

Análisis del Comportamiento del Tejido Peridontal en Modelo Bidimensional de EF de un Molar

Joan O'Connor Blanco, Grupo de Biomecânica. Facultad de Ing. Mecânica. ISPJAE, Habana. Cuba. e-mail: joan@icmf.inf.cu

Melchor Rodríguez Madrigal, Grupo de Biomecânica. Facultad de Ing. Mecânica. ISPJAE, Habana. Cuba e-mail: melchor@mecanica.cujae.edu.cu

Hector Calas del Castillo. Instituto de Cibernética Matemática y Física
Resultados de Proyecto CAPES-MES Cuba 29/05

Introducción

La ortodoncia abarca el ajuste de las relaciones existentes entre los dientes, y entre estos y los huesos faciales; para ello, se aplican fuerzas o estimulan las fuerzas funcionales dentro del complejo craneofacial a fin de corregir las anomalías desplazando los dientes, e incluso los huesos, a la posición correcta. El estudio de la distribución de los esfuerzos y las magnitudes de los desplazamientos en los dientes bajo la acción de cargas es un problema complejo, ya que estamos en presencia del carácter no homogéneo de los materiales del diente y las irregularidades geométricas de sus contornos y formas.

El presente trabajo tiene como objetivo, obtener un modelo bidimensional aproximado de elementos finitos del sistema Diente - PDL - Matriz ósea del Primer Molar Inferior de la Mandíbula, generado a partir de dominios geométricos que responden a dimensiones estandarizadas de modelos de dientes en forma de mallas, para el análisis de su comportamiento mecánico bajo la acción de fuerzas, simuladas computacionalmente, equivalentes a las provocadas por los aparatos ortodónticos para su posterior comparación con los resultados obtenidos por otros investigadores, así como la introducción al estudio del comportamiento viscoelástico del PDL.

Definición del sistema estudiado

Desde el punto de vista morfológico tenemos en cuenta para nuestro modelo; geometría, dimensiones 4,10.y Materiales del diente humano.

Nuestro modelo bidimensional tiene en cuenta; el Esmalte y la Dentina formando el diente, acoplado al PDL, y este a la matriz ósea.

La geometría utilizada en el modelo de elementos finitos, fue obtenida en forma de coordenadas a partir de la manipulación de

las Splines de los contornos de los componentes del diente, correspondiente a un plano de corte por la vista lingual (Fig. 1) Los contornos fueron generados sobre imágenes escaneadas (a resolución 300 dpi) en forma de curvas splines, utilizando software de edición vectorial en sistema cartesiano bidimensional a escala real; el espesor del Esmalte, se asumió entre 1.03 y 2.05 mm y el espesor del PDL se asumió entre 0.5 y 1 mm a partir de valores medios reportados^{1,9,10}. El área correspondiente a la matriz ósea se asumió como una sección de la mandíbula y el origen de coordenadas está ubicado para $y=0$ en la línea amelocementaria (límite anatómico entre la corona y la raíz del diente)

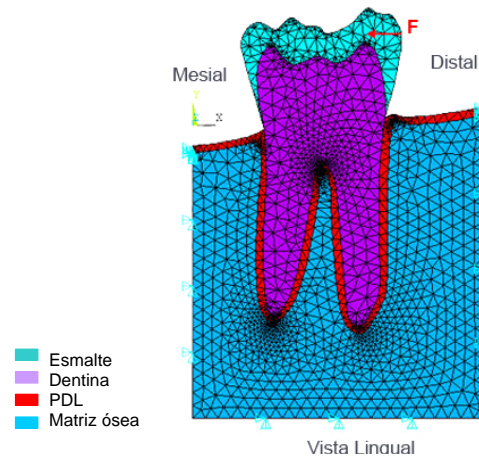


Fig. 1 Malla de Elementos Finitos

Es conocido que el PDL presenta un comportamiento viscoelástico^{1,2}, o sea, posee una componente elástica (recuperable) y otra viscosa (no recuperable); en función de la aplicación de la carga, obteniéndose, a partir del modelo reológico de Maxwell basado en Springs and Dashpots**, las ecuaciones constitutivas que rigen el comportamiento viscoelástico no lineal son dadas por:

$$\sigma = \int_0^t 2G(t-\tau) \frac{de}{d\tau} d\tau + I \int_0^t K(t-\tau) \frac{d\Delta}{d\tau} d\tau \quad (1)$$

El PDL se analizó para un caso particular de pequeñas deformaciones, en el cual, se puede asumir un comportamiento QuasiLineal, donde la ecuación (1) queda de la forma:

$$\sigma_{ij} = 2 \int_0^t G(t-\tau) \frac{d\varepsilon_{ij}(\tau)}{d\tau} d\tau \quad (2)$$

