

ARTÍCULO ORIGINAL

Vidalón-Pinto ME¹
Valdivia-Maibach R²

- 1 Cirujano Dentista, Especialista en Rehabilitación Oral de la Universidad Científica del Sur y Docente de Pregrado de la Universidad Científica del Sur.
- 2 Mg. Esp. Rehabilitación Oral de la Universidad Científica del Sur. Post grado en Implantes, Wolfburg Alemania DGCI.

ANÁLISIS DE LA DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES EN TRES DISEÑOS DE INCRUSTACIONES DE CERÓMERO Y CERÁMICA EN PRIMEROS PREMOLARES SUPERIORES ANTE UNA CARGA AXIAL DE 200 Y 400 N, MEDIANTE EL MEF

RESUMEN

El objetivo de este estudio fue comparar el estrés compresivo en primeras premolares superiores, restauradas con tres diseños de incrustaciones de cerómero y cerámica por medio del análisis de elementos finitos. El grupo de estudio estuvo conformado por doce simulaciones en MEF, el diseño de una pieza dental (primera premolar superior), restaurada con 3 diversos diseños de incrustaciones: Inlay y dos distintos diseños de onlays (con y sin hombro); de dos materiales diferentes, cerómero y disilicato de litio aplicando diferentes niveles de fuerzas; 200 N y 400 N en dirección vertical. Las restauraciones de cerómero en las diferentes intensidades de fuerzas, presentaron una mayor distribución de estrés dentario a diferencia del disilicato de litio. Las preparaciones inlays independientemente del material, producen mayor estrés compresivo en la pieza dentaria a nivel cervical. El análisis fue mediante la estadística descriptiva que incluyó las medidas de dispersión básicamente máximo y mínimo para la variable estrés compresivo en cada uno de los grupos evaluados, seguidamente se realizó el análisis gráfico mediante la escala de valores de Von Mises el cual es la magnitud física proporcional a la distorsión, se calcula a partir de las tensiones sobre un objeto. Se concluyó que las restauraciones de cerómero al poseer menor módulo de elasticidad y ser menos rígidas, absorben las fuerzas de la masticación y transmiten mayor estrés compresivo a la estructura dentaria siendo éstas de forma homogénea a diferencia del disilicato de litio que transmite menor estrés compresivo a la pieza dentaria pero en zonas más específicas, pudiendo ocasionar futuras fracturas. Las incrustaciones con cobertura de cúspides de cerómero y disilicato de litio protegen la estructura dentaria remanente permitiendo una adecuada distribución del estrés.

PALABRAS CLAVE: Módulo de elasticidad, cerámica, Análisis del Estrés Dental, Fuerza Compresiva.

ANALYSIS OF THE DISTRIBUTION OF TENSIONS IN THREE DESIGNS OF CEROMER AND CERAMIC INCRUSTATIONS IN FIRST UPPER PREMOLARS WITH AXIAL LOAD OF 200 AND 400 N, BY FEM

ABSTRACT

The purpose of this study was to compare the fracture of teeth has been described as a major problem in dentistry, it is important to know the mechanical properties of dental materials, and the effects they have on the remaining tooth structure; it is has to be taken into account a detailed evaluation to chosen the appropriate rehabilitation. For that reason, the aim of this study was to compare the compressive stress in first premolars restored with three different partial coverage restorations designs, using the finite element analysis. The study group consisted of forty-eight simulations in FEA, the design of a tooth (first premolar) restored with three different partial coverage restorations designs: inlay and two preparations of onlays (with or without bisel); of two different restorations materials; ceromer and lithium disilicato, applying different force levels; 200 N and 400 N, in vertical direction. Ceromer restorations in different intensities and directions of forces had a greater distribution of stress unlike lithium disilicate ceramic. The inlays preparations, regardless of the material, produce greater compressive stress and the coverage of cusp protects the tooth. Analysis was by descriptive statistics including measures of dispersion essentially maximum and minimum for the compressive stress variable in each of the groups tested, then the graph analysis was performed using the scale values of Von Mises which is the physical quantity it proportional to the distortion, is calculated from the voltages on an object. It is concluded that ceromer by possess lower modulus of elasticity and being less rigid, absorbs forces of mastication and higher compressive stress is transmitted homogeneously to the tooth structure, unlike lithium disilicate that transmitted lower compressive stress to the tooth but in more specific areas, which may cause fractures in the future.

KEY WORDS: Elastic Modulus, ceramics, Dental Stress Analysis, Compressive Strength.

INTRODUCCIÓN

En la rehabilitación protésica el área de los materiales ha evolucionado rápidamente en los últimos años, la demanda actual de restauraciones estéticas por parte del paciente nos obliga a actualizarnos para conocer las diferentes opciones y entender cuando usar el material correcto.¹⁻⁴

En la actualidad la cerámica libre de metal ya no solo se utiliza para fabricar coronas anteriores, puesto que muchos materiales cerámicos han demostrado el potencial para ser usados incluso como coronas y prótesis parcial fija en posteriores.⁵ Esto se ha respaldado porque durante la masticación el esfuerzo máximo soportado en la zona de los dientes posteriores es de 500 N, existen materiales que pueden resistir el doble,⁶ sin embargo, las cargas en la boca son complejas y varían de persona a persona.^{3,7-11}

