

Alejandro Marañón León
Gloria Molina
Maria Paola Runci
Amparo Varon

Resumen

DISTRIBUCION DE ESFUERZOS SOBRE EL TEJIDO DE SOPORTE DE UN DIENTE CANINO INFERIOR DERECHO ANTE UNA MECANICA DE RETRACCION

ANALISIS TRIDIMENSIONAL POR EL METODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS



- Alejandro Marañón León, M.Sc.
Ing. Mecánico, Profesor del Dpto. de Ing. Mecánica. Uniandes.
- Gloria Molina, Maria Paola Runci Odontóloga, Residente de ortodoncia, Centro de Investigación y Estudios Odontológicos. C.I.E.O., Universidad Militar
- Amparo Varón
Odontóloga, Ortodoncista, Centro de Investigación y Estudios Odontológicos. C.I.E.O., Universidad Militar

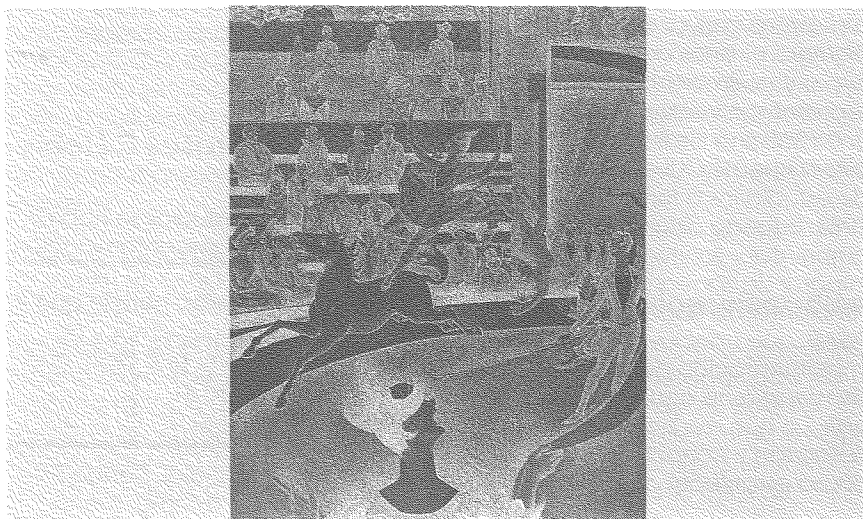
El presente artículo, muestra los avances realizados en el modelaje geométrico, y los resultados preliminares obtenidos (esfuerzos y deformaciones) en el tratamiento de retracción canina, utilizando un resorte de níquel titanio (3), el cual aplica una fuerza promedio de 1 Newton a 5 milímetros de la cuspide del diente, sobre la cara externa del canino inferior derecho (Figura 6). Este estudio ha sido concebido para visualizar los niveles de esfuerzo en el tejido periodontal (Figura 5) debido a tres mecánicas de retracción (resorte de níquel titanio, cadeneta elástica y auxiliares de retracción) (3). El modelo geométrico tridimensional de elementos finitos del canino, premolar y molar han sido construidos con base en el promedio de la morfología anatómica dental (7) (Figuras 1,2,3) y consisten de 2500 nodos. Se encontró que con el resorte de níquel titanio se produce un movimiento mayor de inclinación y en menor grado de translación con un nivel alto de esfuerzos (3MPa) ubicado a nivel de la cresta ósea (Figura 5). Se espera que el análisis para el auxiliar de retracción proporcione mejores características de movimiento de translación y menores esfuerzos sobre el tejido de soporte.

Introducción

La practica de la ortodoncia trabaja principalmente con el movimiento dental del tipo: inclinación, rotación y translación; por tanto, ha sido motivos de continua investigación (2) los cambios que se producen sobre el tejido de soporte. Los estudios odontológicos se han realizado en el campo histológico(8) y radiográfico(2), y los estudios de ingeniería con el análisis de fotoelasticidad (9). Todas estas técnicas presentan serias limitaciones, ya que los datos

obtenidos son producto de análisis estáticos bidimensionales, y no se adecuan al fenómeno dinámico involucrado. Las limitaciones mencionadas, han podido ser superadas con el uso de las técnicas de elementos finitos, las cuales permiten visualizar la dinámica de un modelo sometido a fuerzas diversas.

Desde 1973, se han realizado aplicaciones del método de los elementos finitos en odontología, trabajos de Trester(4), Knoell(5) y Tanne(6), reportan los primeros resultados al respecto. Sin embargo, las aplicaciones de esta teoría a la investigación de ortodoncia es reciente, artículos como el de Tanne (6), muestran la evolución de este campo. La mayor dificultad al aplicar este método, es que no se cuenta con la capacidad computacional suficiente generar los modelos completos.



