1.5 N and specific boundary conditions. Deformations, stresses, angular inclinations, and dental rotations were evaluated. **Results:** Both systems produced deformations in anterior teeth and anchorage molars. MBT generated greater deformations (up to 0.23371 mm) and higher bone stress, whereas ROTH showed better control with lower deformations (maximum 0.0019656 mm) and less rotation. The average angular inclination was higher in MBT (3.92°) compared to ROTH (3.72°), and canine rotation was also greater in MBT (0.00571° vs. 0.002309°). **Conclusions:** The MBT system demonstrated less control over tooth movements, with greater retroinclination and rotation. In contrast, the ROTH system with DKL arch and TPA showed better biomechanical control, which may be advantageous for patients with compromised anchorage. The choice of system should be based on individual patient characteristics and specific therapeutic goals.

KEYWORDS: Finite Element Analysis; Orthodontic Tooth Movement; Biomechanical Phenomena; Orthodontic Techniques

INTRODUCCIÓN

La extracción de los primeros premolares superiores y/o inferiores se ha empleado tradicionalmente para el camuflaje ortodóncico de pacientes con discrepancias maxilo-mandibulares, apiñamientos de moderado a severo, o en casos de proinclinación de incisivos, con el fin de compensar la maloclusión y corregir la protrusión de incisivos superiores. Sin embargo, la mecánica de cierre de espacios post-exodoncia puede generar efectos secundarios no deseados, como pérdida de anclaje y alteraciones en la inclinación de los incisivos, lo que enfatiza la necesidad de estrategias biomecánicas precisas para optimizar los resultados clínicos. Con este fin, se han diseñado diversos sistemas de Brackets con diferentes prescripciones para lograr el torque más adecuado en los incisivos superiores, dentro de los sistemas más utilizados se encuentra Roth, y McLaughlin, Bennett y Trevisi (MBT). En los casos de compensaciones de pacientes Clases II-1 se indican generalmente extracciones de primeros premolares y cierres de espacio con retracción anterior para lograr la corrección del overjet aumentado y de la maloclusión¹.

Para estos cierres de espacio, MBT, indica el uso de 3 sistemas (Tieback) donde se emplean pines soldados en arcos de acero y ligaduras activas con módulos elastoméricos, que dan la fuerza necesaria para la retracción en masa anterior². Dentro de este sistema, el uso de anclaje se hace necesario para lograr el éxito del tratamiento y cumplir con los objetivos faciales y de retracción anterior, sin embargo, la pérdida de anclaje impide muchas veces cumplir con los objetivos terapéuticos, es por eso necesario el uso de aditamentos, entre ellos, la barra transpalatina que permiten generar un refuerzo en molares contrarrestando la fuerza anterior³.

Por otra parte, en técnica Roth mediante el uso de arco double key loops (DKL), en combinación con la barra transpalatina (TPA), ha sido propuesto como un mecanismo de anclaje que permite un control más eficiente del movimiento dentario durante el cierre de espacios. Mientras que el arco DKL parece facilitar la aplicación de fuerzas controladas para la retracción de los incisivos, la barra transpalatina contribuye a la estabilización de los molares, minimizando su desplazamiento mesial⁴.

Durante esta retracción en masa es necesario una ubicación ideal de los incisivos para cumplir con los objetivos del tratamiento, siendo una característica importante en la estabilidad post

tratamiento, la armonía, la estética y función masticatoria ⁵. Sin embargo, la distribución de las tensiones y esfuerzos sobre el complejo dentoalveolar requieren un análisis detallado para determinar los efectos producidos por ambos sistemas y adicionalmente determinar las posibles limitaciones o efectos secundarios presentes en ambas técnicas de manera tal que permita optimizar su aplicación clínica y la selección de la técnica más apropiada para cada caso.

Estas mecánicas de cierres de espacio tienen efectos dentoalveolares que no son fácilmente medibles clínicamente, el uso de método de elementos finitos cuyo nombre en inglés es Finite Element Methods (FEM) se ha consolidado como una herramienta fundamental para el estudio de la biomecánica ortodóncica, ya que permite evaluar con precisión la distribución de fuerzas y desplazamientos inducidos en los tejidos dentoalveolares. A diferencia de los estudios clínicos convencionales, el FEM proporciona un análisis tridimensional detallado de las fuerzas aplicadas y sus efectos en la estructura ósea y periodontal, lo que facilita la elección de la técnica más apropiada, así como de los protocolos de tratamiento⁶.

