COMPARACIÓN DE CEMENTACIÓN DE BRACKET MEDIANTE MEF SEGÚN VARIACIONES DE TAMAÑO RADICULAR Y ALTURA ÓSEA

Espinosa A*, Ramírez M*, Zamora S*
Jara L, Ríos R****
Parra D**

RESUMEN

OBJETIVO: Determinar cuál es la mejor ubicación de un bracket para la cementación en la corona dental teniendo en cuenta variaciones en tamaño radicular y altura ósea mediante análisis de elementos finitos. **MÉTODO:** Estudio experimental por simulación matemática con MEF, donde se utilizó como unidad de análisis la distribución de esfuerzos y deformaciones en el incisivo central superior derecho (11) con tres modificaciones en longitud radicular y altura ósea al aplicar una fuerza de 101,971 gr/f (1N) con un bracket estándar slot 0,022 x 0,028 cementado en centro de corona clínica y centro de corona anatómica para tener un total de 6 modelos diferentes. **RESULTADOS:** Para el modelo que presentaba disminución en longitud radicular y disminución en altura ósea con una proporción corono radicular 1:0.5 respectivamente con cementacion de bracket en centro de corona anatomica, se encontró que las deformaciones y esfuerzos para dicho modelo son menores que la obtenida cuando el bracket es colocado en el centro de la corona clínica, lo mismo ocurrio para los modelos de ralacion corona - raiz 1:1 y 1:1.5 con variaciones en cuanto a cantidad de deformacion (mm) y esfuerzos (Mpa) de cada modelo los cuales aumentaron a medida que se disminuia la relación corono- radicular. **CONCLUSIONES:** Los niveles de esfuerzos y deformaciones van disminuyendo a medida que la relación corona-raíz va aumentando, ya que el brazo de resistencia aumenta, disminuyendo la reacción inducida en la raíz, para todos los modelos, si el bracket se encuentra en la mitad de la cara anatómica, los niveles de esfuerzos y deformaciones son menores que los obtenidos cuando el bracket se encuentra en la mitad de la corona clínica.

PALABRAS CLAVES: Bracket, cementación, longitud radicular disminuida, altura ósea, centro de corona clínica, centro de corona anatómica, centro de resistencia.

ABSTRACT

OBJECTIVE: To determine the best location of a bracket for the cementation in the dental crown taking into account variations in root size and bone height using finite element analysis. **METHOD:** Experimental study by mathematical simulation with FEM, where the distribution of stresses and deformations in the right upper central incisor (11) was used as the unit of analysis with three modifications in root length and bone height when applying a force of 101.971 gr / f (1N) With a standard 0.022 x 0.028 slotted bracket in clinical crown center and anatomical crown center to have a total of 6 different models. **RESULTS**: For the model with a decrease in root length and a decrease in bone height with a 1: 0.5 root crown ratio, respectively, with bracket cementation in the anatomical crown center, it was found that the deformations and stresses for this model are lower than that obtained when the Bracket is placed in the center of the clinical crown, the same was true for the 1: 1 and 1: 1.5 crown coronal models with variations in amount of deformation (mm) and stress (Mpa) of each model Increased as the coronal radicular relationship decreased. **CONCLUSIONS:** The stress and strain levels are decreasing as the root-crown ratio increases, as the resistance arm increases, decreasing the induced reaction in the root, for all models, if the bracket is in the middle of the Anatomical face, strain levels and deformations are lower than those obtained when the bracket is in the middle of the clinical crown

KEYWORDS: Bracket, cementation, decreased root length, bone height, clinical crown center, anatomical crown center, resistance center

+Odontólogas residentes de V semestre postgrado Ortodoncia y Ortopedia Maxilar. Institución Universitaria Colegios de Colombia. UNICOC, Sede Bogotá

**** Ortodoncista, Docente Institución Universitaria Colegios de Colombia. UNICOC , Sede Bogotá. ** Ingeniero mecánico, Docente Universidad Libre y San Buenaventura. Sede Bogotá**

***** Asesora metodológica Institución Universitaria Colegios de Colombia. UNICOC , Sede Bogotá**

INTRODUCCIÓN

Durante el tratamiento de ortodoncia se realizan diversos movimientos que permiten alinear los dientes y nivelarlos, pero también en ocasiones se requiere realizar movimientos en cuerpo con el fin de cerrar espacios tras extracciones realizadas, agenesias o por pérdidas dentales tempranas. Este tipo de movimiento dental se genera gracias a la aplicación de fuerzas que idealmente deben acercarse al centro de resistencia (CR) del diente con el fin de conseguir un movimiento de traslación más "puro". Pero se debe tener en cuenta que una cosa es realizar un movimiento sobre un cuerpo libre y otra realizar movimientos sobre dientes que están restringidos por sus tejidos periodontales, los cuales van a limitar su capacidad de movimiento. Es por esto que dicho centro de resistencia estará condicionado y variará según modificaciones en altura ósea y longitud radicular que presenten los dientes que se desean trasladar.[1,2.]

Por otro lado al momento de iniciar los tratamientos de ortodoncia resulta clave la correcta cementación de los brackets ya que esto influye directamente en el movimiento dental que se desea, entre las posibles ubicaciones para la cementación se tiene: el realizarla en centro de corona anatómica o en centro de corona clínica; dicha cementación en la actualidad se realiza independiente de características específicas del paciente como raíces con longitud disminuida o altura de hueso alveolar disminuido.[3]

Debido a la posibilidad de presentar en la consulta ortodóntica pacientes con longitudes radiculares disminuidas debidas entre otras a hábitos como bruxismo, succión digital, empuje lingual, o condiciones genéticas específicas, y sumado a variaciones en altura ósea alveolar, actualmente existe la necesidad de conocer la acción de los sistemas, entre esto la distribución de esfuerzos y deformaciones a nivel dental al realizar variación en la cementación de la aparatología ortodoncica para así realizar la planificación de los movimientos dentarios entendiendo la fuerza que se debe emplear, y el mejor punto para la aplicación de la misma, [2,6.]

