

EVALUACIÓN DE ESFUERZOS Y DESPLAZAMIENTOS DEL CANINO SUPERIOR AL APLICAR UNA FUERZA CON BRAZO DE PODER MEDIANTE MODELO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)

*Pacheco D

** Torres E. Vargas C. Fuentes W. Ricardo M

*** Parra D

RESUMEN

OBJETIVO: Evaluar la distribución de esfuerzos y desplazamientos del canino superior derecho, bajo la acción de una fuerza aplicada con un brazo de poder, analizando los efectos en el centro de resistencia, mediante modelo de elementos finitos (MEF). **MÉTODO:** Estudio experimental por simulación con elementos finitos, donde se utilizó como unidad de análisis la distribución de esfuerzos y desplazamientos, al realizar una mecánica de retracción sobre un canino superior derecho (13), con un brazo de poder a diferentes alturas (0 y 7mm) y un alambre de acero inoxidable 0.019x0.025, por medio de una tomografía que abarque los siguientes criterios de inclusión: formación radicular completa, ápice cerrado, morfología y longitud radicular adecuadas, sin enfermedad periodontal ni compromiso sistémico. **RESULTADOS:** Sin brazo de poder hubo un desplazamiento coronal hacia distal sin cambios en la posición radicular. En la simulación con brazo de poder (10° - 12°) se encontró que existe un menor desplazamiento coronal, pero se evidencia un movimiento apical hacia distal. En la simulación con brazo de poder (0° - 12°) se observó un movimiento de traslación. **CONCLUSIONES:** De acuerdo a este estudio, se generaron movimientos de inclinación secundarios, asociado al uso inadecuado del vector de fuerza, prolongando así el tiempo de tratamiento ortodóntico durante el cierre de espacios. Para lograr impactar el centro de resistencia y obtener un movimiento de traslación, se requiere tener en cuenta factores como la longitud del brazo de poder, determinada por la medida real del diente a tratar y el vector de fuerza aplicado.

Palabras clave: Canino, esfuerzos, desplazamientos, centro de resistencia, acero inoxidable, brazo de poder, análisis de elementos finitos.

ABSTRACT

OBJECTIVE: To evaluate the distribution of forces and displacements of the right upper canine, under the action of a force applied with a power arm, by analyzing the effects in the resistance center using a finite element model (MEF). **METHODS:** Experimental simulation with finite elements, where the distribution of stress and displacement was used as a unit of analysis, by performing a retraction mechanism on a right upper canine (13), with a power arm at different heights (0 and 7mm) and a 0.019x0.025 stainless steel wire, using a tomography that includes the following inclusion criteria: complete root formation, closed apex, adequate morphology and root length, without periodontal disease and systemic compromise. **RESULTS:** Without power arm there was a distal coronal displacement without changes in root position. In the simulation with power arm (10° - 12°) it was found that there is less coronal displacement, but an apical to distal movement is evident. In the simulation with power arm (0° - 12°) a translation movement was observed. **CONCLUSIONS:** According to this study, secondary inclination movements were generated, associated with the inadequate use of the force vector, thus prolonging orthodontic treatment time during space closure. In order to achieve impact of the center of resistance and to obtain a translation movement, it is necessary to take into account factors such as the length of the power arm, determined by the actual measurement of the tooth to be treated and the applied force vector. **Key words:** Canine, stress, displacement, center of resistance, stainless steel, power arm, finite element analysis

* Asesor Científico, Odontóloga, Especialista en Ortodoncia, Especialista en Docencia universitaria