Por lo tanto, el presente estudio tiene como objetivo evaluar los efectos dentoalveolares de los sistemas ROTH y MBT en el cierre de espacios usando anclaje con barra transpalatina en el movimiento de dientes anteriores mediante el método FEM.

MÉTODO

Este estudio observacional descriptivo se basó en modelos matemático FEM desarrollados a partir de tomografía de haz cónico. Este estudio fue aprobado previamente por el comité de ética de UNICOC y se desarrolló teniendo en cuenta los lineamientos de la declaración de Helsinki. La selección de la CBCT cumplió con los criterios de inclusión que consideraron pacientes con un rango de edad entre 18 y 40 años con maloclusión Clase II-1, sexo masculino o femenino, presencia de sobremordida aumentada, protrusión dental superior y con indicación de exodoncia de premolares superiores. Se excluyeron del estudio CBCT de pacientes con enfermedad periodontal activa, restauraciones en amalgama y dientes con reabsorción radicular.

El modelamiento inicial se realizó en dos etapas. Inicialmente, Modelamiento de las geometrías: A partir de la tomografía se reconstruyeron las estructuras morfológicas del

paciente como son: Hueso cortical, hueso trabecular y dientes. Partiendo de los elementos físicos de los accesorios de cada modelo (Roth y DKL), se dibujaron los elementos correspondientes a los Brackets, los arcos y la barra transpalatina. Se construyeron los modelos de los conjuntos correspondientes a los sistemas Roth y MBT en archivos separados, para realizar la simulación de cada uno.

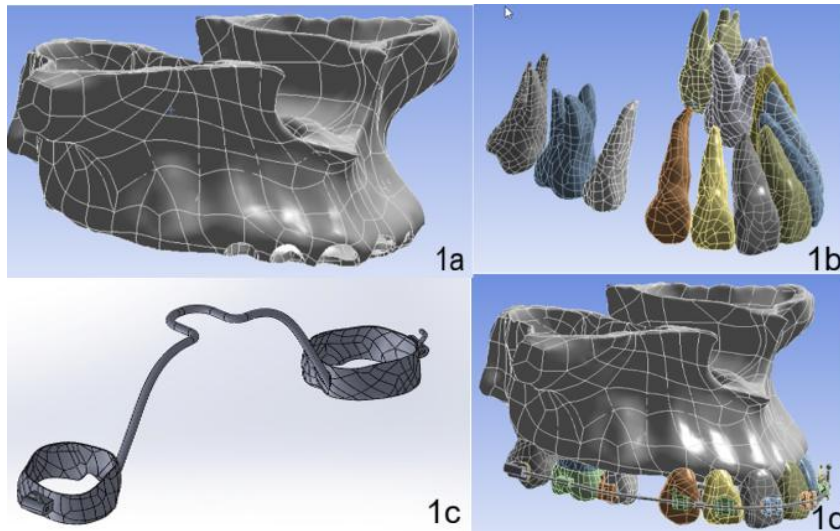


Figura 1. Modelamiento de geometrías.

1a. Reconstrucción anatómica del maxilar.

1b. Reconstrucción anatómica de dientes.

1c. Reconstrucción de barra transpalatina.

1d. Estructuras maxilar, dental, Brackets y arco.

Posteriormente, se Importó de los conjuntos a ANSYS, cada modelo por separado se importó al programa ANSYS Workbench, donde se definieron los siguientes aspectos: Material a cada estructura (Propiedades mecánicas del material) Tabla 1, Enmallado de cada elemento, condiciones de frontera (Apoyos y cargas aplicadas) y resultados a obtener, esfuerzos y deformaciones en las estructuras de interés, así como la angulación inicial de las piezas dentales.

Para la simulación del movimiento ortodóntico, se empleó un enfoque numérico basado en el método FEM, basada en la metodología propuesta por Kojima y Fukui (2005). En el modelo,

los dientes y el hueso alveolar se representaron como cuerpos rígidos, mientras que el ligamento periodontal (PDL) fue modelado como una superficie con comportamiento elástico lineal. Esta formulación permitió reproducir adecuadamente la movilidad labio lingual y axial observada clínicamente.

El hueso no se modela directamente, sino que su efecto se incorpora al cálculo del desplazamiento del diente mediante el coeficiente **C** de remodelación ósea. De esta manera los cálculos resultan en un modelo computacionalmente simple y eficaz, aunque no permite la distribución ni remodelación ósea explícitamente.

