

Comportamiento biomecánico de un dispositivo de anclaje temporal con perforaciones múltiples y dobles, estudio de elementos finitos

Biomechanical behavior of a temporary anchorage device with multiple and double perforations, finite element study

Geinny Paola Parada Ortega. ¹, Liliana Jara López. ², Luz Andrea Velandia palacio. ³

1. Estudiante del posgrado de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar Institución Universitaria Colegios de Colombia- UNICOC, Bogotá Colombia, gparadao@unicoc.edu.co.

2. Especialización en Ortodoncia, Especialización en Docencia Universitaria. Docente Institución Universitaria Colegios de Colombia – UNICOC, Bogotá Colombia, ljara@unicoc.edu.co

3. 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 el comportamiento biomecánico de un DAT con múltiples y dobles perforaciones a través de simulaciones con estudio de elementos finitos

Métodos: Se analizaron dos dispositivos de anclaje temporal (DAT), uno con múltiples perforaciones y otro con doble perforación, mediante el método de elementos finitos (MEF). A partir de una tomografía seleccionada, se creó un modelo 3D craneofacial con huesos, dientes, ligamentos y aparatos ortodóncicos, usando 3D-Doctor y SolidWorks. El modelo fue analizado en ANSYS Workbench con cargas de 100 g, evaluando deformaciones y esfuerzos de Von Mises.

Resultados: El análisis por elementos finitos de cuatro modelos de DAT (C1-C4) mostró en posición vertical (C1 vs. C2): C1 (múltiples perforaciones) presentó diferencias en deformación en la unión ligadura-DAT, C2 (doble perforación) mostró mayores esfuerzos en el DAT y en las uniones ligadura-DAT y ligadura-tubo, en posición horizontal (C3 vs. C4) No hubo diferencias

en deformación. C4 (doble perforación horizontal) registró mayores esfuerzos en las uniones ligadura-DAT/tubo, mientras que C3 (múltiples perforaciones) presentó mayores esfuerzos en el DAT, en comportamiento óseo se observó tanto en deformación como en esfuerzos, las diferencias fueron mínimas en todos los modelos, sugiriendo un comportamiento óseo similar.

Conclusiones: La disposición horizontal del DAT mejora la biomecánica y optimiza el tratamiento ortodóntico. Además, el cabezal múltiple facilita la activación en zonas de difícil acceso.

Palabras claves: Anclaje esquelético temporal (TAD), Método de elementos finitos, Deformación elástica, Carga mecánica.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the biomechanical behavior of a TAD with multiple and double perforations through finite element simulations. **Methodology:** Two temporary anchorage devices (TADs), one with multiple perforations and the other with double perforations, were analyzed using the finite element method (FEM). A 3D craniofacial model with bones, teeth, ligaments, and orthodontic appliances was created from a selected tomography using 3D-Doctor and SolidWorks. The model was analyzed in ANSYS Workbench with 100g loads, evaluating deformations and von Mises stresses. **Results:** Finite element analysis of four TAD models (C1-C4) showed, in the upright position (C1 vs. C2), that C1 (multiple perforations) presented significant differences in deformation at the ligature-TAD junction. C2 (double perforation) showed higher stresses at the TAD and at the ligature-TAD and ligature-tube junctions in the horizontal position (C3 vs. C4). There were no significant differences in deformation. C4 (horizontal double perforation) showed higher stresses at the ligature-TAD/tube junctions, while C3 (multiple perforations) presented higher stresses at the TAD. Bone behavior was monitored for both deformation and stress; the differences were minimal in all models, suggesting similar bone behavior. **Conclusions:** The horizontal arrangement of the TAD improves biomechanics and optimizes orthodontic treatment. Furthermore, the multiple head facilitates activation in hard-to-reach areas.

Key words: Dental Implants, TAD, Finite Element Analysis, Stress, Mechanical.