** Residentes V Semestre Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

*** Asesor Metodológico, Odontóloga, Especialista en Epidemiología

INTRODUCCIÓN

Uno de los movimientos dentales más comunes en ortodoncia luego de realizar las extracciones de primeros premolares, es la retracción canina. El tratamiento de ortodoncia se divide en tres fases: alineación y nivelación, cierre de espacios y finalización^{1,22}. La fase de cierre de espacios en algunos casos puede ser en una fase o en masa (retracción de los seis dientes anteriores) o en dos fases, la primera para hacer la retracción de los caninos y la segunda para retraer los cuatro anteriores. En la literatura, esto indica que se realiza un movimiento dental distal de cuerpo que no es fácil de lograr. Para conseguir este desplazamiento es necesario que la resultante del sistema de fuerzas pase a través del centro de resistencia (CR) del diente, definido como "el punto a través del cual debe pasar una fuerza aplicada para mover un objeto libre en forma lineal, sin rotación alguna." ^{1,10,12}

El brazo de poder es un aditamento que permite que la resultante de la carga aplicada se aproxime al CR, obteniendo así el movimiento dental de traslación, el cual es considerado como ideal en casos donde se requiere el cierre de espacios post exodoncia de primeros premolares en ortodoncia de forma rápida y estable^{2,5,7}, previniendo la inclinación coronal del canino hacia distal e impidiendo la distribución inadecuada de fuerzas durante la función^{3,6}. Su

longitud está determinada por la medida radicular ^{4,11}.

Es importante que una vez lograda la alineación y nivelación esta se mantenga durante todo el tratamiento para no incurrir en tiempos adicionales terapéuticos, y asegurar el cierre del espacio con una inclinación dental adecuada.

El método de Elementos Finitos (MEF), el cual es presentado como un análisis numérico, ha sido una técnica usualmente utilizada para analizar esfuerzos y desplazamientos en sistemas biológicos^{8-9,13}.

Debido a la dificultad de realizar las simulaciones biomecánicas y sobretodo la cuantificación de este tipo de situaciones biológicas, es preciso valerse de un modelo que permita calcular y brindar aportes a la hora de tomar decisiones clínicas de importancia. Bourahel, construyó un modelo numérico para simular diferentes clases de movimientos ortodónticos. Schneider también desarrolló un modelo para simular el movimiento ortodóntico a largo plazo⁸. Actualmente, la geometría, morfología y las propiedades físicas de los diferentes constituyentes de los tejidos dentales y alveolares tienen influencias sobre la distribución de esfuerzos y desplazamientos, los cuales son importantes a la hora de realizar la simulación del movimiento dental.

Por lo tanto, el objetivo de este estudio es evaluar la distribución de esfuerzos y desplazamientos del canino superior, bajo la acción de una fuerza aplicada con un brazo de poder, analizando los efectos en el centro de resistencia, mediante MEF.

MATERIALES Y MÉTODOS

El diseño utilizado para el desarrollo de esta investigación fue experimental por medio de simulación con elementos finitos, utilizando una tomografía realizada por un escáner de micro-TC de imágenes múltiples (3DX, J. Morita, Kyoto, Japón). Dentro de los criterios de inclusión se tuvo en cuenta la tomografía de un paciente que cumple con las siguientes condiciones: erupción completa de canino superior derecho, clínicamente sano, sin enfermedad periodontal, formación radicular completa y ápice cerrado, morfología y longitud radicular adecuada, paciente sin compromiso sistémico. En los criterios de exclusión se encuentran tomografía de paciente con previo tratamiento ortodóntico, paciente menor de edad.

Las imágenes CT se guardaron como datos DICOM (imagen digital y comunicación en medicina) y se exportaron al software de procesamiento y edición de imágenes en 3D (Mimics 10.02, Materialize Software, Leuven, Bélgica) en formato STL. El modelo sólido 3D fue creado y convertido al modelo de elementos finitos 3D (MEF) mediante

el uso de software ANSYS en sus fases de pre procesamiento, procesamiento y post procesamiento. Las imágenes tomográficas se utilizaron para realizar el modelamiento del cuadrante superior derecho, de donde se seleccionó el segmento de lateral, canino y hueso alveolar (hueso esponjoso y cortical).