En nuestro país, esta es la primera vez que se realiza un trabajo de esta magnitud en el área de la ortodoncia, gracias a la alta capacidad ofrecida por el CRAY J916 del Centro de Computación Avanzada MOX de la Facultad de Ingeniería en la Universidad de Los Andes, será posible construir un segmento del cuerpo mandibular inferior derecho, y obtener resultados no solamente cualitativos, sino también cuantitativos.

MATERIALES Y METODOS

• Análisis por elementos finitos

Para determinar los esfuerzos en el ligamento periodontal (Figura 5) en la fase de retracción, se han construido dos modelos de elementos finitos, el primero contiene la morfología parcial de cada uno de los dientes - el canino, segundo premolar y molar (Figura 1,2) -; el segundo modelo contiene la morfología completa de la sección derecha de la mandíbula inferior. Las condiciones de frontera para el modelo parcial se han determinado por la técnica de "multiple modelaje", en el cual los datos de relevancia son transmitidos de un modelo con malla gruesa a un modelo de malla fina.

El programa ANSYS versión 5.3 instalado en el Centro de Computación Avanzada MOX, se ha utilizado como herramienta numérica para la determinación de las condiciones de esfuerzo.

• Modelaje geométrico

El modelo geométrico tridimensional del canino (figura 1) ha sido construido con el promedio de la morfología anatómica (7) e incluye la corona y raíz, involucrando el esmalte, la dentina, cemento y la pulpa del mismo. Este canino se ha dividido

en 600 elementos. El premolar (figura 2), consta de 550 elementos. En la figura 3, se muestra una vista superior del sistema canino - premolar, colocados en sus posiciones habituales. Se escogió un elemento de propósito general con una configuración de 20 nodos.

Para el modelaje de los dientes, se trazaron las líneas de contorno a partir de las tres vistas ortogonales proporcionas en (7), y de estas las áreas y volúmenes. La pulpa del diente se inserto en el volumen del diente restando los volúmenes de la dentina y el molde de la pulpa (Figura 4).

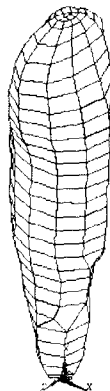


Figura 1. Modelo de elementos finitos tridimensional del canino inferior derecho

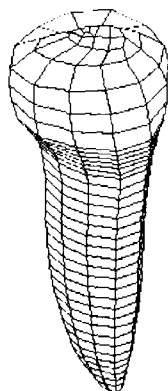


Figura 2. Modelo de elementos finitos tridimensional del segundo premolar inferior derecho

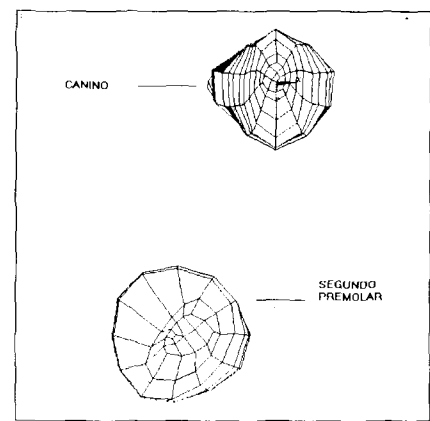


Figura 3. Vista superior del sistema canino - premolar

• Materiales

Las propiedades mecánicas de los materiales se han tomado de la literatura (5)(6) y se listan en la tabla 1. Además la estructura interna del diente y la mandíbula se muestran en la figura 4 y5.



Material	Modulo de Young Kg / cm ²	Relación de Poisson
Dentina	189800	0.31
Ligamento Periodontal	0.703	0.45
Hueso Cortical	102400	0.30
Hueso Esponjoso	5102	0.30

Tabla 1. Propiedades de los materiales

Adicionalmente, dado que la rigidez de la dentina y el hueso cortical es relativamente alta con respecto a los demás materiales, se modelan como isotrópicos.

• **Condiciones de frontera.**

Las condiciones de frontera para los modelos iniciales del proyecto, han sido tomadas de la literatura (1), y son, una fuerza de 1 Newton aplicada a 5 milímetros de la cuspide del diente en la dirección transversal y , condiciones de cero desplazamiento en la raíz del diente (Figura 6) . Este modelo equivale al tipo de carga proporcionado por un resorte de níquel -titanio de retracción.