Teniendo en cuenta que, la cavidad oral es un complejo sistema biomecánico con acceso limitado, la mayoría de las investigaciones biomecánicas del entorno oral se han realizado in vitro, tales como: rehabilitación, implantología, endodoncia, entre otras; sin embargo, progresivamente la ortodoncia está cambiando de una práctica basada en la opinión a una práctica basada en la evidencia, debido a que se requiere de una justificación científica para cualquier tratamiento y la respuesta tisular a ella. [4,5,9]

El método de elementos finitos ha incrementado su uso en el área de ortodoncia debido a que ayuda a comprender la biomecánica del movimiento dental. Con respecto a esto, se resalta la posibilidad de analizar áreas de distribución de estrés en el ligamento periodontal y el hueso alveolar durante los movimientos dentales, dirección del desplazamiento del diente, posición ideal de los aparatos ortodónticos durante una mecánica específica con la ventaja de ser preciso, no invasivo, controlar las variables del estudio y

proporcionar datos cuantitativos sobre las estructuras internas del complejo nasomaxilar, como el ligamento periodontal.[4,7,8]

El objetivo de este estudio es comparar dos alturas de cementación de un bracket en la corona dental teniendo en cuenta variaciones en tamaño radicular y altura ósea mediante análisis de elementos finitos

MÉTODO

El estudio se llevó a cabo mediante la reconstrucción y modelamiento para el posterior análisis por simulación matemática de elementos finitos (FEM) no lineal, en donde se tomaron imágenes transversales de tomografía axial computarizada (TAC), del incisivo central superior derecho del paciente que tuviera dentición permanente y finalizado su proceso de apexificación; como criterios de exclusión se tuvo en cuenta que el paciente tuviera ortodoncia o con antecedentes de la misma, paciente en dentición temporal o con dientes parcialmente erupcionados.

Con el fin de simular una morfología externa para FEM; el procedimiento de escaneo del diente se realizó con un espesor de 0.2 mm.

La selección de las imágenes del TAC fueron mediante el formato de imágenes digitales y comunicación en medicina (DICOM). Las formas geométricas del diente en estudio fueron reconstruidas por MIMICS (Materialize, Leuven, Bélgica).

Se realizo la reconstrucción del hueso, el ligamento periodontal y del incisivo central superior.

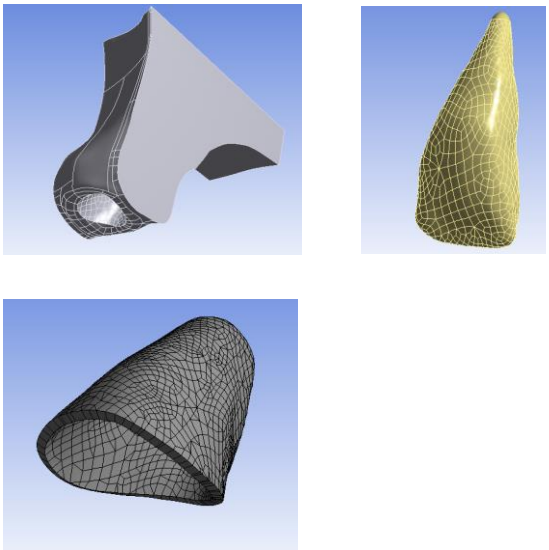


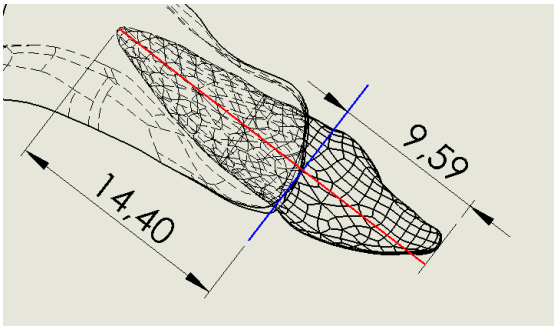
Imagen 1; Ejemplo de la reconstrucción del hueso, diente y ligamento periodontal para el modelo con relación corona raiz 1:0,5.

Adicionalmente se definieron tres casos específicos de la relación Corona-Raíz.

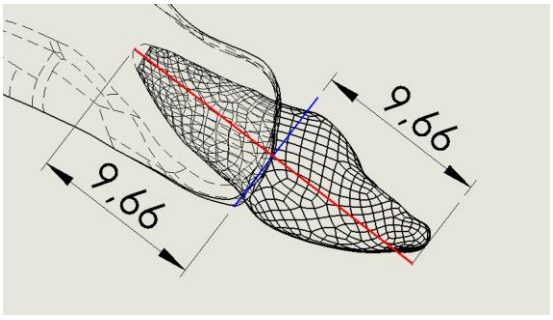
El primer modelo se estableció mediante la longitud radicular y nivel óseo adecuado con la cementación del bracket en el centro de la corona clínica, específicamente teniendo como relación corona raíz 1:1.5, el segundo modelo presentaba las mismas características morfológicas teniendo en cuenta la altura de la cementación del bracket en la corona anatómica, el tercer modelo se determinó mediante una raíz corta dejandola en los limites minimos de normalidad, con altura ósea adecuada, es decir, presentaba una relación corona raíz 1:1, cementado en el centro de la corona clínica; igualmente el cuarto modelo presentó características morfológicas similares teniendo en cuenta que la cementación del bracket fue el centro de la corona anatómica.