Las imágenes TC consistieron en secciones transversales, con un intervalo de 0,5 mm. Las formas geométricas del canino y lateral superior derecho y hueso alveolar fueron reconstruidas por MIMICS (Materialize, Leuven, Bélgica) para obtener un archivo STL. Se importa al software RAPID FORM para convertir los archivos STL a archivos sólidos con extensión para X_T (sólido), posteriormente se importan al SOLID WORKS para ensamblar el conjunto de estructuras.

El ligamento periodontal con un espesor uniforme de 0.25 mm alrededor de la raíz del diente, los brackets standard con slot 0.022 x 0.028 y el arco de acero inoxidable de calibre 0.019 x 0.025 fueron creados a partir del programa SOLIDWORKS. El modelo de elementos finitos fue construido en ANSYS Workbench (Swanson Analysis System).

Las propiedades mecánicas del diente, hueso cortical y esponjoso, ligamento periodontal, bracket, brazo de poder y alambre se asumieron

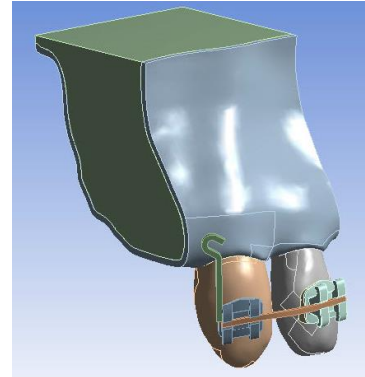
como materiales isotrópicos y linealmente elásticos.



En el estudio se realizaron 3 simulaciones diferentes, la primera a una altura de 0mm y la segunda y tercera a 7mm a partir del slot, aplicando una fuerza de 100gr¹⁸ para las 3 simulaciones, las dos primeras con un ángulo de 12° en el plano axial y de 10° en el plano sagital sobre el canino y la tercera con una angulación axial de 12° y sagital de 0°, con el fin de evaluar los esfuerzos y desplazamientos que se presenten durante el movimiento.

El modelo sin brazo de poder conto con 369415 elementos tetraédricos y 561890 nodos, mientras que el

modelo con brazo de poder conto con 246607 elementos y 389310 nodos.



El brazo de poder fue diseñado con una longitud de 7mm a partir de una extensión del hook del bracket del canino, considerándose como un dispositivo sencillo y eficaz, utilizado generalmente para cierre de espacios¹⁴. La longitud del brazo de poder (BP) fue determinada por el tamaño total del canino.

RESULTADOS

Según el modelamiento conseguido mediante el programa ANSYS 16.0, cuando se realizaron las simulaciones con y sin brazo de poder, utilizando la cantidad de fuerza previa establecida, se obtuvo los siguientes resultados teniendo en cuenta las variables esfuerzo y desplazamiento:

Esfuerzos sin brazo de poder:

El tiempo de simulación para éste modelo fue de una hora.