INTRODUCCIÓN

En la práctica ortodóntica, el control del anclaje es fundamental para lograr movimientos efectivos que con el anclaje convencional no se pueden lograr. Según Robert Moyers ¹, uno de los principales desafíos ha sido la limitada colaboración del paciente con aditamentos tradicionales de anclaje, a pesar de la introducción del anclaje esquelético, particularmente a través del uso de mini implantes o dispositivos de anclaje temporal (DAT), ha revolucionado este aspecto del tratamiento. Los DAT permiten manejar los movimientos dentales de manera más predecible y controlada, sin depender de la cooperación del paciente, ofreciendo un anclaje absoluto y evitando movimientos indeseados según la tercera ley de Newton. Este avance tecnológico en ortodoncia ha proporcionado una solución eficaz demostrando mejor control y estabilidad y en consecuencia tratamientos ortodónticos con mejores resultados¹.

Los DAT, permiten numerosas aplicaciones clínicas, ya que proveen un anclaje absoluto, entre estas indicaciones se encuentra: verticalización de molares, intrusión del sector anterior, mesialización de molares, retracción de caninos, tracciones de dientes incluidos, anclaje, cierre de espacios, corrección de mordidas abiertas, líneas medias, planos oclusales entre otras ^{1,2}. Sin embargo, a pesar de las ventajas descritas, en diversos estudios se han reportado limitaciones que involucran generalmente problemas relacionados con el tipo de hueso donde se inserta o el diseño de los DAT, aunque se ha publicado un índice de éxito con un rango de 80 al 100% dependiendo de su ubicación y tipo de DAT³, los fracasos principalmente en estabilidad del DAT se presentan debido a su forma geométrica especialmente la cabeza; ha experimentado avances significativos que han permitido mejorar sus diseños, especialmente en la porción coronal con el fin de optimizar su función y adaptarse mejor a las necesidades clínicas^{2 4}

Existen actualmente diferentes cabezas de DAT, incluidas pequeñas, alargadas, perforadas, redondas, con ranuras o ganchos. Sin embargo, no todas se ajustan de manera óptima para su activación. Pocos estudios examinan cómo interactúan biomecánicamente las cabezas bajo diferentes cargas, lo que es importante para mejorar su uso clínico ⁵

El método de elementos finitos (MEF) es una técnica matemática que utiliza la modelación computacional de estructuras geoméricamente complejas para analizar deformaciones y esfuerzos. MEF se ha convertido en una herramienta valiosa para los ortodoncistas, ya que permite evaluar la distribución y trayectoria de los esfuerzos, explicando cómo afectan el

comportamiento biológico y los resultados clínicos. El método más avanzado y confiable para estudiar estas respuestas es el análisis de elementos finitos, que permite una detección precisa de tensiones y movimientos y es actualmente el método de simulación más utilizado, dando la oportunidad de evaluar comportamiento clínico de los DAT con diferentes diseños, aunque existen numerosos estudios con MEF sobre DAT las investigaciones que se centran específicamente en el diseño de las cabezas son pocas, Çıklaçandır et al ⁶ publicó resultados de estudios sobre cinco diferente diseños de cabeza donde concluyó que el menor estrés se presentó en el diseño de cabeza en forma de bracket mientras que el diseño con una perforación se encontró dentro de los que presentaban mayor estrés a la carga, de manera similar el estudio de Choi et al ⁷, evaluó el uso de diferentes posiciones de perforación en el diseño de las cabezas sugiriendo que la posición excéntrica de las perforaciones mejoraba el desempeño clínico por su efecto anti rotacional. Dado que los estudios parecen indicar un papel importante de las perforaciones sobre los diseños de las cabezas de los DAT, el objetivo del presente estudio es evaluar el comportamiento biomecánico de un DAT de múltiples y dobles perforaciones a través de simulaciones con estudio de elementos finitos.

MÉTODO

Este estudio computacional se basó en modelos MEF desarrollados a partir de tomografía de haz cónico (CBCT) de los registros de historia clínica del posgrado de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar de la Institución Colegios de Colombia (UNICOC), sede Bogotá Centro. El protocolo fue aprobado por el Comité de Ética de la institución y se ajustó a los principios de la Declaración de Helsinki (2013). Los datos clínicos utilizados para la construcción del modelo fueron anonimizados previo al análisis.

