

Comportamiento biomecánico de cavidades clase I y II para amalgama y resina, analizado por el método de elementos finitos

Biomechanical Behavior of Class I and II Cavity Preparations for Amalgam and Composite Analyzed with the Finite Element Method

Univ Odontol. 2009 Ene-Jun; 28(60): 9-17. ISSN 0120-4319

CIENCIAS BÁSICAS, BIOTECNOLOGÍA Y BIOINFORMÁTICA

Claudia Liliana Serrano Jaramillo
Odontóloga, Pontificia Universidad
Javeriana, Bogotá, Colombia.

Andrea Catalina D'Achiardi Zúñiga
Odontóloga, Pontificia Universidad
Javeriana, Bogotá, Colombia.

Eva María Galvis Rodríguez
Odontóloga, Pontificia Universidad
Javeriana, Bogotá, Colombia.

Luis Eduardo Luna Ángel
Odontólogo.
Especialista en Rehabilitación Oral.
Magíster en Biofísica.
Docente de la Facultad de
Odontología, Pontificia Universidad
Javeriana, Bogotá, Colombia.
Director del trabajo.

Gloria Cristina Moreno Abello
Odontóloga.
Magistra en Microbiología.
Docente de la Facultad de
Odontología, Pontificia Universidad
Javeriana, Bogotá, Colombia.
Asesora metodológica del trabajo.

Artículo correspondiente al trabajo de grado de las tres primeras autoras para optar al título de odontólogas.

Serrano Jaramillo CL, D'Achiardi Zúñiga AC, Galvis Rodríguez EM, Luna Ángel LE, Moreno Abello GC. Comportamiento biomecánico de cavidades clase I y II para amalgama y resina, analizado por el método de elementos finitos. Univ Odontol. 2009 Ene-Jun; 28(60): 9-17.

Recibido para evaluación 22-12-2008
Aceptado para publicación 15-04-2009

Disponible en
<http://revistas.javeriana.edu.co/index.php/revUnivOdontologica/>

RESUMEN

Antecedentes: A través del tiempo, teóricamente se han establecido parámetros de diseños de cavidades ideales; sin embargo, no se ha hecho un análisis biomecánico que muestre cuál es la mejor alternativa. *Objetivo:* Identificar el diseño cavitario que ofrece mejor distribución de esfuerzos en cavidades clase I y II obturadas con amalgama o resina, a partir de un análisis de elementos finitos. *Método:* Se realizó un modelo tridimensional de la corona de un premolar superior con cavidades clase I o II, obturadas con amalgama o resina, variando la dirección de las paredes. Se aplicó una fuerza de 291,36 newtons (N) en cinco puntos de contacto y se observó la distribución de los esfuerzos y sus magnitudes. *Resultados:* Para cavidades clase I se obtuvo una mejor distribución de esfuerzos, al utilizar paredes divergentes para obturaciones en amalgama y convergentes para resina, mientras en cavidades clase II ocurrió lo contrario. La concentración de esfuerzos es mayor con resina que con amalgama y coincide con los puntos de contacto. También se encontró mayor concentración de esfuerzos en la restauración que del tejido dentario, tanto para amalgama como para resina. *Conclusiones:* Desde el punto de vista biomecánico, la variación en la dirección de las paredes cavitarias influye en la distribución de los esfuerzos y sus magnitudes en el diente, pero no parece ser un factor determinante del éxito o fracaso de una restauración, teniendo en cuenta las condiciones empleadas en este estudio.

PALABRAS CLAVE

Elementos finitos, amalgama dental, resinas compuestas, diseño cavitario, cavidad dental, módulo de elasticidad, distribución de Poisson.

ÁREAS TEMÁTICAS

Biofísica, operatoria dental

ABSTRACT

Background: Through time, some parameters for cavity design have been established theoretically but there is no biomechanical analysis that shows which one is the best alternative. *Purpose:* Identify through the finite element method the cavity design that offers a better distribution of efforts in cavities class I and II for amalgam or composite. *Method:* A three dimensional model of the crown of a second superior premolar with cavities class I or II restored with amalgam or composite was realized, varying the direction of the cavity walls. A force of 291.36 N was applied in the five contact points and the distribution of efforts and its magnitude was observed. *Results:* For cavities class I, a better distribution of efforts was obtained when using divergent walls for restorations in amalgam and convergent for composite, while in cavities class II the opposed occurred. The concentration of efforts was greater with composite than with amalgam and it coincided with the dental contact points. It was also found a greater concentration of efforts in the restoration material than in the dental structure, for amalgam and for composite. *Conclusions:* From the biomechanical point of view, the cavity walls direction have influence in the distribution of efforts and its magnitudes in the tooth but do not seem to be a determining factor for the success or failure of the restoration considering the conditions included in this study.

KEY WORDS

Finite elements, dental amalgam, composite resins, dental cavity, elastic modulus, Poisson distribution.