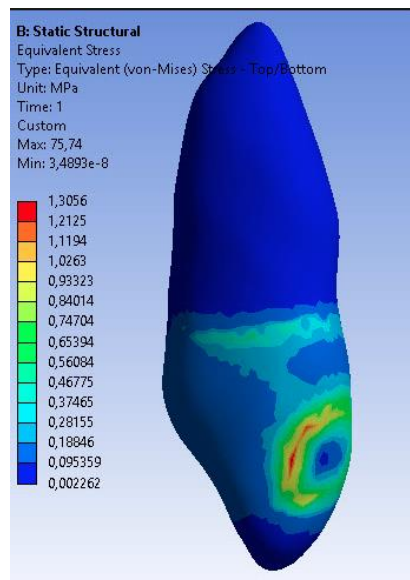
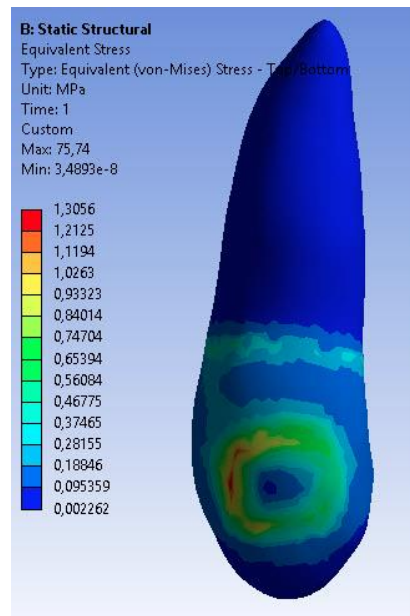
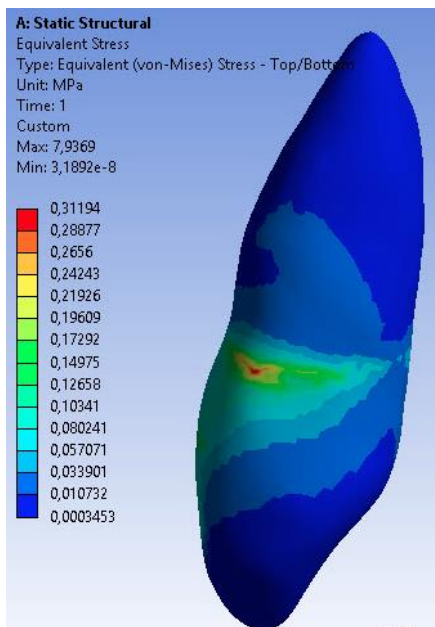
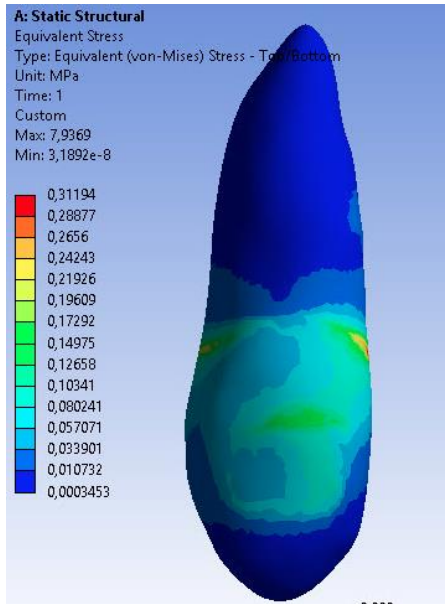
Para la variable esfuerzos, desde una vista frontal y lateral se encontraron

rangos de 0.0003453 hasta 0.31194 MPa, se observó que la zona de mayor concentración de fuerza del canino se ubicó hacia mesial del tercio cervical de la corona clínica.

Esfuerzos con brazo de poder (angulaciones 10° y 12° sagital y axial respectivamente):

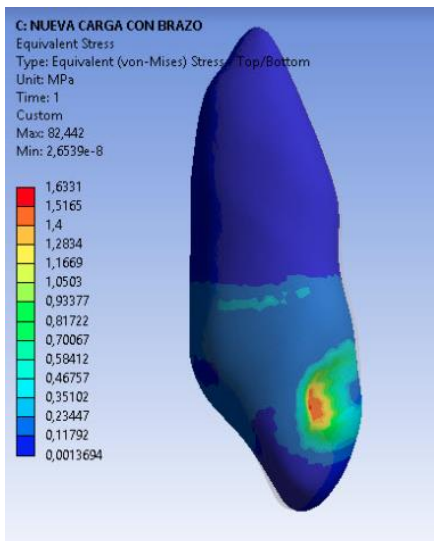
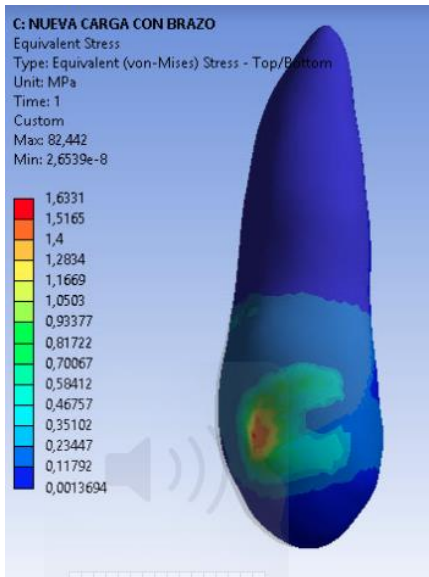
El tiempo de simulación para éste modelo fue de una hora.

