

# Comportamiento biomecánico en un modelo ideal de dentina ante cargas compresivas analizado por el método de elementos finitos\*

## Biomechanical behavior of a dentine ideal model when bearing compressive charges as analyzed by the finite element method

### Resumen

**ANTECEDENTES:** la dentina es el eje estructural del diente y constituye el tejido mineralizado que conforma el mayor volumen de la estructura dentaria; en ella se pueden distinguir dos componentes básicos: la matriz mineralizada y los túbulos dentinarios que la atraviesan en todo su espesor. Teniendo en cuenta que los túbulos están conectados por material orgánico, el cual tiene más bajo módulo de elasticidad que los túbulos a lo largo de sus ejes, y que la dentina es un tejido que por ser tan amplio en su composición, tiene un comportamiento biomecánico especial, diferentes autores han planteado que ésta es un tejido anisotrópico a diferencia de otros quienes proponen que se comporta isotrópicamente. **OBJETIVO:** como resultado de esta controversia, el motivo fundamental para la realización de esta investigación fue observar por medio de elementos finitos, el comportamiento biomecánico en un modelo ideal de dentina, teniendo en cuenta su composición y describir cómo se distribuye el esfuerzo dentro de ella al aplicar cargas compresivas en diferentes direcciones con respecto a los túbulos. **MÉTODO:** se utilizó el programa ALGOR para diseñar el modelo tridimensional. Las fuerzas fueron aplicadas paralelas y perpendiculares a los túbulos dentinales. El análisis de la información se llevó a cabo, observando las concentraciones de esfuerzos realizando un análisis cualitativo. **RESULTADOS:** al aplicar las cargas, el modelo ideal de dentina se comportó ortotrópicamente, debido a que presenta diferentes propiedades elásticas en los diferentes planos y las propiedades son independientes de la dirección en cada plano; se encontró que la mayor concentración de esfuerzo al aplicar las cargas tanto paralelas como perpendiculares fue en dentina peritubular y la mayor deformación se presentó en líquido tubular.

**Palabras clave:** dentina, túbulos dentinales, anisotropía, isotropía, ortotropía, elementos finitos, biomecánica, fuerzas compresivas.

**Área temática:** Biofísica

### Abstract

**BACKGROUND:** dentine is the structural axis of teeth and the mineralized tissue that constitutes the largest part of teeth structure. It has two basic components: the mineralized matrix and the tubules that go through it. Since tubules are connected by organic material, which is less elastic than tubules along their axis, and since dentine exhibits a special biomechanical behavior due to its wide composition, some authors have argued that dentine is a non - isotropic tissue while others sustain that it is isotropic. **OBJECTIVE:** as a result of this controversy, the basic reason for this research was to analyze with finite elements the biomechanical behavior of a dentine ideal model, keeping in mind its composition, and to describe how stress is distributed when applying compressive charges in different directions with respect to tubules. **METHOD:** the ALGOR program was used to design the three - dimensional model. The stress applied was parallel and perpendicular to dentine tubules. Information was analyzed by observing stress concentrations through a qualitative analysis. **RESULTS:** when applying charges, the dentine ideal model behaved orthotropically due to the fact that it has different elastic properties in different planes and that properties are no dependent on the direction in each plane. It was found that the biggest effort concentration when applying parallel and perpendicular charges was in peritubular dentine, and that the biggest deformation was in tubular liquid.

**Key words:** dentine, dentine tubules, anisotropy, isotropy, orthotropy, finite elements, biomechanics, compressive charges.

**Thematic field:** Biophysics

■ Sandra Giselle Araque Beltrán  
Odontóloga, Pontificia Universidad Javeriana. Bogotá, D. C., Colombia.  
sandragise@yahoo.es.com.

■ Andrea Marcela Caballero Pachón  
Odontóloga, Pontificia Universidad Javeriana. Bogotá, D. C., Colombia.  
andreitacaballero@hotmail.com.

■ Luis Eduardo Luna Ángel  
Odontólogo, profesor instructor, Facultad de Odontología, Pontificia Universidad Javeriana. Bogotá, D. C., Colombia. Director del trabajo.  
luis\_luna80@hotmail.com

Recibido para publicación:  
diciembre 12 de 2003

Aceptado para publicación  
junio de 2005

\* Artículo correspondiente al trabajo de grado para optar al título de odontóloga general.