THEMATIC FIELDS

Biophysics, dental operatory

INTRODUCCIÓN

Durante una preparación cavitaria se altera la estructura natural del diente para remplazarla por elementos artificiales que, de alguna manera, van a causar estrés en el tejido remanente. Por ello, algunos autores afirman que el éxito o fracaso de la restauración depende del diseño cavitario que se realice.¹⁻² El diseño cavitario es importante para mantener la integridad del tejido dentario y lograr una mayor longevidad de éste en la cavidad oral.³ Sin embargo, Kahler y colaboradores, en un estudio publicado en 2005, sugieren que la susceptibilidad a fractura de un diente restaurado depende de las propiedades mecánicas del material, más que de la configuración de la cavidad.⁴

En los inicios de la operatoria dental sólo se utilizaba amalgama y se proponía un diseño cavitario con paredes divergentes hacia oclusal.⁵⁻⁶ Esto cambió con el tiempo y actualmente se usa un diseño con paredes convergentes hacia oclusal para obturaciones con amalgama.⁷⁻⁸ La resina apareció después de la amalgama, pero existe una variedad de opiniones con respecto al diseño cavitario que se debe realizar para este material restaurativo. Algunos autores proponen paredes convergentes hacia oclusal.⁹ Otros coinciden en que se deben realizar paredes divergentes hacia oclusal.¹⁰ En cuanto a los ángulos de la cavidad, la mayoría de los autores coincide en que éstos deben redondearse.⁷⁻⁸

Como ya se mencionó, la operatoria dental se basa principalmente en dos materiales restaurativos: amalgama y resina. Las dos tienen características muy diferentes. La amalgama tiene una alta resistencia a las fuerzas compresivas, pero baja a las fuerzas tangenciales; por esto el diseño de la cavidad debe potenciar sus ventajas y restringir las desventajas.¹¹⁻¹² Por su parte, la resina tiene la ventaja de proporcionar mejor estética, además de contar con una unión química a la estructura dentaria, razón por la cual el diseño cavitario no requiere ser retentivo. Su mayor desventaja es la contracción de polimerización.

La amalgama tiene un módulo de elasticidad mucho mayor que el de la resina, 50 gigapascales (GPa) y 19 GPa, respectivamente. Ocurre lo mismo para la relación de Poisson, la cual corresponde a 0,29 para amalgama y 0,24 para resina. El módulo de Poisson relaciona la deformación transversal y la deformación con respecto a la longitud de un material cuando es sometido a un estiramiento funcional.¹³ Debido a la diferencia en las propiedades de estos dos materiales, el comportamiento de la restauración es asimismo diferente. Arola y colaboradores llegaron a la conclusión de que la localización y la orientación del estrés máximo en molares restaurados dependen del material restaurativo que se utilice.¹⁴

Durante años, la técnica y el material que se ha de utilizar han sido los que guían el diseño cavitario. Esto es apoyado por un sinnúmero de estudios de la operatoria

dental y el progreso en la tecnología; sin embargo, no existe ningún estudio que analice el comportamiento biomecánico de las restauraciones, según el diseño cavitario que se realice para ver si en realidad constituye la mejor alternativa.

Con este estudio se pretendió analizar el comportamiento biomecánico de las cavidades clase I y II, de acuerdo con el diseño cavitario y el material restaurativo. Para esto se usó el método de elementos finitos, una simulación computarizada que brinda una solución analítica a problemas complejos, ya que permite, entre otras, analizar patrones de estrés en el diente, producidos por restauraciones, lo cual no es posible por medio de un estudio *in vitro*.¹⁵ Se realizaron cavidades clase I y II con paredes convergentes y divergentes, restauradas tanto con amalgama como con resina, y se observó la distribución de los esfuerzos en los tejidos dentarios y en la restauración.

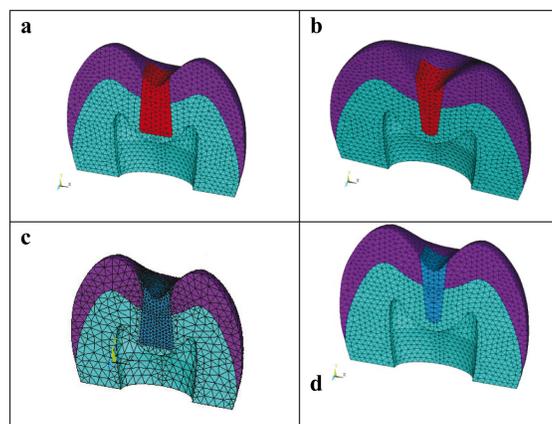
MATERIALES Y MÉTODOS

Para hacer el análisis de elementos finitos, se utilizó el programa ANSYS 8.0, con el cual se creó un modelo tridimensional de la corona de un premolar superior, tomando las características morfológicas del diente natural: altura total de 19 milímetros (mm), con una altura coronal de 7 mm y una altura radicular de 12 mm; ancho mesodistal en la línea amelocementaria de 5 mm y en la parte medio coronal de 7 mm; ancho vestibulolingual en la línea amelocementaria de 9 mm y en la parte medio coronal de 7 mm.

En este estudio se utilizaron cuatro unidades de análisis: cavidad clase I obturada con amalgama, cavidad clase I obturada con resina, cavidad clase II obturada con amalgama, cavidad clase II obturada con resina (figuras 1 y 2). El tamaño y localización de las cavidades

FIGURA 1

CAVIDADES CLASE I OBTURADAS CON AMALGAMA Y RESINA

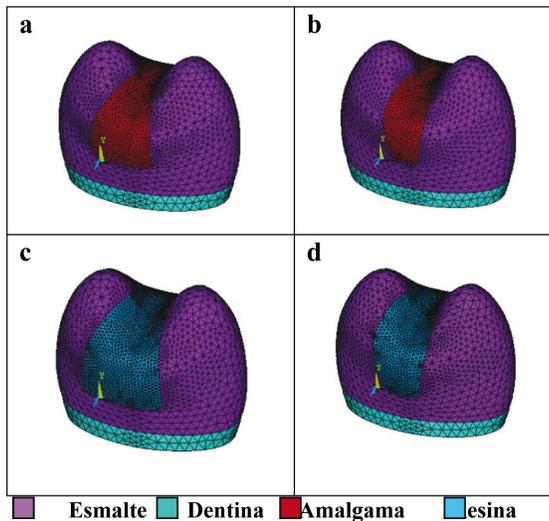


(a) Cavidad clase I con paredes convergentes obturada con amalgama; (b) cavidad clase I con paredes divergentes obturada con amalgama; (c) cavidad clase I con paredes convergentes obturada con resina; (d) cavidad clase I con paredes divergentes obturada con resina.