Que responde a la formulación del modelo de Hermann and Peterson de viscoelasticidad Lineal y tiene en cuenta, solo la componente desviatoria; donde, el módulo de Cizalladura (G, Shear) esta dado por

$$G(t) = G_\infty + (G_0 - G_\infty)e^{-\beta t} \quad (3)$$

Resultados y Discusión

Este modelo fue comparado con otros problemas similares con diferentes modelos de dientes de la Literatura

La estructura deformada obtenida del diente (Fig. 2) bajo la acción de las cargas simuladas de 0.39 N1 y 0.5 N2 es evidente; con valores de deflexión máxima del diente de 1.2 mm para el caso de 0.39 N y 1.48 mm para 0.5 N, para el caso de los modelos lineal elástico y lineal viscoelástico del PDL.

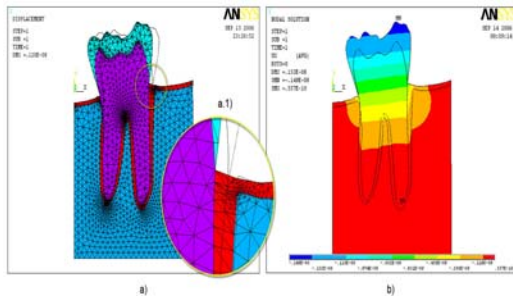


Fig 2. Resultados del modelo

Referencias

1. M. L. Jones, J. Hickman, J. Middleton, J. Knox and C. Volp, A Validated Finite Element Method Study of Orthodontics Tooth Movement in Human Subject, Journal of Orthodontics, Vol. 28, No. 1, 29-38, March 2001
2. P.M. Cattaneo, M. Dalstra and B. Melsen, The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement, J. Dent. Res. 84(5):428-433, 2005
3. M. Berginski, Modeling Bladder Muscle: A Finite Element Approach, VCU BBSI Summer Institute 2005 Final Report
4. C. Rubin, N. Krishnamurthy, E. Capilouto, H. Yi, Stress Analysis of the Human Tooth

Using a Three-dimensional Finite Element Model, Journal Dental Research 62(2):82-86, February 1983

5. I.R. Spears, R. van Noort, R.H. Comptom, G.E. Cardew, I.C. Howard, The Effects of Enamel Anisotropy on the Distribution of Stress in a Tooth, J. Dent. Res. 72(11):1528-1531, 1983

6. S. Bartakova, J. Suchanek, J. Miaulka and J. Vanuk, Computer Simulation of Bony Tissue Response to a Partial Removable Denture Fitted to a Lower Jaw, Scripta Medica (Brno) – 76 (1): 21–28, January 2003

7. M. Mori, M. Ueti, E. Matson, T. Saito. Estudo da Distribuição das Tensões Internas, Sob Carga Axial, em Dente Hírido e em Dente Restaurado com Coroa Metalocerâmica e Retentor Intra-Radicular Fundido – Método do Elemento Finito, Rev. Odontol. Univ. São Paulo, v11, n2, p.99-107, abr./jun. 1997

8. Chun L. L., Chih H. Ch., Chau H. W., Ching Ch. K., Huey E. L., Numerical investigation of the factors affecting interfacial stresses in an MOD restored tooth by auto-meshed finite element method, Taiwan, Journal of Oral Rehabilitation 517-525, 2001

* Futterling S., Klein R., Straber W., Weber H., Automated finite element modeling of a human mandible with dental implants

9. G-H. Shumacher, Odontografía. Anatomía de la Superficie Dental, Editorial Científico-Técnica, Wilhelm Pieck, Rostock, RDA, p.11-44, p. 95-98, 1988

10. H. A. Linek, Tooth Carving Manual, 2nd Ed., Columbia Dentoform, Los Angeles, California, p.5, 32-33, 1949

11. A. Tizzard, L. Horesh, R. J. Yerworth, D. S. Holder and R. H. Bayford, Generating accurate finite element meshes for the forward model of the human head in EIT, Physiol. Meas. 26, S251–S261, 2005

12 P. P. Provenzano, R. S. Lakes, D. T. Corr, R. Vanderby Jr., Application of nonlinear viscoelastic models to describe ligament behaviour, Biomechan. Model Mechanobiol, 1, 45 – 57, 2002

** A. Schmidt, L. Gaul, FE Implementation of Viscoelastic Constitutive Stress-Strain Relations Involving Fractional Time Derivatives, Institut A für Mechanik, Universität Stuttgart, Germany