## Introducción

El conocimiento del origen embriológico de las estructuras tisulares que conforman la cavidad oral es importante para el desarrollo de diferentes especialidades odontológicas, puesto que proporciona la base para el estudio y la aplicación de diferentes métodos y pruebas que permitan el avance científico.

Una de las unidades básicas que conforma la cavidad bucal es el diente, ya que es un tejido que proporciona funciones primordiales en la masticación, fonación y sensibilidad; conocer su composición histológica permite lograr el mejoramiento de su estado en casos de patologías, como la caries, en la que se necesita restablecer las estructuras y funciones perdidas a través de la implementación de diversos materiales que sean biocompatibles y resistentes.

Uno de los tejidos mineralizados que conforma el mayor volumen del diente es la dentina; por tanto, constituye el eje estructural sobre el que se articula el resto de los tejidos duros del mismo, esmalte y cemento, además es parte fundamental de la protección de la pulpa. Está compuesta por 70% de materia inorgánica, 18% de materia orgánica y 12% de agua. Las unidades estructurales básicas que la constituyen son los túbulos dentinarios y la matriz intertubular; los túbulos dentinarios son estructuras cilíndricas delgadas que se extienden por todo el espesor de la dentina desde la pulpa hasta la unión amelodentinaria o cemento-dentinaria, alojando los procesos odontoblásticos, ocupan aproximadamente el 10% del total del volumen de la dentina y tienen función hidráulica en la transferencia del estrés.<sup>2</sup> Cada túbulo dentinal es un cono invertido con un diámetro pequeño (0.5-0.9  $\mu\text{m}$ ) localizado en la unión amelodentinal y se incrementan de 2 a 3  $\mu\text{m}$  cerca a la pulpa.<sup>3</sup> La dentina puede ser considerada como un complejo hidratado compuesto por cuatro elementos: (1) túbulos orientados alrededor por (2) una zona peritubular altamente mineralizada embebida por una matriz intertubular, (3) colágeno tipo I embebido con cristales de apatita y (4) fluido dentinal.<sup>4</sup> Como consecuencia de su composición química y de su estructura histológica, la dentina posee tres

propiedades físicas esenciales, dureza, resistencia y elasticidad, que resultan imprescindibles para ejercer su función mecánica en la fisiología dental. Las propiedades mecánicas de la dentina son importantes para entender cómo las fuerzas masticatorias son distribuidas a través del diente, y para predecir cómo el estrés y éstas interactúan con procedimientos restaurativos, edad y enfermedad.<sup>5</sup> Un importante factor en el análisis de estrés del diente humano es la respuesta clínica del esmalte y la dentina, individual y conjuntamente, durante la masticación.<sup>6</sup>

Teniendo en cuenta que los túbulos están conectados por material orgánico, el cual tiene más bajo módulo de resistencia que los túbulos a lo largo de sus ejes, Caputo consideró que existe un mayor grado de anisotropía en dentina que en esmalte. La dentina en consecuencia es un material que responde diferente cuando alguna fuerza es aplicada paralela a los túbulos o cuando se aplica transversal a ellos.<sup>7</sup> Se considera anisotropía cuando la variable inducida (estrés, corriente eléctrica, etc.) no coincide con la del campo que la origina; además, su intensidad no es la misma en todas las direcciones cristalinas.<sup>8</sup>

Contrario a lo dicho por Caputo, otros investigadores plantean el comportamiento de la dentina como un tejido isotrópico. Craig y Peyton muestran que la isotropía de la dentina se debe al comportamiento de propiedades mecánicas que incluyen módulo de elasticidad, límite proporcional y fuerzas compresivas; diferente a esto, Rasmussen y Patchin reportan menor anisotropía en trabajo de fractura.<sup>9-10</sup> Debido a la controversia originada por estos autores, el motivo fundamental para la realización de esta investigación fue observar el comportamiento biomecánico de la dentina, según su composición histológica, y determinar cómo se distribuye el esfuerzo dentro de ella al aplicar fuerzas en diferentes direcciones con respecto a los túbulos dentinales en un modelo ideal, utilizando un programa computarizado como el de elementos finitos, que permite reproducir fielmente una imagen por medio de ecuaciones diferenciales por las cuales se pueden aplicar situaciones reales.<sup>11</sup> El método de elementos finitos es una forma de conseguir una solución numérica a un pro-

blema específico, envuelve una estructura en varios elementos describiendo el comportamiento de cada elemento en una forma simple, para posteriormente ser reconectado por nodos.