fue igual para las restauraciones en amalgama y resina: se realizó un istmo de 1/3 de la distancia intercuspídea y una profundidad de 3,0 mm.¹⁴

FIGURA 2

CAVIDADES CLASE II OBTURADAS CON AMALGAMA Y RESINA



(a) Cavity clase II with convergent walls filled with amalgam; (b) cavity clase II with divergent walls filled with amalgam; (c) cavity clase II with convergent walls filled with resin; (d) cavity clase II with divergent walls filled with resin.

Actualmente no existe literatura que sustente el ángulo de convergencia o divergencia que debe tener la preparación cavitaria; en este caso se utilizó una convergencia de 8,5° y una divergencia de 10,7°. A todas las preparaciones cavitarias se les realizaron ángulos redondeados. En las cavidades para resina se realizó un ángulo cavo superficial de 45° y para amalgama de 90°.^{6,7,11,16-18}

The program ANSYS 8.0 was loaded with the necessary mechanical properties of the restorative materials and dental tissues (table 1). For this study Filtek™ P60 3M™ was used, due to its different properties, it meets the requirements necessary to be used in class I and II of posterior teeth.¹⁵

For the obturation of cavities with amalgam, Contour™ Kerr™ was used, as it is an amalgam with a high copper content that provides an easy and firm condensation with spherical particles of 70% and 30% conventional, which reduces the possibility of marginal fracture. Each model was made individually and in this way a different mesh was generated for each group of analysis. Therefore, the number of nodes and elements varied according to the model (table 2).

After finishing the study models with the cavity preparations and their respective obturations, the occlusal forces were applied through the computer program. According to the literature, a force of 291,36 newtons (N) distributed in five contact points was applied, observing the distribution of stresses and their magnitudes. To achieve a better observation of the results, the restoration of the tooth was isolated, dividing it into three zones (enamel, dentin, and restoration) separately, in order to observe the distribution of stresses generated in each one of them starting from the application of the force.

The results thrown by the computer were analyzed through a scale of values that comes with determined colors, where blue indicates the minimum value and red the maximum value in megapascals (MPa).

TABLA 1

PROPIEDADES MECÁNICAS DE MATERIALES EMPLEADOS EN EL ANÁLISIS

Material	Módulo de elasticidad (GPa)	Relación de Poisson
Dentina	20	0,31
Esmalte	80	0,30
Amalgama	50	0,29
Resina	19	0,24

Fuente: Arola D, Galles LA, Sarubin MF. A comparison of mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. J Dent. 2001 Jan;29(1):65.

TABLA 2

CANTIDAD DE NODOS Y ELEMENTOS EN CADA MODELO

Modelo	Grupo		Cantidad	
			Nodos	Elementos
Clase 1	Convergente	Amalgama	84.466	62.048
		Resina	82.467	58.732
	Divergente	Amalgama	54.702	39.136
		Resina	54.419	37.856
Clase 2	Convergente	Amalgama	138.710	100.616
		Resina	140.818	100.392
	Divergente	Amalgama	114.422	82.764
		Resina	125.201	87.786

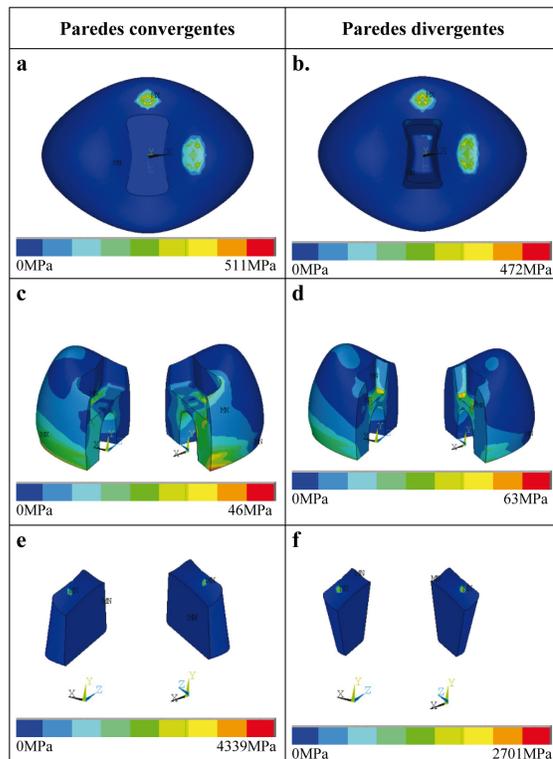
RESULTADOS

Cavidad clase I obturada con amalgama

En la cavidad clase I con paredes convergentes hacia oclusal, el valor máximo de concentración de esfuerzos en el esmalte fue de 511 MPa y se situó en la zona del reborde triangular mesial, en el punto de contacto (figura 3a). En la cavidad con paredes divergentes hacia oclusal, la concentración máxima de esfuerzos fue menor, pues correspondió a 472 MPa, que se localizó igualmente en el reborde triangular mesial (figura 3b).