Por último se construyeron dos modelos con raíz corta simulando “enanismo radicular” y altura ósea disminuida variando la cementación del bracket uno en corona clínica y otro en corona anatómica, obteniendo como relación corona raíz 1:0.5

a. Relación 1:1,5



b. Relación 1:1



c. Relación 1:0.5

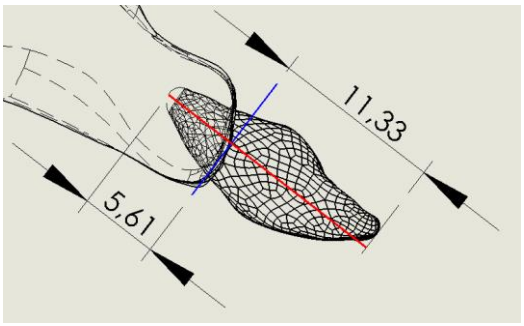


Imagen 2: a, b, c se observan las medidas de las 3 diferentes relaciones corono- radiculares establecidas para este estudio.

Así mismo se utilizó un bracket de técnica Estándar de slot 0.22 x 0.28.

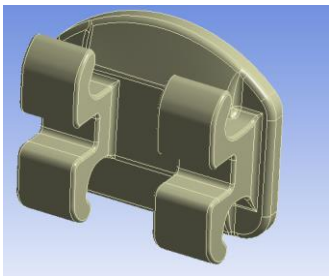


Imagen 3: Geometría correspondiente al Bracket en el software SolidWorks 2015/16.

Se tuvo especial cuidado al momento de la colocación del bracket en cada conjunto, para lo cuál se tomó la medida de la longitud de la cara de la corona del diente desde una vista lateral, medida a partir de la unión amelocementaria hasta el borde incisal, ademas se uso como guia el eje logitudinal del diente para la correcta ubicación del bracket en cada modelo.

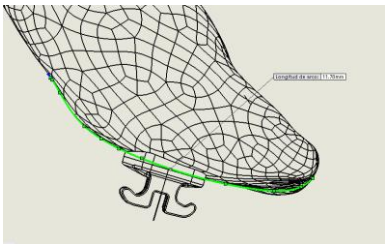


Imagen 4: Longitud total de la cara vestibular de la corona dental desde union amelocementaria a borde incisal.

Dicha longitud para todos los modelos fue de 11,78 mm. Apartir de esta longitud, se definieron las dos longitudes para la ubicación del bracket así:

a. **Slot del bracket en Centro de corona anatomica.**



Imagen: 5: Ubicación de bracket en centro de corona anatomica

Desde la unión amelocementaria, y en dirección al borde incisal se midió una distancia de 5,89 mm, punto en el cuál se colocó el punto medio del slot del bracket.

b. **Slot del bracket en Centro de corona clínica (0,5 mm mas incisal).**

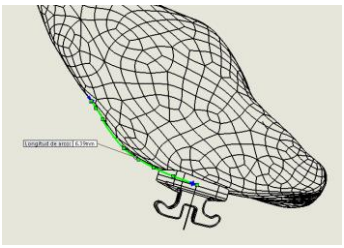


Imagen: 5: Ubicación de bracket en centro de corona clínica.

Desde la unión amelocementaria, y en dirección al borde incisal se midió una distancia de 6,39 mm, punto en el cuál se colocó el punto medio del slot del bracket.

Importación de los modelos:

Se hizo por medio del software Ansys WorkBench para adelantar la simulación por elementos finitos. En dicho software se realizó lo siguiente:

a. Definición de las propiedades mecánicas de los materiales de cada una de los elementos que conforman los conjuntos.
b. Enmallado



Imagen 7: Ejemplo del enmallado para el modelo 1:0,5 con ubicación de bracket en centro de corona anatómica)

Los datos del enmallado para cada uno de los modelos son los siguientes:

MODELO	DATOS DE LA MALLA
1:0,5 Clínico	Statistics Nodes 658142 Elements 453551
1:0,5 Anatómico	Statistics Nodes 658136 Elements 453548
1:1Clínico	Statistics Nodes 657220 Elements 460122
1:1Anatómico	Statistics Nodes 657219 Elements 460131
1:1,5 Clínico	Statistics Nodes 656496 Elements 455937
1:1,5 Anatómico	Statistics Nodes 656733 Elements 456046

Definición de las condiciones de frontera (Cargas y apoyos):

Apoyos: Para todos los modelos se restringió el desplazamiento en las superficies superior y posterior de la porción del hueso, indicadas en color azul:

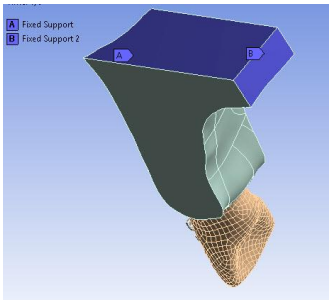


Imagen 8: Zonas restringidas para desplazamiento.

Carga aplicada: La carga aplicado consistió en una fuerza de 101,971 gr/f (1N) aplicada en las caras de contacto entre el arco (correspondiente a las caracteristicas de un alambre 0,019x 0,025 de acero inoxidable) y el slot del bracket, simulando el llenado parcial del slot del bracket.