Es necesario tener en cuenta que la literatura reporta pocos estudios relacionados con este tema, por lo tanto el grupo investigador busca generar nuevo conocimiento que, para la comunidad científica, será innovador ya que permitirá comprender mejor la biomecánica de la dentina, su relación con las preparaciones cavitarias y los materiales que se van a elegir para que armonicen con la estructura dentaria.

### Materiales y métodos

En este estudio observacional descriptivo,<sup>13</sup> se utilizó como unidad de análisis una porción de tejido dentinal. Para llevar a cabo el desarrollo de la prueba se utilizó un programa computarizado de elementos finitos denominado ALGOR, en el cual se diseñó un modelo ideal que tuviera todas las características biomecánicas que presenta el tejido dentinal. Para la elaboración de este modelo, fueron necesarios los módulos de elasticidad de la dentina peritubular e intertubular tanto paralela como perpendicular al túbulo, (valores reportados por Kinney en 1999)<sup>14</sup> y las propiedades mecánicas como relación de Poisson, densidad, coeficiente de expansión térmica señalados por Water, Craig y Peyton,<sup>9-15</sup> presión intratubular de 30 mmHg<sup>16</sup> y módulo de cortante que lo solicita el programa de modelo tridimensional ALGOR.

La realización de esta investigación se desarrolló en las siguientes etapas:

#### Etapa I

Por medio de un programa de gráficas SOLID AGE, se desarrolló la geometría bidimensional de un túbulo iniciando por la parte externa, que correspondió a la dentina intertubular; luego, la dentina peritubular y finalmente la parte interna del túbulo. Posteriormente, fue reproducido varias veces en el programa computarizado ALGOR y unido con otros hasta formar una porción de tejido de dentina completo con medidas de 80  $\mu$ m de

alto y ancho. Seguidamente, se procedió a dar una profundidad de 50  $\mu$ m, para obtener un modelo tridimensional tanto para esfuerzos (figura 1) como para desplazamientos (figura 2).

Una vez reproducida la imagen, se procedió a realizar el enmallado de la estructura en los diferentes segmentos.

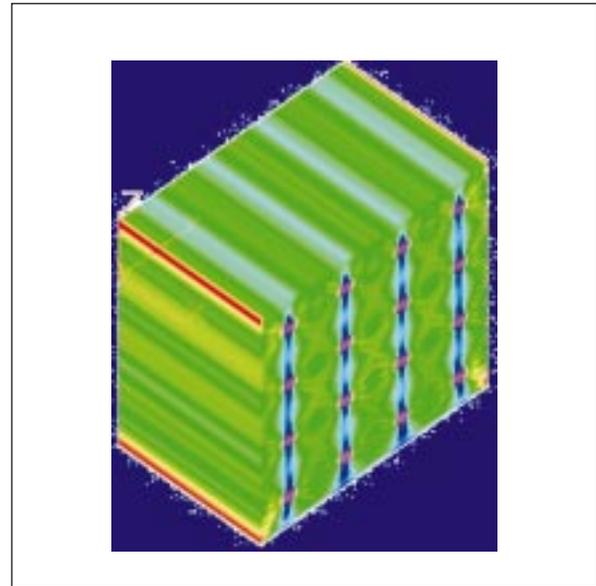


Figura 1. Modelo 3D: esfuerzos.