FIGURA 3

DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN CAVIDAD CLASE I OBTURADA CON AMALGAMA AISLANDO DIENTE Y RESTAURACIÓN



(a y b) Distribución de esfuerzos en esmalte; (c y d) distribución de esfuerzos en dentina; (e y f) distribución de esfuerzos en restauración.

Los valores de concentración de esfuerzos son mayores en el esmalte que en la dentina. En esta última, el valor máximo de concentración de esfuerzos para la cavidad con paredes convergentes hacia oclusal fue de 46 MPa y se ubicó en los ángulos mesopulpar y vestibulopulpar de la cavidad, al igual que en el tercio gingival de la cara palatina (figura 3c). En la cavidad con paredes divergentes se encontró en la dentina una concentración máxima de 63 MPa, ubicada en el ángulo mesopulpar de la cavidad (figura 3d).

La concentración de esfuerzos en la restauración alcanzó a ser ocho veces mayor que en el tejido dentario. El valor máximo de concentración de esfuerzos en la

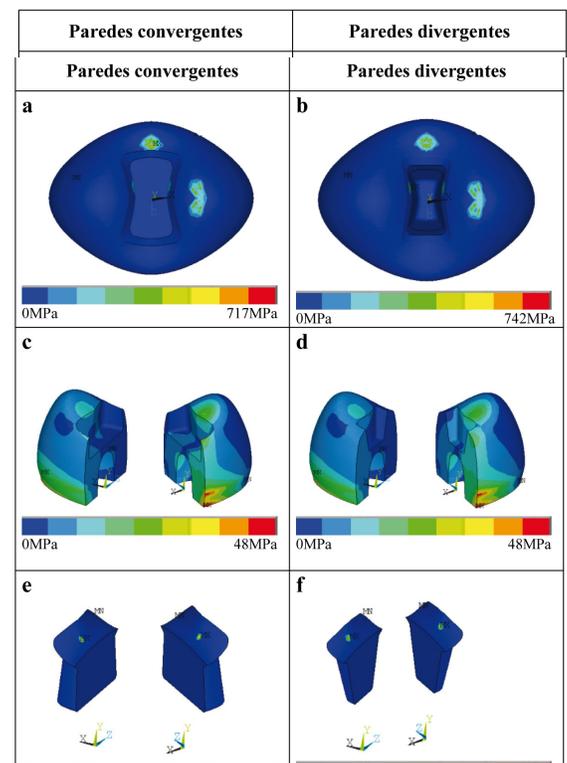
restauración con paredes convergentes hacia oclusal fue de 4.339 MPa, que se ubicó tanto en los procesos triangulares primarios de la cúspide palatina como vestibular, en los puntos de contacto (figura 3e). En la restauración con paredes divergentes hacia oclusal, la concentración de esfuerzos tuvo la misma ubicación, pero un menor valor, 2.701 MPa (figura 3f).

Cavidad clase I obturada con resina

Las concentraciones de esfuerzos para las preparaciones cavitarias obturadas con resina fueron mayores que para las obturadas con amalgama. Para la cavidad clase I con paredes convergentes obturadas con resina, el valor máximo de concentración de esfuerzos en el esmalte fue de 717 MPa, localizada en el reborde triangular mesial en el punto de contacto (figura 4a); mientras que para la cavidad con paredes divergentes el valor máximo en el esmalte fue de 742 MPa y se ubicó en el ángulo formado entre el bisel y la pared palatina de la cavidad (figura 4b).

FIGURA 4

DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN CAVIDAD CLASE I OBTURADA CON RESINA AISLANDO DIENTE Y RESTAURACIÓN



(a y b) Distribución de esfuerzos en esmalte; (c y d) distribución de esfuerzos en dentina; (e y f) distribución de esfuerzos en restauración.

En la dentina, el valor máximo de concentración de esfuerzos fue igual al utilizar paredes convergentes y divergentes. En ambos casos fue de 48 MPa y se localizó en el tercio gingival de las caras vestibular y mesial (figuras 4c y 4d).

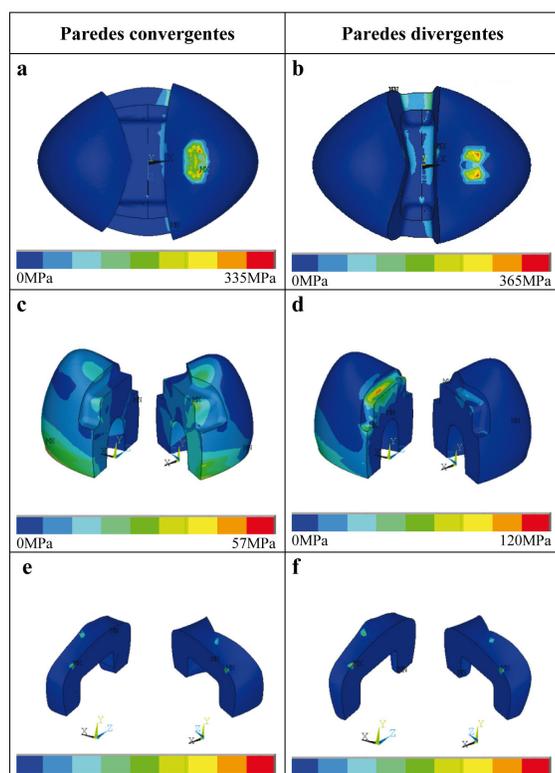
Al igual que con la amalgama, la concentración de esfuerzos fue mucho mayor en la restauración que en el tejido dentario. En este caso, la restauración con paredes convergentes tuvo un valor máximo de 3.744 MPa, localizado en los procesos triangulares primarios de las cúspides vestibular y palatina en los puntos de contacto (figura 4e). La concentración máxima de la restauración con paredes divergentes tuvo la misma ubicación, pero un menor valor, 3.154 MPa (figura 4f).