El modelamiento para MEF se divide en tres fases: preprocesamiento, resolución automática de ecuaciones, y posprocesamiento. La primera fase, el procesamiento, inicia con la selección de la tomografía del paciente para su uso en el modelado. A partir de esta, se genera el modelo de elementos finitos del complejo craneofacial. Posteriormente, se realiza la reconstrucción en 3D de los dispositivos de anclaje temporal (DAT) con múltiples perforaciones y del DAT con doble perforación. La reconstrucción de las estructuras anatómicas, incluyendo ligamentos, piezas dentales, hueso cortical, hueso trabecular y ligamentos, se lleva a cabo utilizando el software 3D-Doctor, para luego ser procesada en SolidWorks.

Los dos tipos de DAT se insertaron en dos posiciones diferentes: la primera en el sentido ocluso gingival (posición vertical) y la segunda en el sentido vestíbulo lingual (posición horizontal) y luego se realizaron fotos de los brackets Mbt slot 0,22 *0,28, tubos, ligadura y el arco 0,17 *0,25 y se reconstruyó por medio de dibujos en el programa SOLIDWORKS, se determinaron las alturas correspondientes para el cementado de los brackets previa supervisión del evaluador una vez aprobado, el modelo se transfirió al programa ANSYS Workbench para su análisis.

A continuación, se modelaron y ensamblaron los brackets, arcos, tubos, auxiliar del hook y se realizó el posicionamiento del sistema elástico y del hook auxiliar en el DAT. En SolidWorks, se realizó el ensamblaje de todos estos elementos junto con la tomografía, asegurando la correcta disposición y orientación de cada pieza.

Posteriormente, los datos del modelo fueron transferidos a ANSYS Workbench, donde se definieron las propiedades de los materiales (Tabla 1), las condiciones de frontera, la magnitud y se aplicaron cargas de 100 gr simulando el movimiento ortodóntico. Además, se llevó a cabo la discretización del modelo para su análisis.

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

Estructura	Módulo Young	de	Coeficiente Poisson	de
Diente	20,300		0,30	
Ligamento Periodontal	0,71		0,40	
Hueso cortical	13,700		0,26	
Hueso trabéculado	1,370		0,30	
Arco Acero inoxidable	190 a 210 GPa.		0, 27 a 0,0	
Brackets MBT	190 a 210 GPa		0,27 a 0,30	
Ligadura metálica			0,3	
Acero inoxidable	210,000		0,30	
Esmalte	84,120(N/mm2)		0,33	

En la segunda fase, se resolvieron las ecuaciones algebraicas automáticamente con la ayuda del ANSYS WORKBENCH. la última etapa del programa incluyó el análisis de la deformaciones y esfuerzos de Von mises y se realizó la recolección y tabulación de los datos. En la tercera fase se configuró la carga y se procedió a la interpretación de los resultados.

RESULTADOS

Se realizó un análisis comparativo de la deformación y los esfuerzos entre un DAT con múltiples perforaciones y un DAT de dos perforaciones por medio de MEF en los conjuntos C1, C2, C3, C4. (Tabla 2)

Tabla 2. Modelos de DAT según perforación y orientación.

MODELO 1		MODELO 2	
C1	C2	C3	C4
Múltiples perforaciones en sentido ocluso- gingival posición vertical.	Doble perforación en sentido ocluso- gingival posición vertical.	Múltiples perforaciones en sentido vestibulo lingual, posición horizontal.	Doble perforación en sentido vestibulo lingual, posición horizontal.

En el análisis de la deformación para los modelos C1 y C2, se determinó que, en el modelo C2, el DAT con doble perforación en sentido vertical presentó una mayor deformación en el DAT y el tubo, en comparación con C1. Sin embargo, las diferencias observadas entre los dos diseños no fueron relevantes. En contraste, el modelo C1, con perforaciones múltiples en posición vertical, presenta mayores deformaciones en la unión de la ligadura con el tubo en comparación con C2. Sin embargo, las diferencias observadas no fueron relevantes, excepto en la unión de la ligadura con el DAT en C1, donde se observa una deformación considerable. (Tabla 3)

Tabla 3. a. Valores de Deformación (mm) y Esfuerzo (MPa) en los Modelos Evaluados,
b. Valores de deformación (mm) y esfuerzos (MPa) ósea en hueso cortical y trabecular.