Desde una vista frontal y lateral se encontraron rangos de 0.002262 hasta 1.3056 MPa, observándose que la mayor concentración de fuerza se generó a nivel del centro de corona clínica, específicamente en la zona de adhesión del bracket al diente.



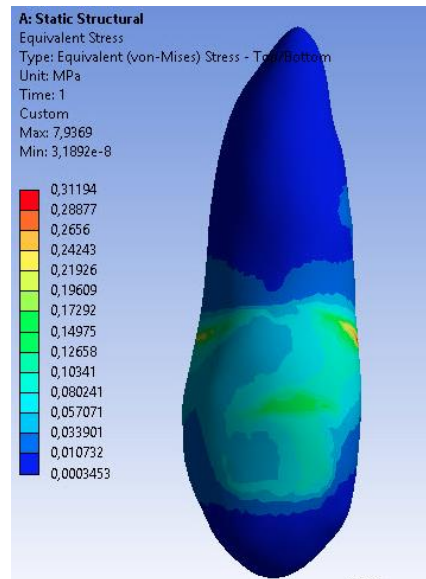
Esfuerzos con brazo de poder (angulaciones 0° y 12° sagital y axial respectivamente):

Desde una vista frontal y lateral se encontraron rangos de 0.0013694 hasta 1.6331 MPa, observándose que la mayor concentración de fuerza se generó a nivel del centro de corona clínica, específicamente en la zona de adhesión del bracket al diente, seguido por la zona mas coronal radicular.

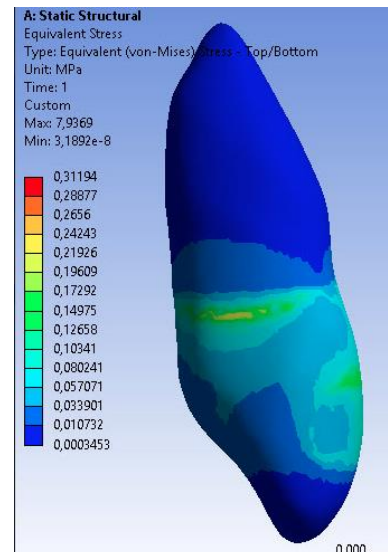


Desplazamiento sin brazo de poder:

Para la variable desplazamiento se obtuvo rangos desde 0.0003453 hasta 0.31194×10^{-6} m, se observó en la vista frontal una inclinación coronal hacia distal (3.083×10^{-6} m), manteniéndose la raíz en su posición original.



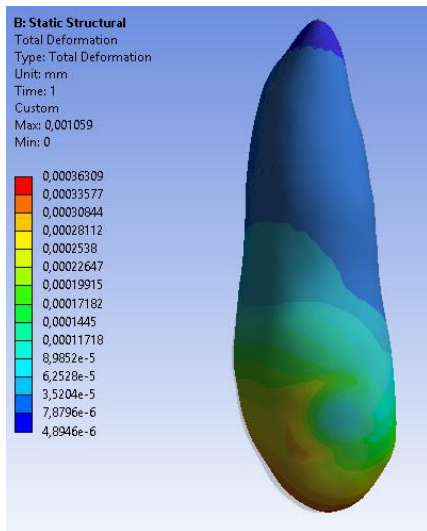
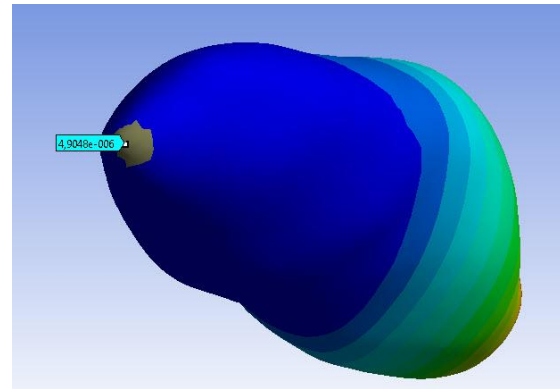
Desde la vista lateral, se observó un desplazamiento coronal en sentido palatino, manteniéndose la raíz en su posición original.