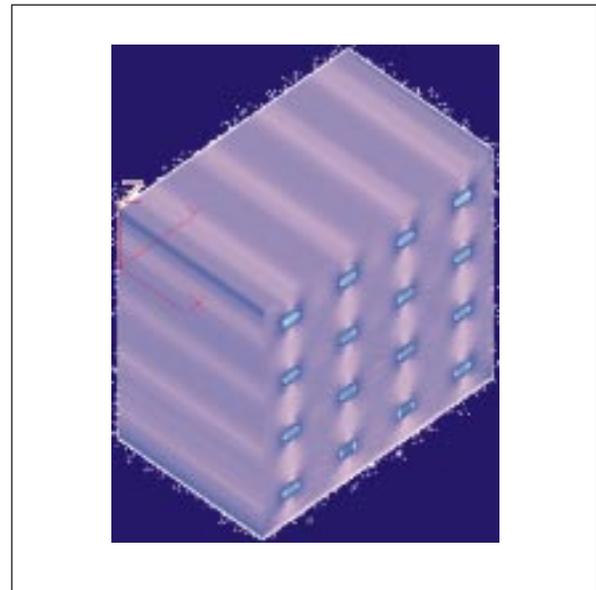


Figura 2. Modelo 3D: desplazamientos.

## Etapa II

Después de haber realizado el modelo tridimensional ideal del tejido dentinal, se cargó con las propiedades biomecánicas correspondientes dependiendo del tipo y de la dirección con respecto a los túbulos (tablas 1-2) así como con los requerimientos que el programa ALGOR solicitaba.

**Tabla 1**  
Propiedades mecánicas de la dentina

Propiedades	Dentina
Límite proporcional (Mpa)	100 - 190
Resistencia compresiva (Mpa)	230 - 370
Módulo de Young (Gpa)	7 - 30
Resistencia a la fractura (Mpa)	138
Resistencia tensil (Mpa)	31 - 65
Resistencia flexural (Mpa)	245 - 280
Dureza (KHN)	68 - 80
Módulo de elasticidad dentina (Gpa)	10.1 - 19.3

**Tabla 2**  
Propiedades mecánicas de la dentina peritubular e intertubular

Propiedades	Valores
Dentina peritubular	22 Gpa
Dentina intertubular	17.7 - 21.1 Gpa
Relación de Poisson	0.3
Presión intratubular	30 mm Hg

## Etapa III

Posterior a este diseño, se procedió a la aplicación de cargas dinámicas compresivas de 680N (fuerza masticatoria máxima real)<sup>17</sup> paralelas y perpendiculares a los túbulos, observando los puntos de mayor resistencia.

## Etapa IV

Una vez aplicadas las cargas, en el modelo aparecieron las superficies de mayor y menor resistencia con un color específico, lo que permite su identificación y análisis claro, además de las diferencias que se presentan de acuerdo con la dirección de las cargas aplicadas.

## Resultados

### Cortante en X: Carga aplicada paralela al túbulo (figura 3)

Los valores de intensidad de esfuerzo que soporta la porción de tejido dentinal al aplicar la carga, fueron de 0.028 Mpa en fluido intratubular, 0.259 Mpa en dentina peritubular y en dentina intertubular de 0.086 Mpa, observándose que en la dentina peritubular se encuentra el punto de mayor esfuerzo.

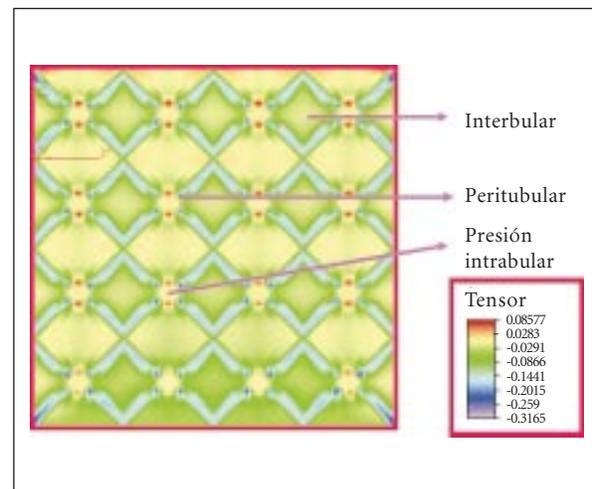


Figura 3. Cortante en X: carga aplicada paralela al túbulo.