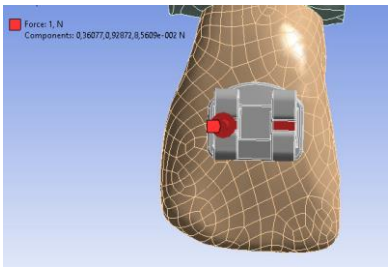


Imagen 9: Fuerza de 1N aplicada en las caras de contacto entre el arco y el slot del bracket, identificadas con color rojo.

Definición del tipo de análisis (No Lineal):

Para esto se definió un comportamiento no lineal para el Ligamento, basados en los datos utilizados por HEMANTH y Colaboradores en la revista Journal of International Oral Health 2015; 7(9): 124-128.

Se activó la opción de permitir grandes deformaciones y se definieron 10 sub pasos para cada análisis.

Selección de los resultados a visualizar:

Esfuerzos combinados de Von Mises (MPa) y Deformación total (mm)

Solución de las simulaciones:

Esta etapa, conocida como procesamiento, la realizó el Ansys WorkBench de manera autónoma, requiriendo un tiempo de 12 horas para cada simulación.

Visualización de resultados:

En este paso se tomaron imágenes de los resultados obtenidos de esfuerzos y deformaciones en el diente para cada simulación.

RESULTADOS

Con base en el modelamiento conseguido por medio del programa ANSYS 16.0, al aplicar la fuerza de 101,971 gr/f (1N) al diente central superior derecho (diente 11) con las modificaciones establecidas previamente se obtuvo los siguientes resultados:

Cuando se aplicó la fuerza sobre el bracket estándar ubicado en el centro de corona anatómica en un diente que presentaban una disminución en longitud radicular y disminución en altura ósea con una proporción corono radicular 1:0.5 respectivamente se encontró que las deformaciones para dicho modelo son menores (0,0021641 mm) que la obtenida cuando el bracket es colocado en el centro de la corona clínica (0.11233 mm) esto se debe a la diferencia entre el brazo de la fuerza aplicada, siendo este mayor para el segundo caso en 0,5 mm.

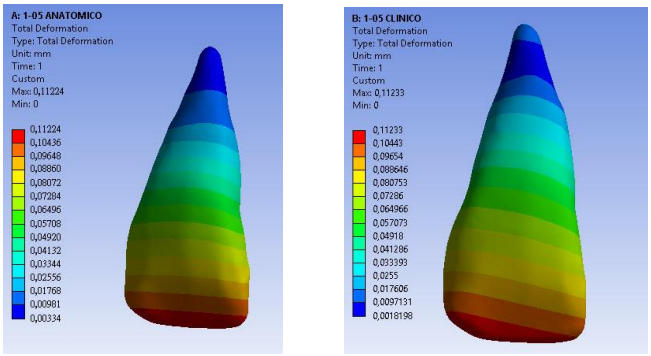


Imagen 10: Deformación en mm, producida en el modelo con relación corono-raíz 1- 0,5. Con cementación del bracket en a. centro de corona anatomica y b. centro de corona clínica.

En cuanto a los esfuerzos para este mismo modelo de relación corona-raiz 1:0,5 con disminucion en longitud radicular y caracteristica adicional una reducción en la altura del hueso, cuando el bracket se coloca en el centro de la corona anatómica el nivel de esfuerzos para dicho modelo son menores (1,2606 MPa) que la obtenida cuando el bracket es colocado en el centro de la corona clínica (1,7891 MPa).

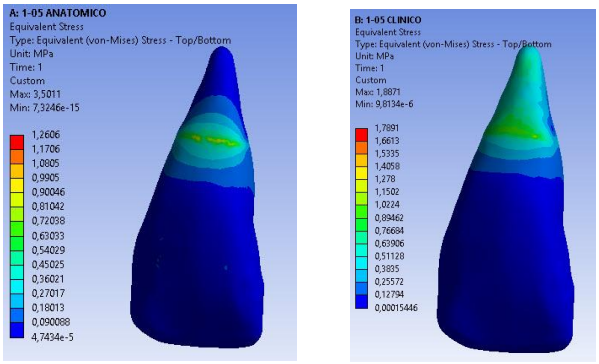
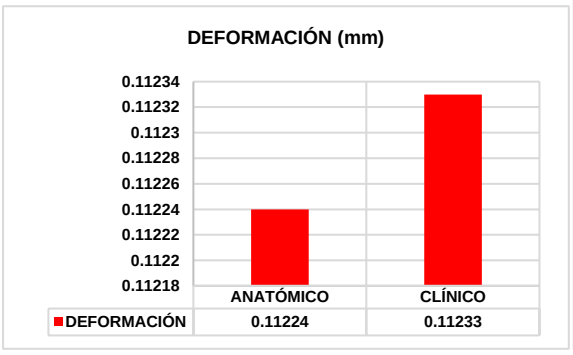
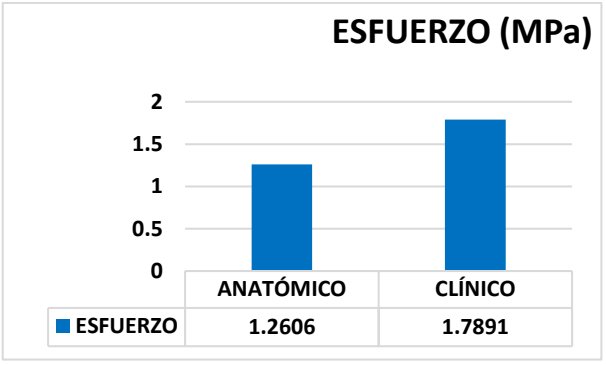


Imagen 11: Esfuerzos (Mpa) producidos en modelo con relación corono raiz 1:0,5. Con cementación del bracket en a. centro de corona anatomica y b. centro de corona clínica.