Cavidad clase II obturada con amalgama

En general, se puede decir que los valores de concentración máxima de esfuerzos fueron menores en las restauraciones clase II que en las restauraciones clase I. Para la cavidad clase II, con paredes convergentes hacia oclusal, el valor máximo de concentración de esfuerzos en el esmalte fue de 335 MPa y se localizó en la cúspide palatina y en el tercio gingival de la cara mesial (figura 5a). En el caso de las paredes divergentes, el valor máximo que se encontró fue de 365 MPa en la pared palatina de la cavidad hacia el tercio coronal (figura 5b).

FIGURA 5

DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN CAVIDAD CLASE II OBTURADA CON AMALGAMA AISLANDO DIENTE Y RESTAURACIÓN



(a y b) distribución de esfuerzos en esmalte; (c y d) distribución de esfuerzos en dentina; (e y f) distribución de esfuerzos en restauración.

En la dentina, en la cavidad con paredes convergentes hacia oclusal, la concentración máxima de esfuerzos

fue de 57 MPa y se localizó en el tercio gingival de la cara palatina y en el piso pulpar de la cavidad (figura 5c). En la restauración clase II, con paredes divergentes hacia oclusal, el valor máximo fue de 120 MPa, localizado en la pared pulpar de la cavidad (figura 5d).

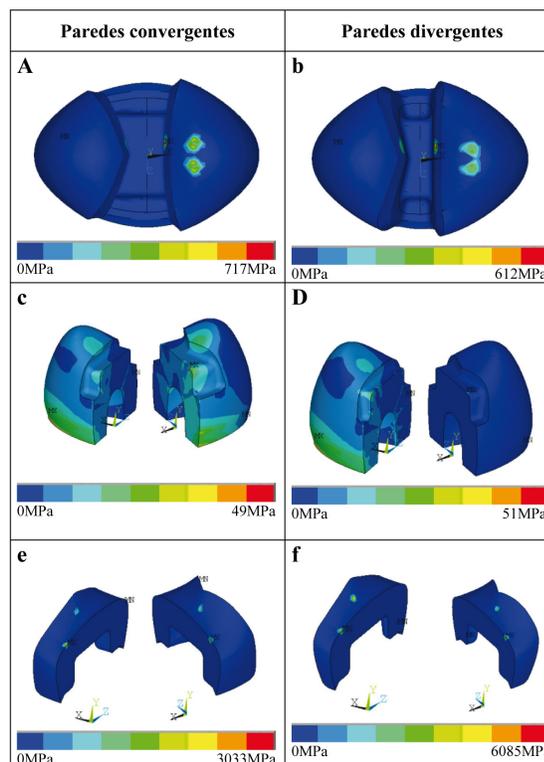
En la restauración, el valor máximo de concentración de esfuerzos al realizar las paredes convergentes fue de 2.544 MPa y fue encontrado en la foseta mesial, donde se localiza un punto de contacto (figura 5e). En la restauración con las paredes divergentes, la mayor concentración de esfuerzos se encontró en la misma parte, pero tuvo un valor de 2.461 MPa (figura 5f).

Cavidad clase II obturada con resina

En la restauración clase II obturada con resina, el valor máximo de concentración de esfuerzos en la resina en el esmalte fue de 717 MPa y se localizó en el ángulo formado entre el bisel y la pared palatina de la cavidad (figura 6a). En cuanto a la restauración con paredes divergentes, el valor máximo fue de 612 MPa y se encontró en la misma parte (figura 6b).

FIGURA 6

DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN CAVIDAD CLASE II OBTURADA CON RESINA AISLANDO DIENTE Y RESTAURACIÓN



(a y b) distribución de esfuerzos en esmalte; (c y d) distribución de esfuerzos en dentina; (e y f) distribución de esfuerzos en restauración.

En la dentina, en la restauración con paredes convergentes, el valor máximo fue de 49 MPa y se encontró en el tercio gingival de la cara palatina y en el piso

pulpar de la cavidad (figura 6c). En la restauración con paredes divergentes, la concentración máxima fue de 51 MPa y se encontró también en el tercio gingival de la cara palatina (figura 6d).

Al igual que en todos los casos, la concentración de esfuerzos fue significativamente mayor en la restauración que en el tejido dentario. La distribución de esfuerzos en la restauración con paredes convergentes fue de 3.033 MPa, en el punto de contacto en la foseta mesial (figura 6e); entre tanto, en la restauración con paredes divergentes, la ubicación fue la misma, pero obtuvo un valor de 6.085 MPa (figura 6f), nueve veces mayor que la concentración en el tejido dentario.

DISCUSIÓN

A través del tiempo muchos autores han postulado varios criterios acerca de las características que deben tener las preparaciones cavitarias de acuerdo con el tipo de material restaurativo que se va a utilizar. En general, coinciden en que la dirección de las paredes cavitarias debe variar dependiendo del material de obturación. En la mayor parte de la literatura se encuentra que las paredes deben ser levemente convergentes cuando se va a utilizar amalgama,⁷⁻⁸ y levemente divergentes cuando se va a utilizar resina.¹⁰ Esto, debido a que la amalgama requiere precisa retención mecánica, mientras que la resina cuenta con un sistema de adhesión.