Desplazamiento con brazo de poder (angulaciones 10° y 12° sagital y axial respectivamente):

Para esta simulación, se obtuvo rangos desde 4.8946×10^{-6} m hasta $0.00036309 \times 10^{-6}$ m, se observó en la vista frontal una inclinación coronal hacia mesial e inclinación radicular hacia distal, expresándose una leve rotación en contra de las manecillas del reloj.

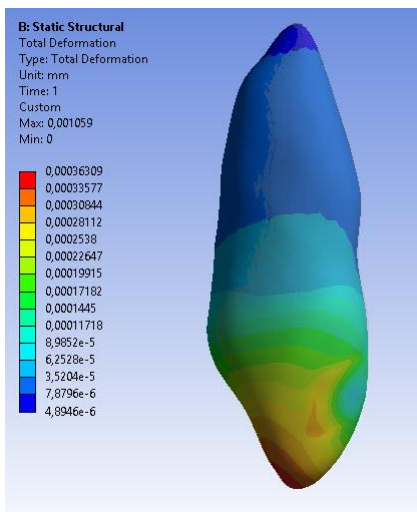
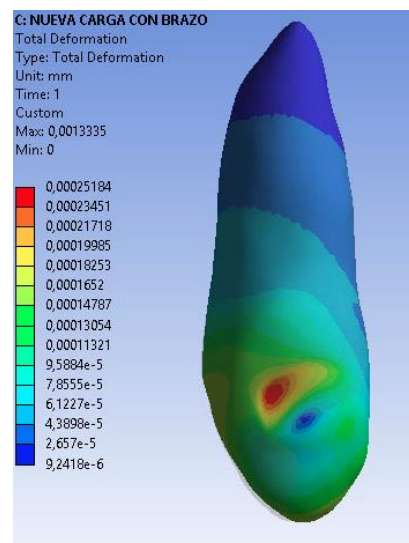
Apicalmente, se observó un desplazamiento de 4.9048×10^{-6} m.

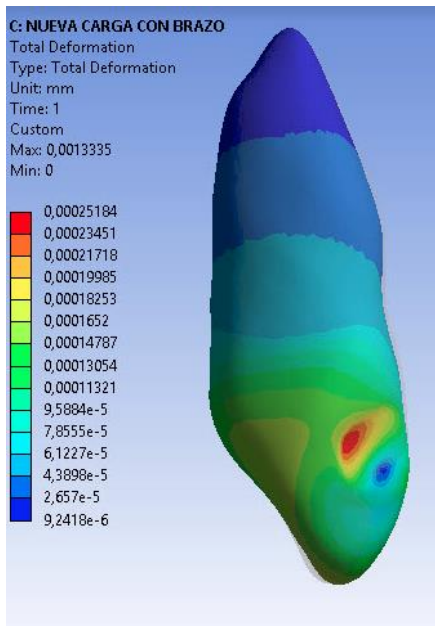


Desplazamiento con brazo de poder (angulaciones 0° y 12° sagital y axial respectivamente):

Para esta simulación, se obtuvo rangos desde 9.241×10^{-6} m hasta $0.00025184 \times 10^{-6}$ m, se observó en la vista frontal un movimiento en cuerpo hacia distal y desde la vista lateral un desplazamiento coronal hacia vestibular y un leve desplazamiento radicular hacia palatino.

Desde una vista lateral, se observó un desplazamiento coronal hacia palatino en menor grado, respecto a lo encontrado en el modelo sin brazo de poder.