### Cortante en Y: Carga aplicada perpendicular al túbulo (figura 4)

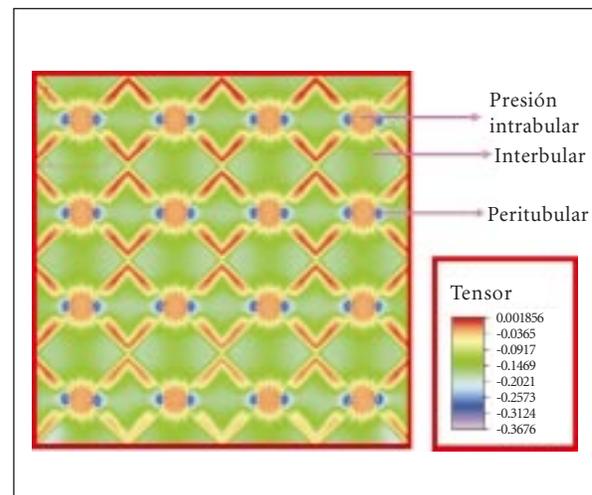


Figura 4. Cortante en Y: carga aplicada perpendicular al túbulo.

Los valores de intensidad de esfuerzo que soporta la porción de tejido dentinal al aplicar la carga, fueron de 0.018 Mpa en fluido intratubular, 0.257 Mpa en dentina peritubular y en dentina intertubular de 0.146 Mpa, observándose que en la dentina peritubular se encuentra el punto de mayor esfuerzo.

### Desplazamiento (figura 5)

Se observó que al aplicar la carga, la dentina peritubular tuvo un desplazamiento de 15.0  $\mu\text{m}$ , en dentina intertubular de 12.24  $\mu\text{m}$  y en líquido tubular de 25.9  $\mu\text{m}$ .

La zona correspondiente al líquido tubular presentó mayor deformación al aplicar una carga de 680 N.

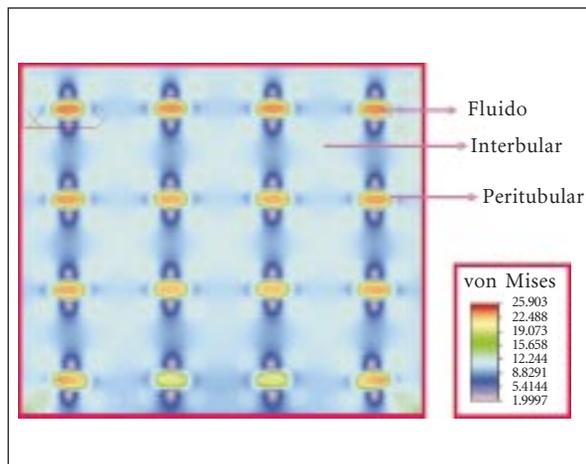


Figura 5. Desplazamientos: carga aplicada paralela y perpendicular al túbulo.

### Discusión

Al desarrollar el *modelo ideal* de la porción de tejido dentinal en el presente estudio, se observó que al aplicar una carga de 680 N que representa la fuerza masticatoria normal, tanto paralela como perpendicular al modelo ideal de la porción de tejido, la dentina se comportó *ortotrópicamente*, debido a que presenta diferentes propiedades elásticas en los diferentes planos y las propiedades son independientes de la dirección en cada plano.

Fundamentado en la composición orgánica e inorgánica de la dentina, teniendo en cuenta que

los túbulos están conectados por material orgánico, el cual tiene más bajo módulo de elasticidad que los túbulos a lo largo de sus ejes, y realizando un estudio de fotoelasticidad, Caputo (1987) consideró que la dentina tiene un mayor grado de anisotropía que el esmalte. La dentina, por tanto, es un material que responde diferente cuando alguna carga es aplicada paralela a los túbulos o cuando se aplica transversal a ellos.

Realizando un modelo bidimensional de un diente con esmalte y dentina con características isotrópicas y anisotrópicas, realizado en elementos finitos con los programas ANSYS y TOMECH, teniendo en cuenta que la estructura de los túbulos que están presentes en la dentina, es menos ordenada que en el esmalte, y que no se encuentran valores para el módulo de elasticidad de dentina en dirección paralela y perpendicular a los túbulos, Spears en 1993 señaló que en su estudio, la dentina es estructuralmente anisotrópica seguramente por la variación en las medidas del módulo de elasticidad<sup>9</sup> comparada con la de otros modelos realizados por diferentes autores, concluyendo que las distintas distribuciones del estrés son desiguales en los modelos teniendo en cuenta las propiedades de los materiales.