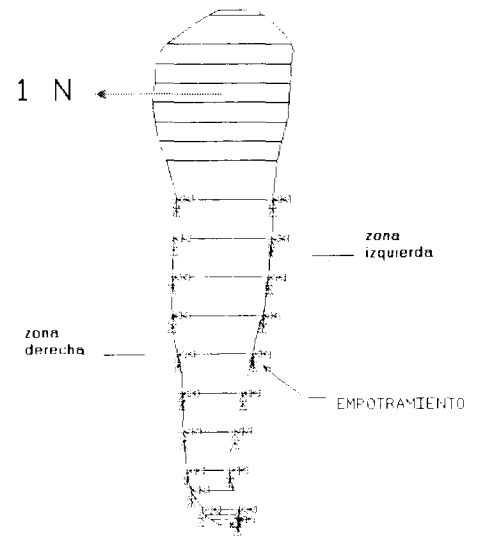


Figura 6. Condiciones de frontera. Vista frontal

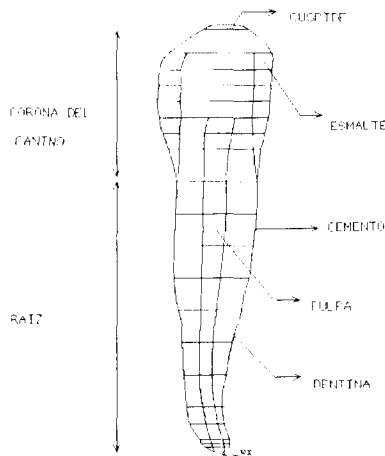


Figura 4. Materiales del diente canino. Vista frontal

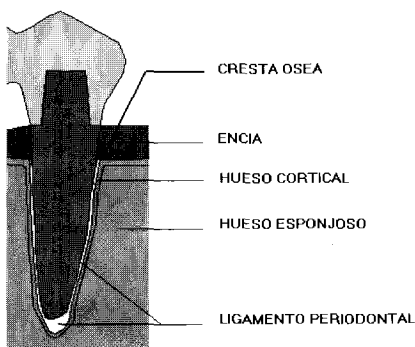
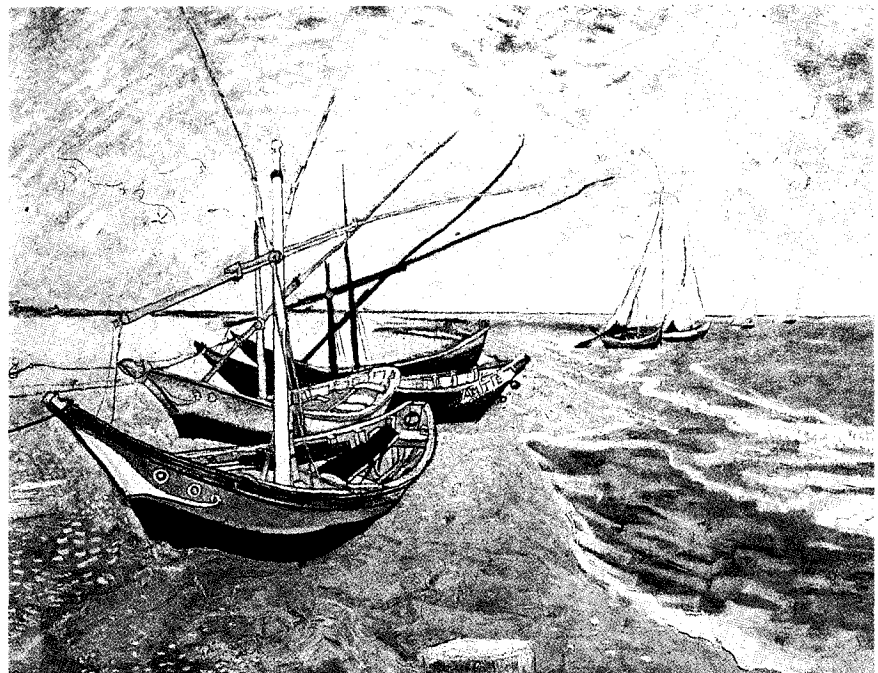


Figura 5. Materiales de la mandíbula.



RESULTADOS PRELIMINARES

• Niveles de esfuerzo

La reacción inicial a la carga del modelo se manifiesta en la cresta ósea del diente donde aparece un esfuerzo máximo de 3 MPa (Figura 7). En este sitio se dan cambios celulares que dan como resultado alteraciones en las fibras periodontales, en el flujo sanguíneo y en los elementos celulares que conllevan a la formación de una zona acelular. Esta se caracteriza por una región de necrosis celular en el hueso la cual esta determinada por la fuerza aplicada. Esta zona impedirá el movimiento del canino hasta que ocurra el proceso de regeneración ósea llevado a cabo por el tejido

conjuntivo subyacente que eliminara el tejido necrótico, reactivando el movimiento del canino.