El esfuerzo promedio en el ligamento periodontal se estimó como el promedio de los tres esfuerzos principales, asumiendo un estado de deformación plana. El desplazamiento de cada diente se calculó en función de la remodelación ósea inducida por el esfuerzo en el PDL, considerando que dicho esfuerzo estimula la reabsorción o aposición del hueso alveolar. Este desplazamiento se obtuvo mediante la expresión: $\Delta x = -C \cdot \sigma \cdot \Delta T$ donde Δx es el desplazamiento incremental del diente, **C** es un coeficiente de absorción ósea (dependiente del tipo de movimiento), σ es el esfuerzo medio en el PDL, y ΔT es el paso temporal (en días).

La simulación se implementó como un procedimiento iterativo en el que, para cada paso de tiempo, se calcularon los esfuerzos en el ligamento, se aplicaron las fuerzas ortodónticas y se actualizaron las posiciones de los dientes. Posteriormente, se reestimaron las fuerzas transmitidas al sistema arco-bracket para el siguiente ciclo. Además, se incluyó el efecto de la fricción entre el arco y los brackets, considerando un coeficiente de fricción promedio de 0.2, lo cual reduce la fuerza neta aplicada a los dientes activos.

La fuerza aplicada a cada diente se calcula como resultado de la acción de elásticos ortodónticos conectados entre los dientes #16 – #13 (lado derecho) y #26 – #23 (lado izquierdo), teniendo en cuenta los efectos de fricción en el sistema arco-brackets y la redistribución de cargas a través del arco.

La fuerza generada por cada elástico se modela mediante una relación lineal tipo resorte, donde la magnitud de la fuerza es proporcional al alargamiento del elástico: $F(t) = F_0 \cdot (L(t) - L_0) / (L_{\text{Libre}} - L_0)$ Donde, F_0 es la fuerza máxima aplicada cuando el elástico está completamente estirado, $L(t)$ es la longitud actual del elástico en el

instante t , L_0 es la longitud inicial del elástico (estirado), y L_{Libre} es la longitud del elástico sin carga.

El modelo también considera la fricción entre el arco y los brackets, representada mediante un coeficiente de fricción μ , lo que reduce la fuerza efectiva transmitida al diente activo: $F_{\text{net}} = F(t) \cdot (1 - \mu)$. Las fuerzas netas se aplican inicialmente sobre los dientes activos (#13 y #23), mientras que los dientes de anclaje (#15, #16, #25 y #26) reciben el remanente de la fuerza total. El efecto de la rigidez del arco se modela como una redistribución uniforme de la fuerza total del sistema entre todos los dientes conectados. La fuerza final aplicada a cada diente se estima como: $F_i = F_{\text{net}} / n$, donde n es el número total de dientes considerados en el modelo. Este valor se utiliza posteriormente para calcular el esfuerzo promedio en el ligamento periodontal de cada diente, el cual determina su desplazamiento mediante la ley de remodelación ósea.

Tabla 1: Módulo de Young y coeficiente de Poisson por estructuras.

Estructura	Módulo de Young	Coeficiente de Poisson
Diente	20000	0,30
Ligamento periodontal Xia Z	0.71	0,40
Hueso cortical	13700	0,26
Hueso trabécula	1370	0,30
Arco acero inoxidable 19x25	190 a 210 Gpa	0,27 a 0,30
Barra transpalatina	200 Gpa	0.3
Brackets ROTH	190 a 210 Gpa	0,27 a 0,30
Ligadura metálica		0,3
Brackets MBT	190 a 210 Gpa	0,27 a 0,30

Con base en los resultados, el presente estudio busca evaluar comparativamente los efectos dentoalveolares inducidos por la activación del sistema DKL y del sistema 3 de MBT en la dentición anterior y estructuras de soporte. Para esto, se evaluaron las deformaciones y esfuerzos generados en las raíces de los dientes anteriores y en el hueso circundante, utilizando el método FEM antes mencionado. Este análisis incluyó tanto las fases inmediatas a la activación como la evolución de las tensiones en diferentes momentos simulados. Asimismo, se examinó la distribución de esfuerzos y deformaciones en los dientes responsables del anclaje de la barra transpalatina, permitiendo identificar posibles riesgos estructurales asociados al sistema de anclaje en ambos protocolos. Finalmente, se midió la rotación de los caninos posterior a la activación. Todos los procedimientos se realizaron bajo condiciones estandarizadas de simulación y calibración, y los resultados fueron registrados para análisis comparativo entre ambos sistemas.