A continuacón se muestra de manera grafica los resultados obtenidos para el modelo 1:0,5 con respecto a esfuerzos y deformaciones:

RELACIÓN 1:0,5		
MODELO	**DEFORMACIÓN (mm)**	**ESFUERZO (Mpa)**
ANATÓMICO	0,11224	1,2606
CLÍNICO	0,11233	1,7891





Con respecto a los modelos en los cuales se tenía una relación corono radicular 1:1 con altura de hueso normal con cementación de bracket en centro de corona clínica y centro de corona anatómica se encontró que la resultante al aplicar una fuerza de 101,971 gr/f (1 N) Si el bracket se coloca en el centro de la corona anatómica, las deformaciones para dicho modelo son menores (0,041291 mm) que la obtenida cuando el bracket es colocado en el centro de la corona clínica (0,042562 mm) esto se debe a la diferencia entre el brazo de la fuerza aplicada, siendo este mayor para el segundo caso en 0,5 mm.

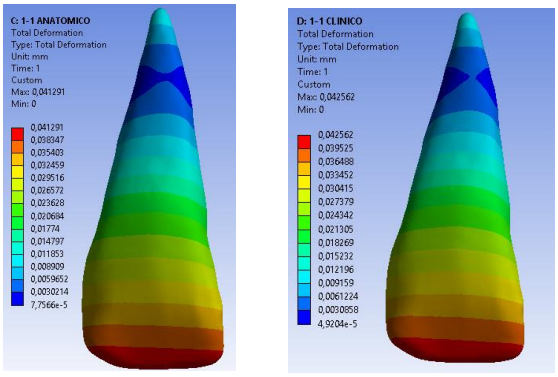


Imagen 12: Deformación en mm, producida en el modelo con relación corono-raíz 1-1. Con cementación del bracket en a. centro de corona anatomica y b. centro de corona clínica.

En cuanto a los esfuerzos en el modelo con relación corona- raiz 1-1, cuando el bracket se coloca en el centro de la corona anatómica el nivel de esfuerzos para dicho modelo son menores (0,55724 MPa) que la obtenida cuando el bracket es colocado en el centro de la corona clínica (0,60438 MPa). La diferencia en el comportamiento con respecto al modelo anterior se debe al aumento en el brazo de la resistencia (Raíz) del diente y al aumento de la altura osea.

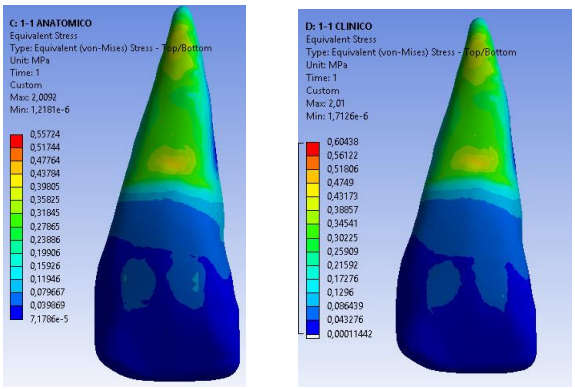
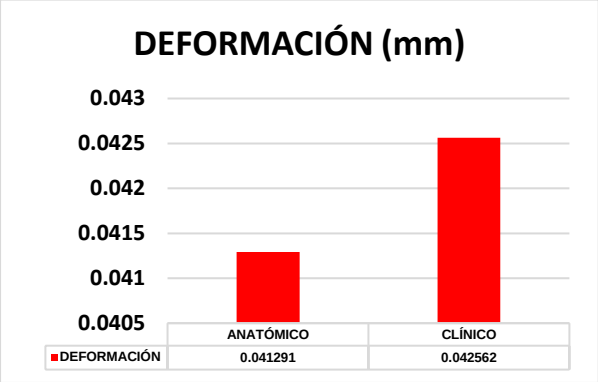
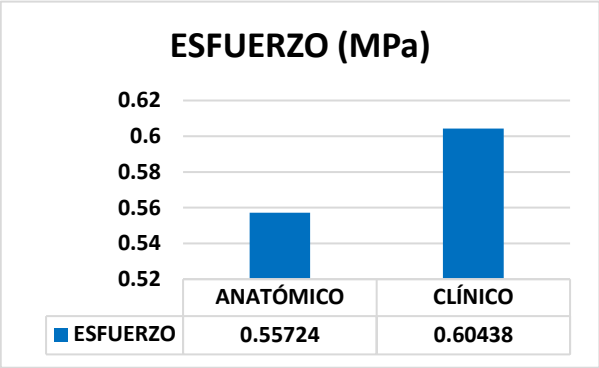


Imagen 13 : Esfuerzos (Mpa) producidos en modelo con relación corono raiz 1:1. Con cementación del bracket en a. Centro de corona anatomica y b. Centro de corona clínica.

De manera grafica a continuación los resultados para el modelo con relacion corona- raiz 1-1:

RELACIÓN 1:1		
MODELO	**DEFORMACIÓN (mm)**	**ESFUERZO (Mpa)**
ANATÓMICO	0,041291	0,55724
CLÍNICO	0,042562	0,60438





Finalmente en los modelos que presentaban una longitud radicular adecuada y altura ósea normal con una proporción corono radicular 1:1,5 se encontró que al aplicar la fuerza de 101,971 gr/f (1 N) Si el bracket se coloca en el centro de la corona anatómica, las deformaciones para dicho modelo son menores (0,023783 mm) que la obtenida cuando el bracket es colocado en el centro de la corona clínica (0,024497 mm) esto se debe a la diferencia entre el brazo de la fuerza aplicada, siendo este mayor para el segundo caso en 0,5 mm, así como el aumento en la longitud de la raíz del diente.