Para la realización del modelo ideal de este estudio, se contó con el conocimiento de propiedades del tejido, tanto en su totalidad como en la individualidad de las partes que la componen; con base en los datos encontrados en la investigación realizada por Kinney en 1995 sobre la dureza y módulo de elasticidad para dentina humana peritubular e intertubular, se tomaron de esta última valores tanto perpendiculares como paralelos al túbulo. En dentina peritubular, no se hallaron datos específicos;<sup>18</sup> además, se utilizaron cualidades que la literatura reportaba como relación de Poisson, densidad, coeficiente de expansión térmica, presión intratubular y módulo de cortante; es claro que por esta razón los resultados de esta investigación difieren de los estudios realizados anteriormente.<sup>15</sup>

En el estudio realizado por Kinney en 1999, utilizando un microscopio de fuerza atómica, se planteó que la dentina peritubular presenta mayor dureza que la dentina intertubular; esta rigidez

podría ser el resultado de la orientación tanto de las fibras colágenas como de la distribución mineral.<sup>14</sup>

Apoyando lo anterior, en esta investigación se obtuvo como resultado que la dentina peritubular presentó mayor concentración de esfuerzos al aplicar cargas, tanto perpendiculares como paralelas a los túbulos. Para complementar los estudios con respecto a este tejido, se propone realizar futuras investigaciones con respecto a la biomecánica en dentina primaria, secundaria y terciaria, observando diferentes respuestas en la interacción con otras estructuras.

Kinney y colaboradores (1999), utilizando un modelo de inclusiones cilíndricas en la matriz de la dentina homogénea e isotrópica, estudiaron los efectos de la orientación de los túbulos en las propiedades elásticas de la misma, y concluyeron que éstas pueden ser modeladas isotrópicamente; además que la dentina intertubular gobierna el comportamiento biomecánico de la dentina y que los túbulos no inducen anisotropía elástica.<sup>15</sup>

A diferencia de lo anterior, la presente investigación encontró que los túbulos influyen en el comportamiento biomecánico de la dentina, actuando como amortiguadores al recibir las cargas masticatorias debido a que fueron los componentes dentinales que mayor deformación presentaron en el modelo ideal. Parte de la alta variabilidad en la fuerza de la dentina ha sido atribuida a la adquisición y al manejo de los pequeños canales dentinales los cuales son necesarios para probar los efectos de orientación.<sup>19</sup>

Para analizar el comportamiento de los túbulos y la participación de los mismos en la transmisión de fuerzas ante la aplicación de diferentes cargas se recomienda realizar nuevos estudios en los que se debería tener en cuenta la localización de éstos en dentina coronal y proximidad con la pulpa obteniendo resultados más completos.

Es importante destacar que una de las ventajas de este estudio es el método utilizado para el análisis del comportamiento biomecánico de la dentina a diferencia de otros autores, como es el de

elementos finitos modelando la estructura en 3D y recopilando datos importantes de estudios anteriores para llegar a una completa información; esta es una herramienta que facilita el entendimiento de situaciones que en la realidad no podrían ser observadas a simple vista.

Con respecto a los resultados obtenidos que facilitan analizar el comportamiento de la dentina, se podría inferir que el patrón de conducta ortotrópico que resulta de la aplicación de cargas masticatorias en este proceso, es importante de acuerdo con la interrelación que existe entre dinámica, tejido dental y materiales restaurativos que logren proporcionar armonía funcional y estructural. La dentina, por tanto, actúa como un tejido que soporta la transmisión de fuerzas compresivas o tensionales.

En consecuencia, si las propiedades de un material restaurador son conocidas y asimismo las del tejido dental, se podrá predecir la efectividad de la unión de estos dos y su acción en el mejoramiento de los beneficios para el paciente, tales como estética, funciones del sistema estomatognático y preservación de los tejidos dentales, evitando fracturas.

Es importante destacar la necesidad de elaborar posteriores diseños con características más específicas que incluyan el análisis del diente completo con todas sus partes, observando su comportamiento al aplicar diferentes cargas, ya sean compresivas o traccionales, así como establecer diferencias frente a patologías como el bruxismo.

La presente investigación representa la apertura de una nueva línea de investigación en la Facultad de Odontología de la Pontificia Universidad Javeriana, relacionada con todo el conocimiento de la dentina, proporcionando nuevos datos que para la realización de futuros estudios permitirá el entendimiento no sólo de ésta como unidad, sino en la interacción con otras estructuras que conforman el diente mediante la utilización de elementos finitos proyectándose cada vez más cerca de la realidad.