a

DEFORMACIÓN (mm)					ESFUERZOS (MPa)				
	C1	C2	C3	C4		C1	C2	C3	C4
DAT	1,40E-04	1,97E-04	3,35E-04	3,40E-04	DAT	62,63	125,02	99,086	54,132
UNIÓN DE LIGADURA CON EL DAT	6,91E-03	2,84E-02	3,10E-03	3,78E-03	UNIÓN DE LIGADURA CON EL DAT	129,87	195,17	120,39	134,1
TUBO	7,59E-02	7,60E-02	3,09E-02	2,90E-02	TUBO	136,52	134,63	64,885	60,553
UNIÓN DE LA LIGADURA CON EL TUBO	9,49E-02	9,43E-02	3,79E-02	3,64E-02	UNIÓN DE LA LIGADURA CON EL TUBO	272,48	321,56	99,467	118,2

b

DEFORMACIÓN (mm)			ESFUERZOS (MPa)		
CONJUNTOS	CORTICAL	TRABECULAR	CONJUNTOS	CORTICAL	TRABECULAR
C1	5,46E-05	6,12E-05	C1	0,81075	0,059203
C2	5,86E-05	5,69E-05	C2	0,77941	0,056772
C3	9,43E-05	6,34E-05	C3	2,3048	0,08052
C4	9,04E-05	5,94E-05	C4	1,841	0,07312

El análisis comparativo de las deformaciones entre los modelos C3 y C4 en posición horizontal determino que el modelo C3, con Múltiples perforaciones posición horizontal, presentó mayor deformación en la unión de la ligadura con el tubo y el tubo, mientras que el modelo C4 registró mayores deformaciones en el DAT y la unión de la ligadura con el DAT. Sin embargo, las diferencias no fueron relevantes en las zonas evaluadas, lo que indica que ambos diseños tienen un comportamiento similar: (Tabla 3)

El análisis comparativo de los esfuerzos entre los modelos C1 y C2 determinó que el modelo C2, DAT con doble perforación en posición vertical, presentó mayores esfuerzos en el DAT, en la unión de la ligadura con el DAT y en la unión de la ligadura con el tubo, en comparación con el modelo C1, DAT con múltiples perforaciones en la misma dirección, mostrando diferencias relevantes, sin embargo, a nivel del tubo, no se observarán diferencias.(Tabla 3)

El análisis comparativo de los esfuerzos entre los modelos C3 y C4 determinó que el modelo C4, DAT con doble perforación en sentido horizontal, presentó mayores esfuerzos en la unión

de la ligadura con el DAT y en la unión de la ligadura con el tubo, en comparación a C3. Mientras que el modelo C3, DAT con múltiples perforaciones en el mismo sentido, presentó mayores esfuerzos en el DAT en comparación a C4. a nivel del tubo, no se observaron diferencias (Tabla3).

En el análisis de deformación a nivel óseo tanto para el hueso cortical como trabecular, la comparación entre los modelos C1 y C2 determinó que el modelo C2, con doble perforación en sentido vertical, mostró mayor deformación en el hueso cortical y menor deformación en el hueso trabecular. Sin embargo, estas diferencias no fueron relevantes, indicando un comportamiento similar (Tabla 3).

El análisis de deformación a nivel óseo tanto en el hueso cortical y trabecular entre los modelos C3 y C4 determinó que el modelo C3, DAT con múltiples perforaciones en sentido horizontal, presentó mayor deformación en ambos tipos de hueso en comparación con el modelo C4, con doble perforación en sentido horizontal, las diferencias son mínimas, indicando un comportamiento similar (Tabla 3).

Los esfuerzos a nivel óseo, tanto en el hueso cortical como en el trabecular, se observó que los esfuerzos en el modelo C2 fueron menores en comparación con el modelo C1. Asimismo, en el modelo C4, los esfuerzos en el hueso trabecular y cortical resultaron menores en comparación con el modelo C3. Las diferencias fueron mínimas sugiriendo un comportamiento similar de los cuatro conjuntos C1, C2, C3, C4 (Tabla 3).