DISCUSIÓN

Basados en el estudio de Ozaki & Cols en el 2015, donde se utilizó un brazo de poder de 7mm de longitud, se decide emplear esta medida para la presente investigación, promediando así mismo la ubicación del centro de resistencia del canino en condiciones de normalidad¹⁴.

En el desplazamiento sin brazo de poder en la vista frontal, se atribuye la inclinación coronal hacia distal, al hecho de que la fuerza se ejerció lejos del centro de resistencia y el mayor desplazamiento observado se produjo en el punto de fulcro para dicha inclinación, en tanto para la vista lateral se observó un desplazamiento hacia palatino de la corona atribuido al mismo efecto.

En la distribución de esfuerzos en el modelo sin brazo de poder, en la vista frontal, se observó una mayor

concentración de esfuerzos en la zona mesial del tercio cervical de la corona clínica, lo que se considera inadecuado ya que no se acerca al centro de resistencia, generando la inclinación anteriormente mencionada.

En el desplazamiento con brazo de poder a 7mm distal al canino (10° - 12°), en la vista frontal, se demostró una leve inclinación coronal hacia mesial y radicular hacia distal en mayor grado. Desde el plano lateral, se observó una inclinación coronal palatina, similar a los resultados arrojados por la investigación de Tominaga & cols en el 2009, en el que concluyen que este efecto se produce cuando el brazo de potencia supera los 5,5 mm y se ubica distal al canino⁵.

El desplazamiento obtenido en el presente estudio, es explicado por un acercamiento de la fuerza al centro de resistencia, pero sin impactarlo directamente, por lo cual no se produjo el movimiento de traslación puro, ya que se generó un momento a causa del vector de fuerza resultante.

Con respecto a los esfuerzos al utilizar el brazo de poder, se observa que se distribuyó de una forma más acorde a lo esperado; así mismo, se evidencia una mayor concentración a nivel del centro de la corona clínica, más exactamente en el área de adhesión del bracket al diente, hacia el sitio del punto de aplicación de la fuerza.

Por otro lado, en el desplazamiento generado por el modelo con brazo de poder a 7 mm (0° - 12°), se observó un movimiento de traslación hacia distal sin inclinación, explicado por el vector de fuerza aplicado perpendicular al brazo de poder.

Así mismo, la mayor concentración de esfuerzos se encontró ubicado en el centro de la corona clínica, transmitiendo la fuerza a lo largo del tercio cervical radicular.

Al realizar la comparación de las 3 simulaciones, se encontró que en el modelo sin brazo de poder hubo un desplazamiento de 1.54×10^{-4} m; con brazo de poder (10° - 12°) arrojó un desplazamiento de 3×10^{-4} m, y en el modelo con brazo de poder (0° - 12°) se encontró un desplazamiento de 2.5×10^{-4} m, lo que explica que al utilizar este aditamento, se genera un desplazamiento casi del doble durante el mismo tiempo.

En general, la localización del centro de resistencia no se puede describir con precisión, dado que la forma dental, ligamento periodontal y hueso alveolar tienen características propias de cada individuo¹⁵⁻¹⁶.

Kim en el 2010, encontró que la longitud del brazo de poder entre 7 y 9mm genera un desplazamiento dental en cuerpo, cuando éste aditamento se localiza entre canino y premolar; mientras que en el presente estudio se demostró que con una longitud de 7mm del brazo de poder

(10° - 12°), el desplazamiento no logró impactar directamente al CR, a causa del vector de fuerza resultante¹⁷.

Por consiguiente, como se observó en la simulación con brazo de poder (0 - 12°), el movimiento de traslación está relacionado, no solo con la longitud del brazo de poder, sino con la dirección de la aplicación de la fuerza.

CONCLUSIONES

De acuerdo a este estudio, se generaron movimientos de inclinación secundarios, asociado al uso inadecuado del vector de fuerza, prolongando así el tiempo de tratamiento ortodóntico durante el cierre de espacios.