### Conclusiones

Al aplicar una carga de 680 N que representa la fuerza masticatoria normal, tanto paralela como perpendicular al modelo ideal de la porción de tejido, el comportamiento de la dentina es *ortotrópico*, puesto que presenta diferentes propiedades elásticas en los diferentes planos.

El líquido tubular presenta mayor deformación al aplicar la carga, lo que indica que actúa como un amortiguador del tejido.

La dentina peritubular presenta mayor magnitud de esfuerzo observado en los gráficos al aplicar cargas tanto perpendiculares como paralelas.

### Recomendaciones

Realizar investigaciones con respecto a la biomecánica de la dentina primaria, secundaria y terciaria.

Observar el comportamiento de la dentina aplicándolo en patologías como el bruxismo, para establecer curvas de deformación de la dentina.

Determinar la conducta del tejido dentinal con respecto a la localización de los túbulos en dentina coronal y proximidad con la pulpa.

Modelar con elementos finitos un diente completo con todas sus partes y características biomecánicas independientes con el fin de establecer el comportamiento de toda la estructura al aplicar la carga.

### Bibliografía

1. Gómez M, Campos A. Histología y embriología bucodental, 3ª ed., Colombia: Médica Panamericana, 1999; 197-225
2. Lertchirakarn V, Palamara J, Messer H. Anisotropy of tensile strength of root dentin. *J Dent Res* 2001 Nov; 80(2): 453-612
3. Pashley D, DMD, PhD. Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent* 1991 Dec; 66: 771-81
4. Marshall G. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int* 1993; 24 (9): 606-19
5. Marshall G, Marshall S, Kinney J, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997 Mar; 25(6): 441-58
6. Vijay K, PhD, Khera S, BDS, DDS, MS, Singh K. Clinical implications of the response of enamel and dentin to masticatory loads. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 446-54
7. Caputo A, Standlee J. Biomechanics in clinical dentistry, 1ª ed., Chicago: Quintessence Books, 1987; 102
8. Chen W. The civil engineering handbook. 1ª ed., Indiana: CRC Press, 1995; 772
9. Spears I, Noort V, Crompton R, Cardew G, Howard I. The effects of enamel anisotropy on the Distribution of Stress in a Tooth. *J Dent Res* 1993 Nov; 11(72): 1526-31
10. Xu H, Smith D, Jahanmir S, Romberg E, Kelly J, Thompson V, Rekow E. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res* 1998 Mar; 77(3): 472-80
11. Varón A, Mejía E, Ruiz V. Elementos finitos. Una herramienta de análisis conceptual para los profesionales del área odontológica. *Odontos* 2002 Oct; 7: 6-16
12. Lázaro R. Aplicación del método de los elementos finitos al cálculo de las fuerzas. *Quintessence* 1999; 2-3.
13. Hernández R. Metodología de la investigación, 1ª ed., Chile: McGraw-Hill, 1991; 36
14. Kinney J, Balooch M, Marshall G, Marshall S. A Micromechanics model of the elastic properties of human dentine. *Arch Oral Biol* 1999 May; 44: 813-22
15. Nakabayashi N. Hybridization of dental hard tissues, 2ª ed., Japan: Quintessence Books, 1998; 21-26, 29-35
16. Brannstrom M. Dentin and pulp in restorative dentistry. Wolfe Medical Publications, 1981; 12
17. Manns A, Díaz G. Sistema estomatognático, 2ª ed., Chile: Sociedad Oláfica Almagro, 1988; 77-8
18. Kinney J, Balooch M, Marshall S, Marshall G, Weihs T. Hardness and young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. *Arch Oral Biol* 1995 Sep; 41(1): 9-13
19. Watanabe L, Marshall G, Marshall S. Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location. *Dent Matter* 1996 Mar; 12: 109-15
20. Lacouture P, Luna LE. Relación de la anisotropía con la resistencia del esmalte. *Univ Odontol* 2002; 22(48): 52-9

### Agradecimientos

Al ingeniero mecánico Carlos Bohórquez, egresado de la Universidad Nacional, por la ejecución del programa computarizado de elementos finitos ALGOR.