Según la Resolución 008430 de 1993, este estudio se clasifica como sin riesgo, ya que es observacional y se basa en un modelo matemático sin intervención en personas. La CBCT utilizada proviene de registros clínicos previos, donde fue indicada como parte del diagnóstico. Los datos fueron anonimizados para proteger la identidad del paciente. Se eliminaron datos personales y el acceso a la información original fue restringido solo a investigadores autorizados, cumpliendo con los principios de confidencialidad y protección de datos.

RESULTADOS

La discretización de la geometría permitió realizar análisis numéricos detallados de las estructuras y sus respuestas mecánicas en donde se calculó la deformación de raíces de los 6 dientes anteriores y dientes de soporte de anclaje tras una aplicación de fuerza de 1.5 N en dos técnicas, MBT y ROTH.

Deformación y esfuerzo dentales: Este estudio demostró la deformación y el esfuerzo con una fuerza aplicada de 1.5 N en donde se establecieron deformaciones, en la técnica ROTH la mayor la presentó el diente 16 con 0,0019656 mm en superficie oclusal y el diente #12 presento una deformación mínima de 0,00016228 mm en el ápice (Figura 2a).

En la técnica MBT el diente #16 presento una mayor deformación con un valor de 0,23371 a nivel oclusal y el diente #11 presento una deformación mínima 0.000019294 a nivel de tercio apical.

Se demostraron los esfuerzos en ambas técnicas, en la técnica ROTH, el mayor esfuerzo diente 12 0,17125 MPa en superficie cérvico vestibular y el menor el diente #11 0,0015662 MPa en apical. En la técnica MBT el mayor esfuerzo fue a nivel de furca de diente #16 con un valor de 0,23762 y un esfuerzo mínimo en el diente #12.

Deformación y esfuerzo de hueso trabecular y cortical: A demás se demostró el esfuerzo máximo del hueso trabecular en técnica ROTH del diente #16 en zona interradicular vestibular con 0,071904 MPa y la deformación máxima 0,00019182 mm concuerda en la misma zona que el esfuerzo (Figura 2b) y el hueso cortical, el mayor esfuerzo del diente #16 se presentó en la zona mesial con 0,25648 MPa y la mayor deformación del diente #16 se presentó en la zona meso vestibular con 0,00017463 mm (Figura 2).

En MBT a nivel de hueso trabecular el esfuerzo máximo se evidencio a nivel de furca de diente #16 con un valor de 0,72578, la deformación se presentó en el mismo lugar con un valor de 0,0002361.

En cuanto a hueso cortical, el mayor esfuerzo se dio en la zona mesial de #16 con un valor de 0,17954 MPa y se presentó mayor deformación en la misma zona de #16 con un valor de 0,00010677.

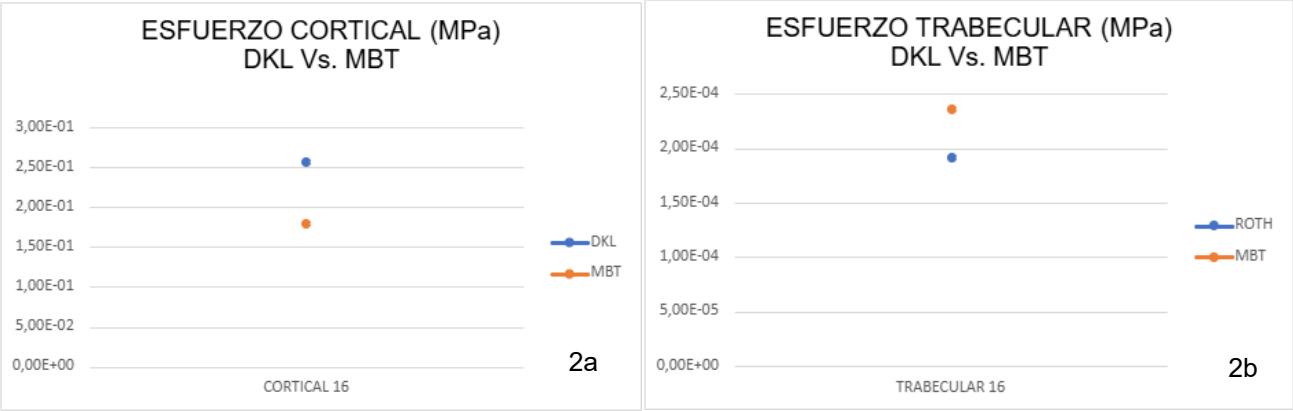


Figura 2. Esfuerzo de hueso cortical y trabecular en primer molar superior derecho.