• Movimiento del canino

Se busca idealmente que el movimiento que efectúa el canino hacia la derecha sea de translación y no de inclinación. En la figura 8, se muestra la deformación del diente, donde se puede ver claramente que en las etapa inicial del tratamiento de retracción canina, este tiene a rotar alrededor del ápice de la raíz, donde, la cúspide del diente se puede desplazar hasta 0.2 mm. Se espera que el análisis con los auxiliares de retracción de acero proporcionen menos inclinación del diente y mas translación.

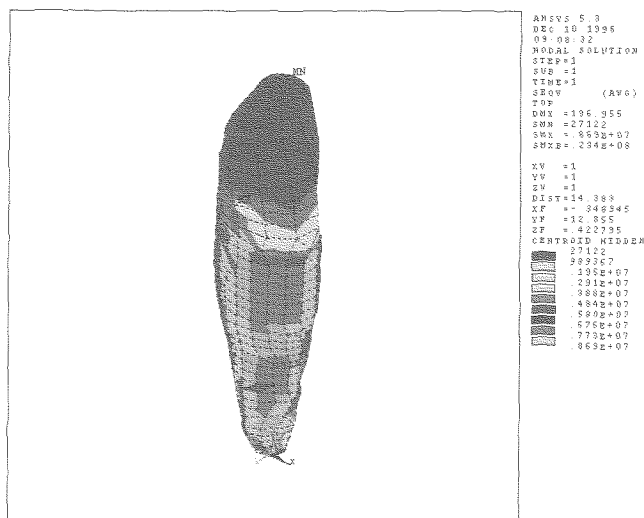


Figura 7.
Distribución
de esfuerzos
de Von Mises
- vista
isométrica

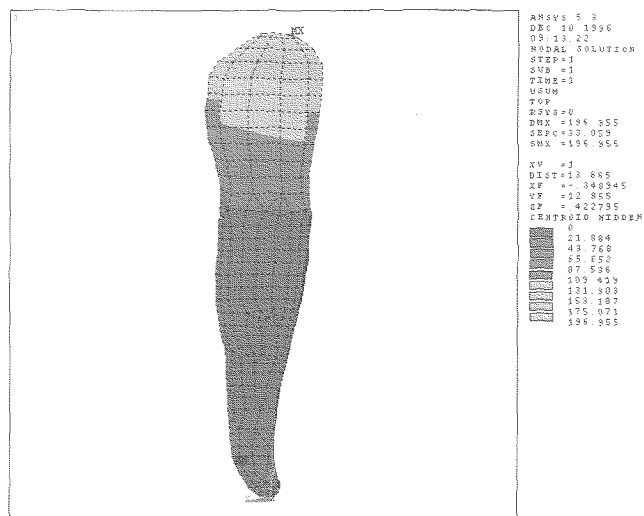


Figura 8.
Deformación
total del
canino - vista
frontal.

CONCLUSIONES

Los resultados presentados, correspondientes al modelaje parcial del canino, reportan esfuerzos que están un 25% por encima de los presentados en estudios preliminares (6), y la deformación máxima esta en un rango del 10%. Sin embargo, estos resultados no se ajustan totalmente y se espera que la simulación del sistema completo de la mandíbula, proporcione datos concluyentes al respecto. Si bien la capacidad computacional que ofrece el centro MOX es alta, no se puede caer en el error de discretizar la geometría excesivamente, ya que el costo computacional (tiempo y dinero) harían que este proyecto fuera insubsidiable; por tanto, las simulaciones realizadas hasta el momento aunque no proporcionan resultados con alta precisión, si permiten evaluar las zonas en las cuales se deben incrementar la densidad de elementos, de esta forma, el modelo completo de la mandíbula proporcionará datos útiles con un costo computacional bajo.

BIBLIOGRAFIA

1. ANDERSEN, Kim L. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. J Jp Orthond Soc 1991 ;4:427 - 40
2. GRABER S. Principios generales y técnica de ortodoncia. Ed. Panamericana. 1988
3. MOLINA Gloria, RUNCI Ma. Paola. Visualización de la distribución de esfuerzos sobre el tejido periodontal. Protocolo de Investigación. Universidad Militar. C.E.I.O., Santafé de Bogotá 1996
4. THRESTER RW. The stress analysis of human teeth. J. Biomech 1973. ;6 :349-59
5. KNOELL AC. A mathematical model of an in vitro human mandible. J. Biomech 1977;10:157-66
6. TANNE K. A dynamic analysis of stress in the tooth and its supporting structures- J Jp Orthond Soc 1979;38:372-382
7. WHEELER J. Anatomía dental - Fisiología y oclusión. Sexta Ed- ED. Interamericana 1986.
8. REITAN K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. AM J. Orthod 1957;43:32-45
9. CAPUTO S. Visualization of orthodontic forces during canine retraction. AM J. Orthod 1974;65:250-59