Sin embargo, al momento de realizar esta prueba no había estudios que sustentaran el grado de convergencia o divergencia que deben tener las paredes cavitarias. En este estudio se utilizó una convergencia de 8,5° y una divergencia de 10,7° para todos los casos. En cuanto a los ángulos internos de la cavidad, se realizaron redondeados según lo hallado en la literatura,⁷ aunque hay escuelas que siguen utilizando ángulos internos rectos.⁵

En el diseño de la cavidad para resina se pueden emplear diferentes tipos de bisel, entre los que se encuentran el de 45°, el de cuchara y el de *chamfer*. En este estudio se utilizó únicamente el bisel de 45° en cavidades clase I y II para resina, ya que en la amalgama tiende a generar debilitamiento y fractura.¹⁰⁻¹⁸ El bisel se realizó en toda la extensión del esmalte, tanto en cavidades clase I como en II¹⁹, ya que los biseles en esmalte proporcionan una mayor área para el grabado ácido y la adhesión. Además, está diseñado para exponer a los prismas del esmalte transversalmente y lograr un patrón de grabado más efectivo.²⁰ Resultados de estudios recientes muestran que las preparaciones con biseles son más resistentes contra la microfiltración que las que no los incluyen.¹⁸

Para lograr el éxito de una restauración, es necesario tener en cuenta el comportamiento biomecánico que genera en el diente la combinación del material restau-

rativo con el diseño cavitario. Se encontró que en todos los casos, tanto en amalgama como en resina, el material restaurativo crea una mayor concentración de esfuerzos que el tejido dentario. En algunas ocasiones, la diferencia alcanza a ser nueve veces mayor, como es el caso de la cavidad clase II, obturada con resina, en la que se utilizaron paredes divergentes, y donde la concentración máxima de esfuerzos en la restauración fue de 6.085 MPa, mientras en el tejido dentario fue de 612 MPa. Biomecánicamente, esto se interpretaría como una absorción máxima de la carga oclusal por parte del material y una menor distribución de carga hacia el tejido dental. En otras palabras, el material es el que soporta la fuerza.

En cuanto a la concentración de esfuerzos, en el tejido dentario se encontró que en el esmalte es mayor que en la dentina. Esto se debe a que el esmalte tiene un mayor módulo de elasticidad y, por lo tanto, es un material más rígido, en tanto la dentina es más elástica (tabla 1).

En esta investigación, al comparar la concentración de esfuerzos producidos en amalgama y resina, es mayor la concentración en la resina. Lo anterior se debe a que la resina tiene un módulo de elasticidad de 19 MPa, el cual es significativamente menor que el de la amalgama, el cual corresponde a 50 MPa.¹⁴ Ello indica que la resina es un material más elástico,²¹ que absorbe las cargas que recibe; mientras la amalgama es un material más rígido que recibe las cargas y las trasmite al tejido dentario. Por la misma razón, los esfuerzos tienen una mayor distribución en la estructura dental cuando se utiliza amalgama, en tanto que con la resina la concentración de esfuerzos se obtiene en lugares puntuales del diente.

Arola y colaboradores describen que la amalgama, a pesar de ser uno de los materiales más utilizados en obturaciones directas, genera mayor susceptibilidad a la fractura dental y no refuerza el diente, contrario a las restauraciones en resina compuesta, con la cual se puede lograr mayor refuerzo cusplideo.¹⁴

En la cavidad clase I obturada con amalgama, se encontró que la concentración de esfuerzos fue mayor en la dentina al utilizar paredes divergentes; no obstante, con las paredes convergentes, la concentración fue mayor tanto en el esmalte como en la restauración (Tabla 3). Esto se puede deber a la tensión que genera el material contra las paredes de la cavidad, las cuales a su vez generan una resistencia y crean una concentración de esfuerzos mayor.

De acuerdo con lo expuesto por algunos autores, y según lo encontrado en este estudio, se puede sugerir que la razón para realizar paredes convergentes en obturaciones con amalgama es únicamente por retención mecánica de la restauración⁷ y no por el beneficio mecánico que pueda generar.

En la cavidad clase I obturada con resina se encontró que la concentración de esfuerzos es mayor en el tejido dentario cuando se utilizan paredes divergentes, mientras en la restauración es mayor cuando se utilizan paredes convergentes (tabla 3). Según esto, visto únicamente desde la técnica, se recomienda un diseño cavitario con paredes divergentes; pero a partir de lo encontrado, desde el punto de vista biomecánico, se deberían realizar paredes convergentes.

La localización de la concentración máxima de esfuerzos en las cavidades clase I se ubicó alrededor de los puntos de contacto. En el caso de la amalgama, en el tejido dentario principalmente se concentró en el reborde triangular mesial, lo cual se puede deber a que éste es un contacto clasificado como parador de cierre,²² y en la restauración, en los procesos triangulares primarios de las cúspides vestibular y palatina. En el caso de la resina, además de los lugares mencionados, se encontró en el bisel de la cavidad. Sin embargo, el bisel, a pesar de ser un punto crítico de la concentración de esfuerzos, es un elemento importante en el diseño cavitario cuando se va a restaurar con resina.¹⁸⁻²⁰

Otras zonas donde se encontró gran concentración de esfuerzos fueron los ángulos internos de la cavidad y en el tercio cervical de la cara palatina. Respecto de lo anteriormente mencionado, Kahler y colaboradores afirman que el ángulo pulpo-axial, en la base de la cavidad en la dentina, es el sitio donde existe una mayor concentración de estrés cuando un diente es sometido a cargas oclusales cíclicas.⁴ Además, también confirma lo propuesto por Dejak y colaboradores, quienes dicen que cuando se aplican cargas oclusales al diente se genera una concentración de estrés en la zona cervical, lo cual a su vez genera abfracciones.²³