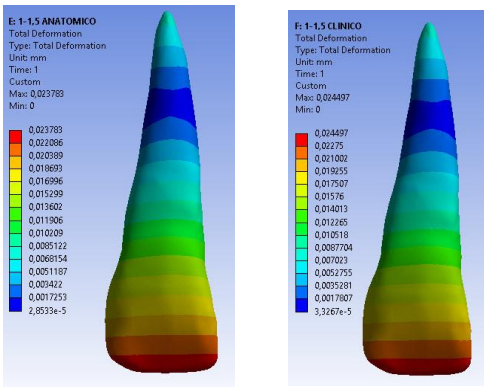


Imagen 14: Deformación en mm, producida en el modelo con relación corono-raíz 1-1,5. Con cementación del bracket en a. centro de corona anatomica y b. centro de corona clínica.

En cuanto a los esfuerzos, cuando el braket se coloca en el centro de la corona anatomica, el nivel de esfuerzos para dicho modelo son menores (0,46577 Mpa) que la obtenida cuando el bracket es colocado en el centro de la corona clínica (0,50984 Mpa). La diferencia en el comportamiento con respecto a los modelos anteriores se debe al aumento en el brazo de resistencia (raiz) del diente.

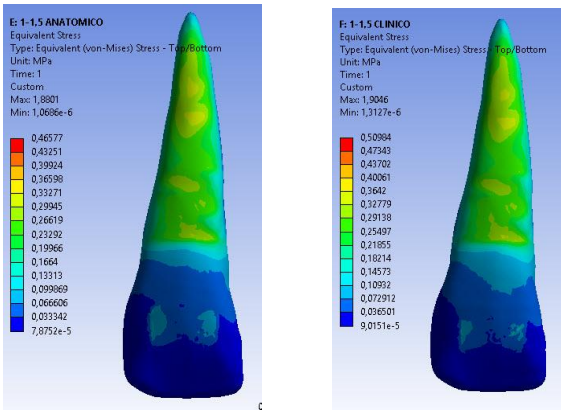
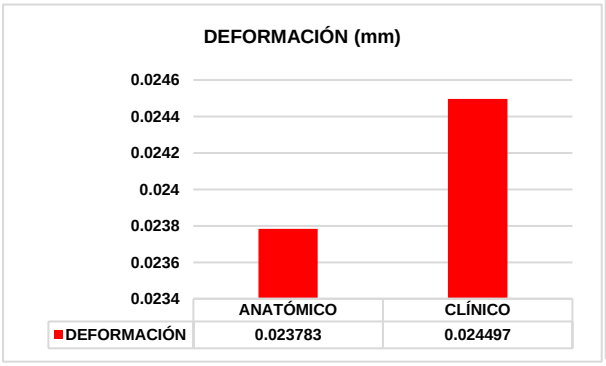
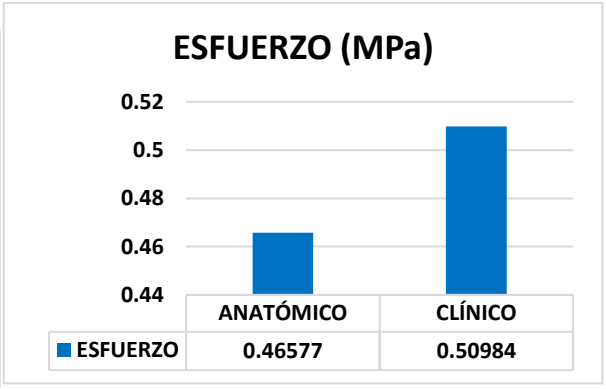


Imagen 15 : Esfuerzos (Mpa) producidos en modelo con relación corono raiz 1:1,5. Con cementación del bracket en a. Centro de corona anatomica y b. Centro de corona clínica.

De manera gráfica, los resultados obtenidos para el modelo con relación 1:5 se tiene:

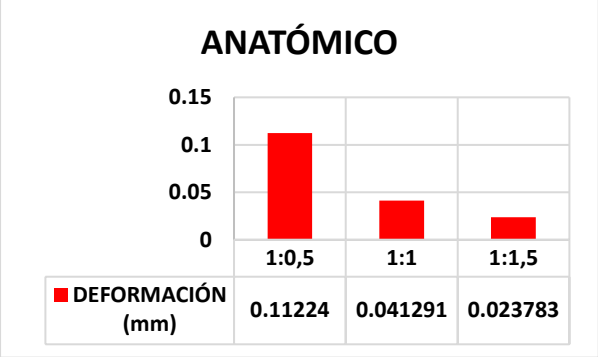
RELACIÓN 1:1,5		
MODELO	**DEFORMACIÓN (mm)**	**ESFUERZO (Mpa)**
ANATÓMICO	0,023783	0,46577
CLÍNICO	0,024497	0,50984