2a. Esfuerzo de hueso cortical de primer molar superior derecho.

2b. Esfuerzo de hueso trabecular de primer molar superior derecho.

Rotaciones: En la tabla, se indican las rotaciones generadas durante el movimiento en los caninos en ambas técnicas, en MBT el #13 tuvo una rotación total de 0,00571 y en ROTH 0,002309 Siendo el diente #13 en la técnica MBT la que presento mayor rotación (Tabla 2).

Tabla 2. Rotación de canino en técnica MBT Y ROTH.

	MBT				DKL		
	13	12	11		13	12	11
ROT X	4,61E-03	4,98E-03	3,75E-03	ROT X	1,26E-03	-7,95E-04	4,24E-03
ROT Y	0,00E+00	-4,48E-03	3,83E-03	ROT Y	0,00E+00	1,22E-03	-8,33E-04
ROT Z	-3,37E-03	5,99E-03	-9,77E-03	ROT Z	-1,94E-03	3,32E-03	1,26E-03
TOT T	5,712E-03	8,986E-03	1,114E-02	TOT T	2,309E-03	3,630E-03	4,499E-03

2a

2b

Tabla 2a. Rotación de canino técnica MBT.

Tabla 2b. Rotación de canino Técnica Roth.

Inclinación dental: En comparación inclinación angular de los dientes anterosuperiores tras la activación de ambas técnicas ortodónticas MBT y DKL se observó una secuencia constante en la retro inclinación angular de los dientes anterosuperiores (del 11 al 16). Con la técnica MBT, el mayor ángulo final se observó en el diente #11 con 4,2837°, seguido por el diente #12

con 4,0179°, el #13 con 3,8979°, el #16 con 3,7152° y el #15 con 3,6852°. En comparación, con el sistema DKL, el diente #11 también presentó el mayor valor final con 4,1287°, seguido por el diente #12 con 3,9067°, el #13 con 3,5791°; el #15 con 3,3716° y el #16 con 3,6062°. No se observaron diferencias mayores a nivel de la inclinación de dientes anterosuperiores entre las dos técnicas.

En los valores iniciales (día 0), los ángulos variaron entre 0,6609° (#13 - DKL) y 1,0323° (#12 - DKL); mientras que en MBT estuvieron entre 0,6826° (13) y 0,8813° (16). Para el día 7, DKL mostró ángulos de entre 1,3387° (#15) y 1,8555° (#12), y MBT entre 1,2184° (#13) y 1,6398° (12). En el día 14, DKL presentó una media angular de 2,30°, mientras MBT fue superior, con una media de 2,51°. Para el día 28, la media de todos los dientes fue 3,92° con MBT y 3,72° con DKL. Ambas técnicas resultaron efectivas, la técnica MBT indujo una mayor retro inclinación angular promedio en todos los dientes analizados. Las diferencias fueron de 0,4 grados (Figura 3).

Figura 3. Inclinación angular de los dientes anterosuperiores.

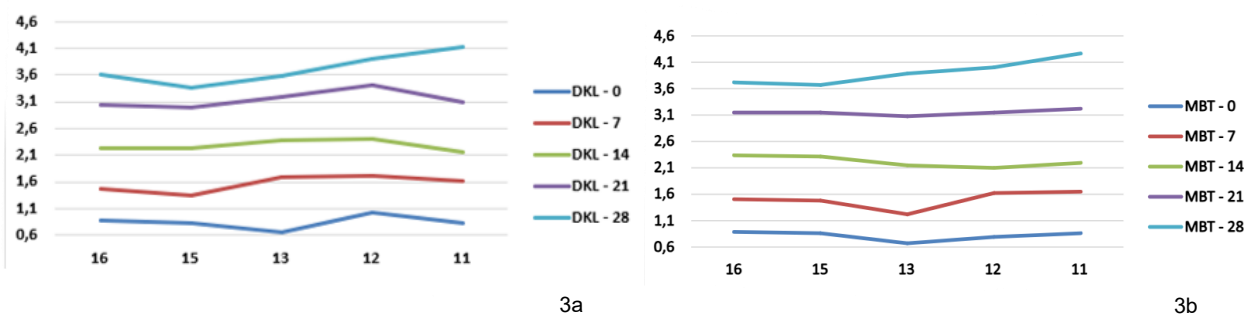


Figura 3. Inclinación angular de los dientes anterosuperiores.