En cuanto a las concentraciones de esfuerzos en las cavidades clase II, tanto para amalgama como para resina, son menores que las encontradas para las cavidades clase I. Lo anteriormente encontrado tiene directa relación con el factor de configuración (factor C), ya que al tener menos paredes, la tensión residual va a ser menor. El factor C se refiere a la geometría de la preparación de la cavidad y se presenta por la

relación entre dos áreas, la de superficie adherida y la no adherida.²⁴

En las cavidades clase II, los máximos esfuerzos en el tejido dentario se localizaron en su mayoría en el tercio gingival del diente, en las paredes vestibular y palatina de la cavidad, en el piso pulpar de la cavidad, y en el caso de la resina, en la zona del bisel. En la restauración se ubicaron principalmente en los procesos triangulares primarios de las cúspides, en los puntos de contacto, al igual que en el caso de las cavidades clase I.

En el caso de las cavidades clase II obturadas con amalgama, se encontró que al utilizar paredes divergentes se genera una mayor concentración de esfuerzos en el diente (tanto en el esmalte como en la dentina), en tanto que al utilizar paredes convergentes se genera una mayor concentración de esfuerzos en la restauración. Esto explica el diseño actualmente sugerido, que consiste en una cavidad con paredes convergentes hacia oclusal, no solamente como medio de retención del material, sino por consideraciones biomecánicas, ya que concentra los esfuerzos en la restauración y no en el diente.

En las cavidades clase II obturadas con resina ocurre lo contrario. Al utilizar paredes convergentes, se genera una mayor concentración de esfuerzos en el tejido dentario, mientras al usar paredes divergentes, es mayor la concentración en la restauración. Al igual que en el caso anterior, el diseño que se está usando en la actualidad, con paredes divergentes hacia oclusal, sería el indicado biomecánicamente.

En este estudio se hizo una simulación computarizada de un premolar superior natural, utilizando valores reales de los tejidos y de la fuerza masticatoria, así como de los materiales restaurativos, y se pusieron a prueba los diferentes diseños cavitarios. Este tipo de investigación proporciona información útil para determinar, a la hora de escoger en la práctica clínica, el diseño más apropiado en cada uno de los casos; asimismo, ayuda a lograr un mejor diseño de restauración que permita la distribución de esfuerzos en los tejidos dentarios y de la restauración misma.

TABLA 3

VALOR MÁXIMO DE CONCENTRACIÓN DE ESFUERZOS PARA CAVIDADES CLASE I Y II

Cavidad	Paredes Material		Concentración de esfuerzos (MPa)		
			Dentina	Esmalte	Restauración
Clase I	Convergentes	Amalgama	46	511	4.339
		Resina	48	717	3.744
	Divergentes	Amalgama	63	472	2.701
		Resina	48	742	3.154
Clase II	Convergentes	Amalgama	57	335	2.544
		Resina	49	577	3.033
	Divergentes	Amalgama	120	365	2.461
		Resina	51	612	6.085

Se recomienda continuar con estudios de simulación computarizada y contrastar la distribución de esfuerzos en molares y comprobar la mayor o menor concentración de éstos, en los diferentes puntos de contacto. Ello permitirá tener una visión más real del comportamiento biomecánico en la cavidad oral en el sector posterior. En este tipo de estudio no se simula la distribución de esfuerzos en un ciclo masticatorio natural; únicamente se tomó como valor 291,36 N, utilizando esta misma fuerza para cada una de las unidades simuladas, por lo cual podría ser una variable importante para estudios posteriores. Como se mencionó, el objetivo principal es determinar cuál es el diseño más adecuado y duradero, a fin de optimizar el método de elaboración de la restauración y poder aprovechar de la mejor manera las características de los materiales seleccionados.

CONCLUSIONES

A través del método de elementos finitos se analizó el comportamiento biomecánico que se genera en el diente al aplicar una carga oclusal, de acuerdo con el diseño cavitario y el material de obturación que se emplee.

Los biseles realizados en la simulación de las preparaciones cavitarias para resina en este estudio resultaron ser lugares críticos en la concentración del esfuerzo, por lo que se podría suponer que son lugares más susceptibles a la fractura de la restauración. En las cavidades clase I obturadas tanto con amalgama como con resina, el diseño cavitario utilizado actualmente, desde el punto de vista biomecánico, genera una mayor concentración de esfuerzos en el tejido dentario que en la restauración. Aun así, por las características del material y las técnicas de colocación, no es posible modificarlo en este momento. Por el contrario, en cavidades clase II la respuesta biomecánica genera una mayor concentración de esfuerzos en la restauración que en el tejido dentario, tanto para amalgama como para resina.

La amalgama tiene un mayor módulo de elasticidad; por lo tanto, por ser más rígida, va a transmitir esfuerzos al tejido dentario. Entre tanto, la resina es un material más elástico que puede absorber las cargas y transmitir una menor cantidad de esfuerzos al diente. El esmalte es un material más rígido que la dentina, debido a que tiene un módulo de elasticidad más alto y, por lo tanto, genera una mayor concentración de esfuerzos.

Finalmente, a partir de lo encontrado en este estudio, se puede concluir que desde el punto de vista biomecánico, la variación en la dirección de las paredes cavitarias influye en la distribución de los esfuerzos y sus magnitudes en el diente, pero no parece ser un factor determinante del éxito o fracaso de una restauración, teniendo en cuenta las condiciones de simulación empleadas en este estudio.