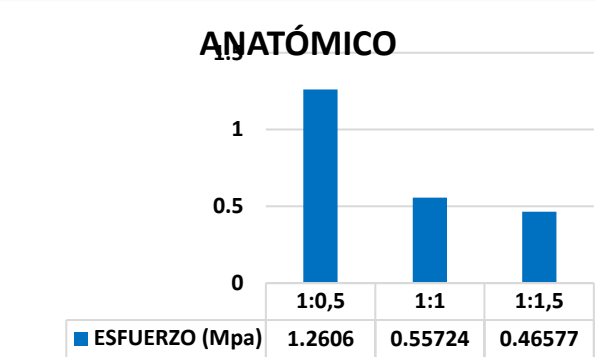




De manera gráfica, los resultados obtenidos realizando la comparación entre modelos para los casos de cementación en centro de corona anatómica y centro de corona clínico se tiene:

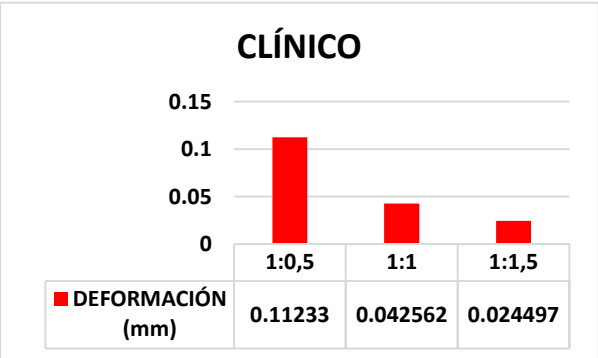
ANATÓMICO		
MODELO	DEFORMACIÓN (mm)	ESFUERZO (Mpa)
1:0,5	0,11224	1,2606
1:1	0,041291	0,55724
1:1,5	0,023783	0,46577

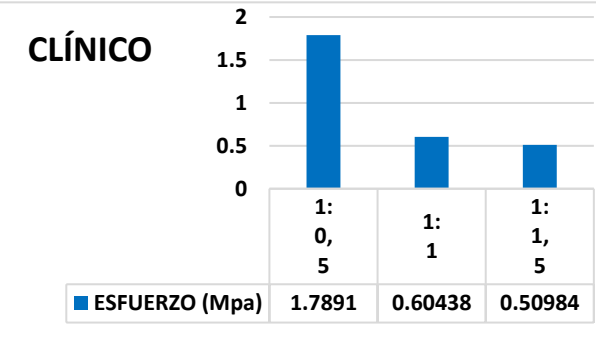




Se puede concluir que la deformación en la relacion 1:0.5 con cementacion del bracket en centro de corona anatomica, es mayor respecto al modelo 1:1 y esta diferencia es mayior al compararlo con el modelo 1:1.5. Lo mismo ocurre con los esfuerzos.

CLÍNICO		
MODELO	DEFORMACIÓN (mm)	ESFUERZO (Mpa)
1:0,5	0,11233	1,7891
1:1	0,042562	0,60438
1:1,5	0,024497	0,50984





En cuanto a los esfuerzos y deformaciones en los modelos con cementracion en centro de corona clinica se evidencio que estos presentan un aumento a medida que disminuye la relación corona- raiz.

DISCUSIÓN

El método de estudio de elementos finitos, es ampliamente utilizado en estudios ortodónticos, en especial los lineales tal y como lo reporta Hemanth en el 2015 sin embargo, los no lineales dan resultados más realistas ya que reflejan de cerca la naturaleza dinámica del ambiente oral"; teniendo en cuenta dichas características se decidió escoger el no lineal para el presente estudio.[20]

Por otro lado, en la actualidad existen técnicas que presentan entre sus indicaciones la cementación de brackets en centro de corona clínica tales como la propuesta por los Doctores Angle, Andrews, Alexander, Mclaughlin, Bennett y Trevisi (MBT) y otros, mientras que dentro de los populares el doctor Roth, R. Indica cementación en centro de corona anatómica. [3]

Es de vital importancia tener en cuenta la cementación de la aparatología ortodóntica, y nivel de aplicación de fuerzas sobre la estructura dentaria y de soporte de la misma ya que de esta dependerá minimizar riesgos, y efectos indeseables de movimientos dentales tal y como lo menciona ChaKravarthi en su artículo del 2016, " El tratamiento ortodóntico implica el uso controlado de la fuerza, una fuerza ortodóntica óptima tiene la intención de inducir una respuesta celular máxima con mínimos efectos adversos En el tejido de soporte, durante el movimiento del diente, los cambios del periodonto ocurren, dependiendo de la magnitud, dirección, Y duración de la fuerza aplicada.[2]

Dichas cementaciones se dan independientemente de la longitud radicular y/o altura ósea, por otro lado en el presente estudio se tuvo en cuenta estas variables (Altura ósea y longitud radicular) y con base en los resultados obtenidos es posible plantear que en un paciente con una relación corona- raíz disminuida, en la cual se presenta mayor tendencia a la inclinación al aplicar una fuerza para movimiento de traslación, el cementar el bracket en centro de corona anatómica podría contribuir a disminuir esta tendencia a la inclinación que no es deseable en la mayoría de casos donde se está realizado una fuerza para obtener un movimiento en cuerpo, mas "puro", ya que se estaría acercando 0.5 mm más al centro de resistencia del diente por la ubicación del bracket mas gingival.

En el modelo donde se presenta longitud radicular disminuida y disminución de altura ósea implica que el movimiento va a ser mas de inclinación que de traslación debido a un menor punto de apoyo puesto que se encuentra el hueso disminuido, por lo cual se puede sugerir que al reducir la fuerza aplicada a través del bracket en un diente con estas condiciones, se podría nivelar o disminuir esta inclinación.

Ademas un diente que presente condiciones de corona-raíz normales (relación corono radicular 1:1,5 ó 1:2) la cementación del bracket en centro de corona anatómica con respecto a centro de corona clínica el momento o la inclinación será mayor en este último ya que se estaría alejando del centro de resistencia 0,5 mm.