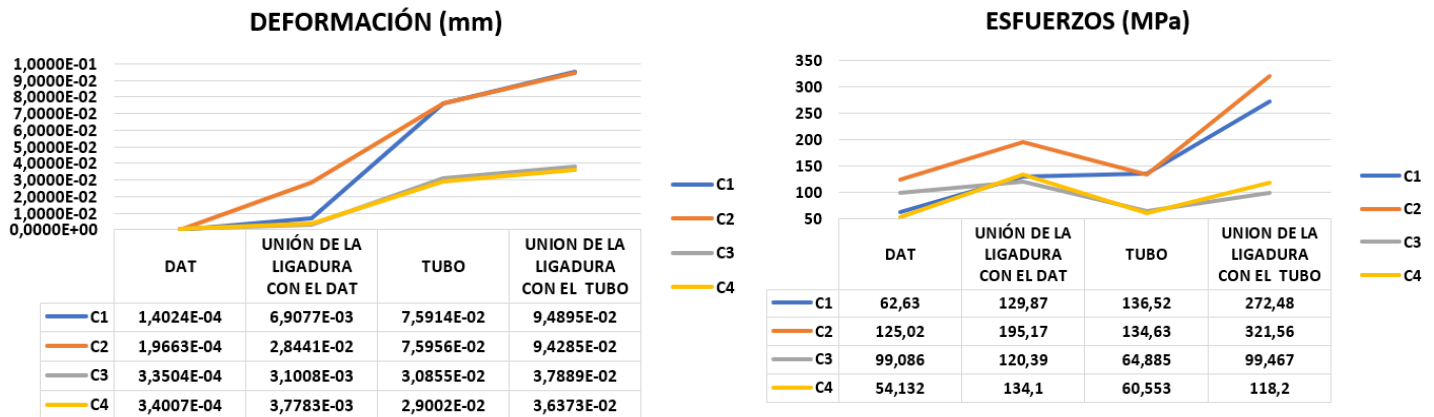
DISCUSIÓN

Comparativamente los autores Arquib et al ⁸ y Miyawaki S et al ⁹ hacen referencia al éxito de los DAT indicando que varían según su ubicación. La región interradicular maxilar y mandibular es un sitio frecuente para su colocación debido a la facilidad para la aplicación de fuerzas ortodóncicas. Sin embargo, los DAT ubicados en la zona posterior presentan un índice de fracaso elevado, que oscila entre el 20 % y el 29 %, en esta zona específica. Diversos factores pueden afectar el éxito del DAT en esta zona posterior, como el grosor de las tablas óseas, la inflamación de los tejidos periimplantarios y las características de las estructuras óseas, aumentando significativamente la probabilidad de fracaso ^{8 9}

En este estudio, se implementó un sistema coordinado de fuerzas de 100 gramos para todas las simulaciones, replicando la carga óptima para aplicar fuerzas ortodóncicas con dispositivos de anclaje temporal. Esta elección está respaldada por un estudio realizado por Giraldo et al¹⁰ en el que las fuerzas óptimas para el anclaje esquelético deben estar entre 50 y 200 gramos. Para ello, desarrollaron un modelo matemático que simula el remodelado óseo bajo estímulos mecánicos, permitiendo determinar las curvas de esfuerzo crítico que pueden provocar reabsorción ósea y confirmando que dicho rango de fuerzas es el más adecuado ¹⁰