RECOMENDACIONES

Variar el grado de angulación en las paredes cavitarias para verificar el efecto que pueda tener en el comportamiento biomecánico de la cavidad, de acuerdo con la restauración que se realice.

Realizar estudios en los cuales se tengan en cuenta los coeficientes de expansión térmica de cada uno de los materiales, ya que esto puede generar esfuerzos adicionales en el momento de determinar el estado de esfuerzos y deformaciones de un diente.

Llevar a cabo un estudio donde la carga que se aplique a modelos similares sea de forma cíclica, para ver qué repercusiones tiene en el comportamiento biomecánico de la cavidad.

Tomar profundidad y ancho V-L de la cavidad como variables para ver las repercusiones que estas variaciones generan.

Variar el lugar de aplicación de la carga.

Realizar la unidad de análisis con base en un diente natural cariado, para de esta forma lograr una simulación más real.

Llevar a cabo estudios donde se tengan en cuenta biseles de 45° y en cuchara, para ver el efecto biomecánico que tiene en preparaciones obturadas en resina. Asimismo, donde se considere la técnica de obturación, tipo de lámpara halógena o LED y técnica de polimerización.

BIBLIOGRAFÍA

1. Jokstad A, Mjör IA. Replacement reasons and service time of class-II amalgam restorations in relation to cavity design. *Acta Odontol Scand.* 1991 Apr; 49(2): 109-27.
2. Mondelli J, Steagall L, Ishikiriyama A, de Lima Navarro M, Soares F. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *J Prosthet Dent.* 1980 Apr; 43(4): 419-22.
3. Görücü J, Tiritoglu M, Ozgünaltay G. Effects of preparation designs and adhesive systems on retention of class II amalgam restorations. *J Prosthet Dent.* 1997 Sep; 78(3): 250-54.
4. Kahler B, Kotousov A, Melkoumian N. On material choice and fracture susceptibility of restored teeth: An asymptotic stress analysis approach. *Dent Mater.* 2006 Dec; 22(12): 1109-14.
5. Durante Avellanal C. Tratado de odontología: estudio mecánico del aparato dentario. 2ª ed. Buenos Aires: Ediar; 1956.
6. Charbeneau G. Operatoria dental: principios y práctica. 2ª ed. Buenos Aires: Panamericana; 1984.
7. Barrancos Money J. Operatoria dental. 3ª ed. Buenos Aires: Panamericana; 1999.
8. Sturdevant C. Arte y ciencia de la operatoria dental. 2ª ed. Buenos Aires: Panamericana; 1987.
9. Echevarría J. Operatoria dental: ciencia y práctica. Madrid: Avances; 1990.
10. Robertson T. Sturdevant's art & science of operative dentistry. 4ª ed. Saint Louis: Mosby; 2002.
11. Gilmore WH. Operatoria dental. 4ª ed. México: Interamericana; 1985.

12. Craig RG. Materiales de odontología restauradora. 10ª ed. Buenos Aires: Mosby-Doyma; 2002.
13. Dufour M, Pillu M. Biomecánica funcional. Madrid: Elsevier Masson; 2006.
14. Arola D, Galles LA, Sarubin MF. A comparison of mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. J Dent. 2001 Jan; 29(1): 63-73.
15. Caldas M. Influence of composite restorative materials and light curing units on diametrical tensile strength. Braz Oral Res. 2005; 19(2): 23-6.
16. Williams KR, Edmundson JT, Rees JS. Finite element stress analysis of restored teeth. Dent Mater. 1987 Aug; 3(4): 200-6.
17. Ferrairo VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. J Oral Rehabil. 2004 Jan; 31(1): 18-22.
18. Baum L, Phillips RR, Lloyd M. Tratado de operatoria dental. 3ª ed. México: McGraw-Hill Interamericana; 1996.
19. Parula N. Técnica de operatoria dental. 6ª ed. Buenos Aires: ODA; 1976.
20. Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW. Fundamentos de odontología operatoria. Caracas: Actualidades Médico Odontológicas; 1999.
21. Peyton FA. Materiales dentales y restauradores. Saint Louis: Mosby; 1971.
22. Echeverri E, Sencherman G. Neurofisiología de la oclusión. Bogotá: Monserrate; 1984.
23. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. J Prosthet Dent. 2005 Dec; 94(6): 520-8.
24. Anunsavice KJ. La ciencia de los materiales dentales. 11a ed. Madrid: Elsevier; 2004.

CORRESPONDENCIA

Luis Eduardo Luna Ángel
 Departamento del Sistema Dentario
 Facultad de Odontología
 Pontificia Universidad Javeriana
 Carrera 7ª # 40-62, edificio 26
 Bogotá, Colombia
 luis_luna80@hotmail.com,
 lluna@javeriana.edu.co

Andrea Catalina D'Achiardi Zúñiga
 andrea_dachiardi@hotmail.com
 anca109@hotmail.com

Eva María Galvis Rodríguez
 alcatraz2007@hotmail.com

Claudia Liliana Serrano Jaramillo
 claudia_serrano94@hotmail.com
 clauseerran@gmail.com

Gloria Cristina Moreno Abello
 Departamento del Sistema Dentario
 Facultad de Odontología
 Pontificia Universidad Javeriana
 Carrera 7 # 40-62, edificio 26
 Bogotá, Colombia
 gcmoreno@javeriana.edu.co.