Se considera finalmente que por lo menos se debería tener una tomografía del diente central para la cementación para asi tener en cuenta la dimensión de las estructuras de soporte.

CONCLUSIONES

1. Los niveles de esfuerzos y deformaciones van disminuyendo a medida que la relación corona-raíz va aumentando, ya que el brazo de resistencia aumenta, disminuyendo la reacción inducida en la raíz.
2. Para todos los modelos, si el bracket se encuentra en la mitad de la cara anatómica, los niveles de esfuerzos y deformaciones son menores que los obtenidos cuando el bracket se encuentra en la mitad de la corona clínica.
3. Al analizar la estructura dental con un bracket cementado en la altura de corona clínica se observó mayor esfuerzo y deformación en la relación corono radicular 1:0,5; teniendo esto en cuenta se puede deducir que esta altura induce mayor necesidad de disminuir las fuerzas aplicadas.
4. Teniendo en cuenta que la altura de cementación de un bracket a nivel de la corona anatómica reduce las deformaciones y los esfuerzos, se podría tener esto como parámetro para obtener un desplazamiento mas adecuado de la estructura dental.
5. Al realizar un tratamiento de ortodoncia es importante evaluar las condiciones anatómicas “individuales” referentes a tamaño de la corona en sentido oclusogingival tamaño de la raíz y altura de hueso medida a partir de la cresta ósea, para así establecer el sitio ideal de cementación del bracket.
6. El medio diagnóstico de más exactitud para analizar morfología dental y de tejidos adyacentes es la tomografía axial de haz cónico ya que esta nos proporciona una vista en las 3 dimensiones, y permite establecer medidas de corona, raíz y nivel óseo más precisas.

BIBLIOGRAFIA

1. Lindauer S, Britto A. Biological response to biomechanical signals: Orthodontic Mechanics to control tooth movement. Seminars in Orthodontics, 2000; 6: 145- 154.
2. ChaKravarthi S, et al. Evaluation of Centre of Resistance in Tooth with Diferent Levels of Bone: A Finite Element Method Study. Journal of international oral health 2016; 8: 232-237-
3. Protocolo de cementación dentro de corona clinica y centro de corona anatomica. Posgrado ortodoncia y ortopedia maxilar, 2015.
4. Ping L, et al. Three-dimensional finite element analysis of the mechanical Stress on root from orthodontic tooth movement by slidung mechanics. Journal of Huazhong University of Science and Technology. Med Sci 27 (6): 2007.
5. Vollmer D. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. European journal of Orthodontics 21 (1999) 633-648.
6. Moore J. Factors affecting tooth movement in sliding mechanics. European Journal of Orthodontics 15 (1993). 235-241.
7. Jones M, Hickman J, Middleton J. A Validated Finite Element Method Study of Orthodontic Tooth Movement in the Human Subject. Journal of Orthodontics. Vol 28 (2001) 29-28.
8. Cattaneo, M. Dalstra M, and Melsen B. The Finite Element Method: A Tool to Study Orthodontic Tooth Movement. Journal dentistry research: 428-433, 2005.
9. Singh, et al. Revolution in orthodontics: Finite element analysis. Journal of international society of preventive and community dentistry. 2016, Vol. 6, No. 2.
10. Tominaga, J, et al. Effect of bracket slot and archwiredimensions on anterior tooth movement durin space closure in sliding mechanics: A 3- dimensional finite element study. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. Vol 146. 2014.
11. Hussein H. Ammar P, Richard J. Crout V. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. AJO-DO. Vol 139. 2011.
12. Smith, R and Burstone, C. Mechanics of tooth movement. Am. J. Orthod. Vol 85. 1984.
13. Williams K. Orthodontic tooth movement analyzed by the finite elements method. Biomaterials Elsevier.Vol 5. 1984.
14. Rokutanda H, et al. Effect of power arm on anterior tooth movement in sliding mechanics analyzed using a three-dimensional digital model. Orthod Waves (2015)
15. Provatidis C. A comparative FEM study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. Medical Engineering and Physics 22 (2000) 359-370.
16. Pieyzak G. A nonlinear elastic model of the periodontal ligament and its numerical calibration for the study of tooth mobility. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 5:2, 91-100. 2002.
17. Mohammed S. Basic Concepts of finite elements analysis and its applications in dentistry: An overview. Journal Oral Hygiene and health. Vol 2. 2014.

18. Poppe M. Determination of the Elasticity Parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single rooted teeth .A study of autopsy specimens and their conversion into finite elements models. Journal orofacial orthopedics 358-370,2002.
19. Lang L. Finite element analysis to determine implant preload. The journal of prosthetic dentistry. Vol 90. 2003.
20. Hemanth M, et al. Stress induced in the periodontal ligament under orthodontic loading (part I). Journal of international oral health.2015. 114- 118
21. Hemanth M. et al. Stress induced in the periodontal ligament under orthodontic loading (part II). Journal of international oral health.2015. 114-118.
22. Wakabayashi N. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. Journal of dentistry 2008.
23. Toms E. et al. Nonlinear stress –strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. Vol 122. 2002.
24. Natali A, et al. Numerical analysis of tooth mobility: Formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. Dental materials. 2003.
25. Cattaneo, M. Dalstra and Melsen T. The Finite Element Method: A Tool to Study Orthodontic Tooth Movement. Journal dentistry research. 2005.
26. Knop L, Gandini L. Scientific use of the element method in Orthodontics. European journal of Orthodonctics. 2015.