3a Conjunto técnica ROTH – DKL a los 28 días.

3b Conjunto técnica MBT – Tiebacks a los 28 días.

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos mediante el método FEM en este estudio muestran que tanto el sistema MBT como el sistema ROTH generan efectos dentoalveolares relevantes durante la retracción en masa de los dientes anterosuperiores, aunque con comportamientos

biomecánicos diferentes que pueden influir en la selección clínica más apropiada según las necesidades individuales del paciente.

En relación con la inclinación de los incisivos superiores, ambos sistemas produjeron retro inclinación, siendo más descontrolada en MBT ($3,92^\circ$) frente a ROTH ($3,72^\circ$). Este hallazgo coincide con lo reportado por Cozzani et al. (2019), quienes demostraron que el sistema MBT presentaba el mayor grado de retro inclinación al ser comparado con Alexander, Gianelly y Roth, con desplazamiento palatino de la corona y vestibular de la raíz del incisivo central superior. Dicho comportamiento refleja una inclinación no controlada con mayor pérdida de torque en comparación con ROTH. Sin embargo, los valores no son directamente comparables, ya que Cozzani expresó la pérdida de torque como una relación ($1,47^\circ$ en MBT), donde un valor de 1 representa movimiento igual de corona y raíz, y valores superiores a 1 indican retro inclinación coronal más marcada ⁷.

al analizar la rotación canina, se encontró que fue mayor en MBT (0,00571) comparado con ROTH (0,002309), lo que indica un menor control rotacional en el sistema MBT. Este hallazgo coincide con lo descrito por Liu et al. (2021), quienes demostraron que la mecánica de DKL, al incrementar la relación momento/fuerza mediante preactivación, favorece movimientos más cercanos a la traslación y reduce la rotación indeseada de caninos durante la retracción ⁸. De hecho, Kumar et al. señalaron que una de las principales ventajas del DKL como técnica sin fricción es precisamente el mejor control del movimiento del canino ⁹.

La diferencia observada entre Roth y MBT podría explicarse por las variaciones en la prescripción de torque e inclinación de los caninos. MBT incorpora valores más altos de torque radicular en sectores anteriores, lo cual mejora el control de la inclinación, pero puede generar momentos adicionales que se manifiestan en rotación. En contraste, la prescripción Roth, con una expresión más conservadora de torque, parece ofrecer mayor control rotacional bajo las condiciones analizadas ⁹.

Al analizar los dientes #11, #12 y #13, se observaron variaciones individuales en sus inclinaciones vestíbulo-palatinas: Roth mostró valores de $4,1^\circ$; $3,9^\circ$ y $3,5^\circ$, mientras que MBT registró $4,2^\circ$; $4,0^\circ$ y $3,8^\circ$, respectivamente. Estas diferencias concuerdan con lo descrito por Reimann et al. (2007), quienes evidenciaron que cada diente responde de manera independiente a las fuerzas aplicadas, contradiciendo la existencia de un único centro de resistencia para el segmento anterior¹⁰. Investigaciones posteriores mediante FEM reforzaron

que la posición del centro de resistencia depende tanto del número de dientes incluidos en el segmento como de la morfología alveolar, lo que explica la respuesta individualizada de cada incisivo durante la retracción (Zhang et al., 2014; Viecilli et al., 2017) ^{11,12} lo cual concuerda con lo observado en el presente estudio estos hallazgos resaltan la importancia clínica de evaluar los efectos dentoalveolares de manera individual y no asumir un movimiento uniforme de todo el bloque anterior, incluso al utilizar arcos más rígidos en técnicas como Roth o MBT.

En la presente investigación se deben considerar algunas limitaciones importantes, el modelo FEM no reproduce completamente la complejidad anatómica, por lo que los resultados solo aplican a pacientes con características similares; además, nuestros hallazgos representan únicamente la respuesta inicial a la fuerza, sin considerar los cambios progresivos ni la remodelación tisular. Se evaluó un único tipo de anclaje, sin incluir alternativas como mini-implantes u otras técnicas ortodóncicas, y las diferencias entre dimensiones nominales y reales de brackets y alambres limitan la precisión del modelo.