Para lograr impactar el centro de resistencia y obtener un movimiento de traslación, se requiere tener en cuenta factores como la longitud del brazo de poder, determinada por la medida real del diente a tratar y el vector de fuerza aplicado.

Se sugiere continuar ampliando la línea de investigación, empleando una mayor muestra y la utilización de un brazo de poder a diferentes alturas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Nanda R, Kuhlberg A. Biomecánicas y estética, estrategias en ortodoncia clínica. Ed. Médica Panamericana. Argentina. Amolca: 1998. p. 1-20

2. Quirós O. Haciendo fácil la ortodoncia: Biomecánica del movimiento dental. Ed. 5. Venezuela: Amolca; 2010. p. 219-220
3. Rokutanda H. Koga Y. Yanagida H. Tominaga J. Fujimura Y. Yoshida N. Effect of power arm on anterior tooth movement in sliding mechanics analyzed using a three-dimensional digital model. *Orthodontic waves*. 2015; 74 (15): 93–98
4. Sia S. Koga Y. Yoshida N. Determining the Center of Resistance of Maxillary Anterior Teeth Subjected to Retraction Forces in Sliding Mechanics. *Angle Orthod*. Vol 77, No 6, 2007
5. Tominaga J. Tanaka M. Koga Y. Gonzales C. Kobayashi M. Yoshida N. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. *Angle Orthod*. 2009;79 (6):1102-7
6. Ansari T. Mascarenhas R. Husain A. Salim M. Evaluation of the power arm in bringing about bodily movement using finite element analysis *Orthodontics*. 2011; 12(4):318-29
7. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1984.
8. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement. *J Dent Res*. 2005; 84 (5):428-433
9. Soares C. Versluis A. Valdivia A. Bicalho A. Finite Element Analysis – From Biomedical Applications to Industrial Developments: Finite Element Analysis in Dentistry- Improving the Quality of Oral Health Care. *Brasil*.2012. p.27-50
10. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod*. 1980; 77:396–409
11. Jiang F. Kula K. Chen J. Estimating the location of the center of resistance of canines. *Angle Orthodontist*. 2015; 0: 1-6
12. Sia S, Koga Y, Yoshida N. Determinar el centro de la resistencia de los dientes anteriores superiores sometidos a fuerzas de retracción en la mecánica de deslizamiento. Un estudio in vivo. *Orthod Angle*. 2007; 77 (6): 999 - 1.003p.
13. Burstone CJ. La aplicación de la bioingeniería a la ortodoncia clínicos. En: Graber TM, Swain BF, editores. *Ortodoncia, principios y técnicas actuales*. St. Louis: Mosby; 1985.193-228p
14. Ozaki H & Cols. Biomechanical aspects of segmented arch mechanics combined with power arm for controlled anterior tooth movement: A three-dimensional finite element study. *Journal of dental biomechanics*, Vol. 6: 1-6;2015.
15. Sia S. Shibazaki T. Yoshiyuki K. Yoshida N. Experimental determination of optimal force system required for control of anterior tooth movement in sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009;135 (1).
16. Rokutanda H. Koga Y. Yanagida H. Effect of power arm on anterior tooth movement in sliding mechanics analyzed using a three-dimensional digital

- orthodontic wave 2015; 74: 93-98.
17. Kim T. Suh J. Kim N. Lee M. Optimum conditions for parallel translation of maxillary anterior teeth under retraction force determined with the finite element method. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2010; 137 (5).
 18. Rickets R. Bench R. Gugino C. Hilgers J. Técnica bioprogresiva de rickets 1983; 1: 95-110.
 19. Uribe G. Fundamentos de odontología ortodoncia teórica y clínica. 2004; 1: 176-190.
 20. Gregoret J. Tuber E. Escobar H. El tratamiento ortodóncico con arco recto. 2003; 1: 53-56.
 21. Caputo A, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photo elastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. Am J Orthod 1974; 65:250-259p.
 22. Camargo L, García S. Fricción durante la retracción de caninos en ortodoncia: revision de literature. Revista CES Odontología 2007; 20:1-5.