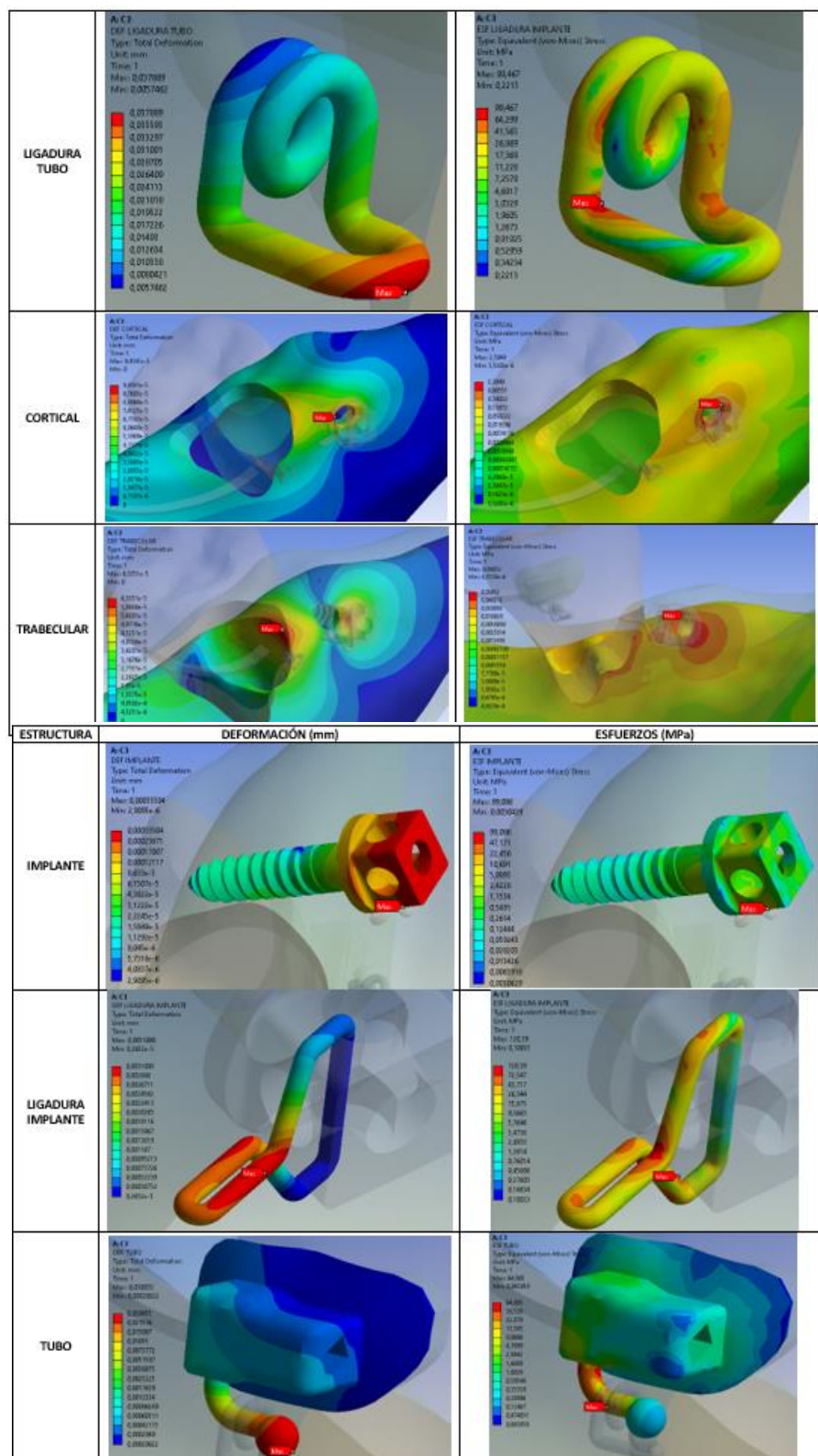
El análisis comparativo entre los modelos C2, C3 y C4 en cuanto a la mayor deformación de la ligadura sugirió un comportamiento similar (figura 1) excepto en el modelo C1, con múltiples perforaciones en posición vertical, puesto que presentó mayor deformación en la zona de la unión de la ligadura con el DAT. Esto coincide con respecto a la deformación de la ligadura en la investigación realizada por Jara et al ¹¹ donde se observó un punto de quiebre en la ligadura metálica alcanzando su punto de ruptura a 7,639 gramos (74N), lo que la hace más susceptible a fracaso en la zona de la unión de la ligadura con el DAT, estos hallazgos resaltan la importancia de la geometría de la cabeza y la posición del DAT.

Figura 1 .Deformación (mm) y esfuerzo (Mpa) a nivel del DAT, unión de la ligadura con el DAT, tubo, Unión de la ligadura con el tubo.