CONCLUSIONES:

- El análisis FEM demostró que tanto MBT como ROTH son efectivos en el cierre de espacios con retracción anterior; MBT mostró mayor retro inclinación y rotación canina, mientras ROTH concentró esfuerzos en áreas corticales, diferencias que deben considerarse en la planificación clínica.
- Al evaluar las deformaciones y esfuerzos a nivel óseo cortical y trabecular se observó que La técnica ROTH concentró los mayores esfuerzos en hueso cortical mesial del primer molar superior, mientras MBT lo hizo en la furca a nivel trabecular; por ello, es esencial considerar la densidad ósea y controlar la activación para prevenir sobrecargas y pérdida ósea.
- Los resultados mostraron rotaciones en los caninos en ambas técnicas, siendo más marcada en MBT. El diente #13 presentó una rotación de $0,00571^{\circ}$ en MBT frente a $0,002309^{\circ}$ en ROTH. Esto sugiere que MBT genera una mayor tendencia a la rotación canina durante la retracción lo cual se debe tener en cuenta al momento de seleccionar la técnica de acuerdo con el caso clínico.

REFERENCIAS

1. Conley RS, Jernigan C. Soft Tissue Changes after Upper Premolar Extraction in Class II Camouflage Therapy. Vol. 76, Angle Orthodontist. 2006. 76(1):59-65
2. McLaughlin, Bennett, Trevisi. Ortodoncia-Mecanica Sistematizada del Tratamiento Ortodoncico. 2001;
3. Geron S, Shpack N, Kandos S, Davidovitch M, Vardimon AD. Anchorage Loss-A Multifactorial Response [Internet]. Vol. 73, Angle Orthodontist. 2003. Available from: <http://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article-pdf/73/6/730/1375876/0003-3219>
4. Kattner PF, Schneider BJ. Comparison of Roth appliance treatment results and standard edgewise. Angle Orthod. 1993;63(6):409-16
5. Ceylan I, Bü Lent Baydas ;, Bö Lü Kbası B. Longitudinal Cephalometric Changes in Incisor Position, Overjet, and Overbite Between 10 and 14 Years of Age [Internet]. Vol. 72, Angle Orthodontist. 2002. Available from: <http://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article-pdf/72/3/246/1378506/0003-3219>
6. Knop L, Gandini LG, Shintcovsk RL, Gandini MREAS. Scientific use of the finite element method in orthodontics. Dental Press J Orthod. 2015;20(2):119–25.
7. Cozzani M, Sadri D, Nucci L, Jamilian P, Pirhadirad AP, Jamilian A. The effect of Alexander, Gianelly, Roth, and MBT bracket systems on anterior retraction: a 3-dimensional finite element study. Clin Oral Investig. 2020 Mar 1;24(3):1351–7.
8. Liu J, Zhang D, Xu L, Cai S, Guo J, Chen J, et al. Mechanical force system of double key loop with finite element analysis. BMC Oral Health. 2021 Dec 1;21(1).
9. Kumar M, Goyal M. A review on double keyhole loop [Internet]. 2018. Available from: <https://www.researchgate.net/publication/348431549>
10. Reimann S, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. Eur J Orthod. 2007 Jun;29(3):219–24.

11. Jeong GM, Sung SJ, Lee KJ, Chun YS, Mo SS. Finite-element investigation of the center of resistance of the maxillary dentition. Korean J Orthod. 2009 Apr;39(2):83–94.
12. Jo AR, Mo SS, Lee KJ, Sung SJ, Chun YS. Finite-element analysis of the center of resistance of the mandibular dentition. Korean J Orthod. 2017;47(1):21–30.
13. Jain A, Prasantha GS, Mathew S, Sabrish S. Analysis of stress in periodontium associated with orthodontic tooth movement: a three dimensional finite element analysis. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2021;24(16):1841–53.

LISTADO DE FIGURAS

Figura 1. Modelamiento de geometrías.

LISTADO DE TABLAS

Tabla 1. Módulo de Young y coeficiente de Poisson por estructura.

Tabla 2. Rotación de canino en técnica MBT Y ROTH.

LISTADO DE GRÁFICAS

Gráfica 1 Esfuerzo de hueso cortical y trabecular en primer molar superior derecho.

Gráfica 2 Inclinación angular de los dientes anterosuperiores.