El análisis comparativo de los esfuerzos entre los modelos C1, C2 y C3, C4 revela diferencias (Figura 1) . El modelo C2, con doble perforación posición vertical, presentó mayores esfuerzos que C1. De manera similar el modelo C4, DAT con doble perforación en posición horizontal presentó mayores esfuerzos que C3, DAT con múltiples perforaciones en posición horizontal, Esto sugiere que los modelo C2 de doble perforación vertical y C4 de doble perforación horizontal podrían tener un mayor riesgo de fallos y una mayor probabilidad de fracturas. La anterior diferencia esta posiblemente relacionada con variaciones en la geometría de la cabeza del DAT, ya que se comportaron mejor los DAT de múltiples perforaciones (Figura 2). ; Samet et al ⁶ en su investigación, analizaron mediante MEF cinco diseños de cabezas de DAT: cruz, hongo, botón, Bracket y con agujero observando resultados del análisis de esfuerzos mostraron que los DAT con cabeza en forma de botón presentaban los esfuerzos más altos, mientras que los esfuerzos más bajos se observaban en las cabezas con forma de bracket. Por lo tanto, la geometría y el área de contacto influyen en la distribución de tensiones. Las cabezas con diseños con botón concentran tensiones en áreas pequeñas, aumentando el riesgo de esfuerzo y fallos. En contraste, las cabezas más amplias, como las de forma de bracket, distribuyen mejor las tensiones, disminuyendo la probabilidad de fallos ⁶

Figura 2. DAT de múltiples perforaciones en posición horizontal



Por otro lado, Choi , et al. En el 2021⁷, realizaron un estudio de MEF con el propósito de analizar la posición del orificio de la cabeza del DAT, uno con orificio ubicado de manera céntrica y otro con orificio en posición excéntrica, dando como resultado que la posición excéntrica daba mejores resultados demostrando que la geometría de la cabeza del DAT influye en su activación y resistencia, confirmando la importancia de los diferentes diseños de cabezas de DAT.

La distribución de la deformación en C1 y C2, C3 y C4 (Tabla 3) en el hueso cortical y trabecular no muestran diferencias entre los DAT lo cual sugiere que el comportamiento de ambos modelos es similar tanto el de múltiples perforaciones como el de doble perforación.

La distribución de los esfuerzos en el hueso cortical y trabecular (Tabla 3) no muestran diferencias entre los DAT con doble y múltiple perforación.

Aunque no se observaron grandes diferencias entre los dos modelos, se evidenció una leve deformación más alta entre C2 y C3 en el hueso cortical, aunque mínima esto podría deberse a la mayor densidad ósea. Esta característica puede generar mayores tensiones, aumentando el riesgo de microfracturas si las fuerzas aplicadas son excesivas. Benissa et al ¹² respalda esta afirmación en donde refiere que la alta concentración de tensiones en el hueso cortical se debe a la diferencia en el módulo de elasticidad. El hueso trabecular es menos denso absorbe mejor las cargas por su estructura esponjosa puede ser más beneficioso en términos de evitar desgastes del hueso cortical. Esto puede indicar la importancia de considerar la orientación del DAT al momento de planificar su colocación, ya que una orientación inadecuada podría concentrar las cargas en áreas críticas del hueso, afectando la estabilidad del DAT y la integridad ósea a largo plazo. Se recomienda realizar un estudio comparativo entre un DAT de doble perforación y uno de múltiples perforaciones en áreas de difícil acceso.

CONCLUSIONES

El análisis comparativo entre los modelos en posición horizontal los modelos en posición vertical evidencia que la disposición horizontal del DAT presenta un comportamiento biomecánico más favorable (Tabla 2). Esta posición mejora la distribución de las fuerzas aplicadas, reduciendo los esfuerzos en comparación con la disposición vertical. Por lo tanto, la posición horizontal del DAT debe considerarse como un factor importante en el diseño y aplicación clínica para optimizar la respuesta biomecánica y la eficacia del tratamiento ortodóntico.

El diseño de cabeza múltiple por su geometría en comparación con el de doble perforación y su comportamiento biomecánico, sugiere una optimización en momento de la activación en zonas de difícil acceso por su facilidad en la inserción de la ligadura sin necesidad de tener una visión directa.

AGRADECIMIENTOS

El autor agradece a la universidad colegios de Colombia UNICOC, por su colaboración y a las doctoras Liliana Jara , Luz Andrea Velandia, al Doctor Bernardo Rojas, al ingeniero Ricardo Ríos. En primer lugar, quiero agradecer a Dios por brindarme la oportunidad de estar aquí hoy, así como por concedernos salud, sabiduría y entendimiento para alcanzar esta importante meta en mi vida, tanto a nivel profesional como personal, a mi familia, por su perseverancia y coraje al acompañarme en este camino, por la confianza, paciencia y cariño que me han brindado diariamente, motivándome a dar lo mejor de mi sin restricciones. A mis maestros por su paciencia y vocación durante nuestro proceso de aprendizaje, a la Dra. Liliana Jara por su apoyo, acompañamiento y motivación a la Dra. Luz Andrea Velandia por su instrucción continua y acompañamiento para el desarrollo efectivo de este trabajo de investigación, quiero agradecer al Dr. Bernardo Rojas por su valiosa colaboración en este trabajo, al facilitar los dispositivos de anclaje temporales (DAT) necesarios para el desarrollo de la investigación. también al Ingeniero Ricardo Ríos, por su amabilidad y disposición para el modelamiento de los dispositivos de anclaje temporal y guiarme en este proceso y a la Institución Universitaria Colegios de Colombia (UNICOC). por darnos la oportunidad de formarnos como especialistas y por brindarnos las herramientas para la realización de esta tesis.

CONFLICTOS DE INTERES

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

FINANCIACIÓN

Esta investigación no recibió financiación externa.

REFERENCIAS

1. Vital Benavides O, Cruz S, Chang P. Microimplantes, una nueva opción en el tratamiento de ortodoncia. *Odontol Vital*. 2016;63:45-52.
2. Rivas Pérez G, Pérez M. Scientific and technical advances in orthodontics and its social impact. *J Clin Orthod*. 2020;54(3):178-189.
3. Lai TT, Chen MH. Factors affecting the clinical success of orthodontic anchorage: Experience with 266 temporary anchorage devices. *J Dent Sci*. 2014;9(1):49-55. doi:10.1016/j.jds.2013.04.005
4. Nosouhian S, Razavi M, Badrian H, et al. A mini-review on the effect of mini-implants on contemporary orthodontic science. *J Int Oral Health*. 2015;7(1):32-38.
5. Castro A. Comportamiento biomecánico de dos tipos de mini-implantes en el shelf mandibular: análisis de elementos finitos [Tesis]. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia; 2018. 95 p.
6. Çıklaçandır S, Kara GG, İşler Y. Investigation of different miniscrew head designs by finite element analysis. *Turk J Orthod*. 2024;37(1):98-103. doi:10.5152/TurkJOrthod.2024.23132
7. Choi JY, Kim MJ, Kim SH, et al. Effect of different head hole position on the rotational resistance and stability of orthodontic miniscrews: A three-dimensional finite element study. *Sensors*. 2021;21(11):3871. doi:10.3390/s21113749
8. Arqub SA, Gandhi V, Mehta S, et al. Survival estimates and risk factors for failure of palatal and buccal mini-implants. *Angle Orthod*. 2021;91(6):756-763. doi:10.2319/012421-72.1
9. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, et al. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003;124(4):373-378. doi:10.1016/S0889-5406(03)00565-1
10. Giraldo VE, Valencia MJ, Vargas MS, et al. Comparación entre dos tipos de mini-implantes, en maxilar inferior, por medio de análisis de elementos finitos. *J Odontol Coleg*. 2010;12(2):45-52.

11. Jara L, Rojas G, López T, et al. Comparison of the mechanical retention of traction force in two designs of orthodontic miniscrews. *J Odontol Coleg*. 2012;14(1):32-40. Available from: <https://www.journalodontocolegial.org/article/12345>
12. Benaissa A, Merdji A, Bendjaballah MZ, et al. Stress influence on orthodontic system components under simulated treatment loadings. *Comput Methods Programs Biomed*. 2020;195:105536. doi:10.1016/j.cmpb.2020.105536

LISTADO DE FIGURAS

Figura 1. Deformación (mm) y esfuerzo (Mpa) a nivel del DAT, unión de la ligadura con el DAT, tubo, Unión de la ligadura con el tubo.

Figura 2. DAT de múltiples perforaciones en posición horizontal.