Georges y col.¹² determinaron que las preparaciones para inlays (MOD) de cerámico o composite no fortalecen la pieza dentaria al igual que Jiang.¹ Las incrustaciones tipo inlay y onlay aportan varias ventajas en el proceso de rehabilitación coronaria de una pieza dentaria muy dañada: protección, estabilización estructural, conservación de tejidos (en comparación con el empleo de coronas), facilitan la reconstrucción anatómica y el establecimiento de una correcta relación de contacto con la pieza vecina.^{3,5}

El Método por Elementos Finitos (MEF) ha sido ampliamente utilizado en ingeniería desde los años 60, y constituyen una herramienta importante para comprender el comportamiento mecánico de los materiales utilizados en la industria.¹² Los avances en la tecnología nos ofrecen nuevas alternativas y tendencias, como es la reciente aplicación del MEF en el área de odontología para la investigación de los materiales dentales, favorece a las investigaciones sin necesidad de tomar un gran número de muestras y comprometer estructuras biológicas.

El propósito de la siguiente investigación fue evaluar las tensiones que se generan en las primeras premolares superiores, restauradas con tres diseños de incrustaciones: inlay y dos distintos diseños de onlays (con y sin hombro), de cerámico y

disilicato de litio, sometidas a distintos niveles de fuerzas masticatorias (200N y 400 N) en dirección vertical.

MATERIALES Y MÉTODOS

El método de esta investigación fue la observación estructurada. El análisis de distribución de tensiones compresivas fue realizado por el método computarizado denominado método de elementos finitos (MEF). Para la realización de este método fue utilizado el programa "SOLID WORKS 2012, U.S.A".

- Capacitación

Se requirió de una capacitación para el uso del programa "SOLID WORKS 2012", para el análisis del método de elementos finitos, así como la construcción de modelos y su análisis.

Para el proceso de simulación se siguieron las siguientes etapas: construcción del modelo, aplicación de fuerzas y análisis de resultados.

- Construcción el modelo

Consistió en la construcción de un modelo 3D de una primer premolar superior con las siguientes medidas: longitud del diente 21 mm (14 mm longitud de la raíz y 7 mm longitud de la corona) ancho de la raíz 6mm y de la corona 8.5 mm. El diseño de las preparaciones para las incrustaciones Inlay: Ancho del istmo (distancia vestíbulo lingual): 2 mm, altura del istmo: 2 mm, altura caja proximal: 2 mm, ancho caja, proximal: 2 mm, reducción oclusal de la cúspide de trabajo 2 mm, piso gingival de caja proximal: 2 mm, longitud del istmo: 5.5 mm, inclinación de la paredes del istmo oclusal 6 grados. Incrustaciones Onlay: Ancho del istmo (distancia vestíbulo lingual): 2 mm, altura del istmo: 2 mm, altura caja proximal: 2 mm, ancho caja proximal: 2 mm, reducción oclusal de la cúspide de trabajo 2 mm, hombro cúspide de trabajo altura: 2 mm, hombro cúspide de trabajo ancho: 1 mm, piso gingival de caja proximal: 2 mm, longitud del istmo: 5.5 mm, inclinación de la paredes del istmo oclusal 6 grados. Por ultimo para el diseño de las incrustación onlay sin hombro, los desgastes son los mismo que la onlay con hombro sin embargo no se realiza un hombro en la cúspide de trabajo se hace un plano inclina-

do (45°). (Figura 1).

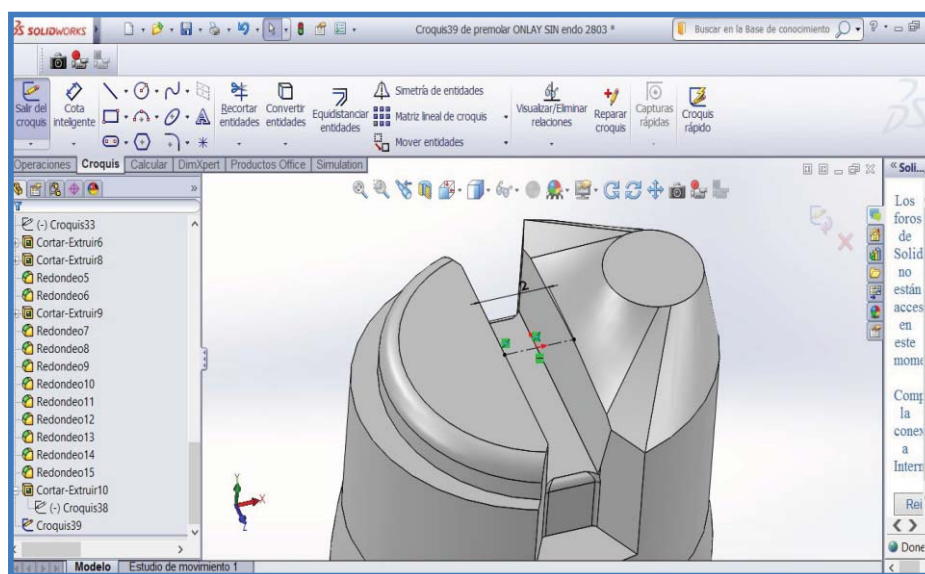


Figura 1. DISEÑO DE LA PIEZA DENTARIA Y LA PREPARACIÓN

Una vez que se han diseñado los elementos por separado, el hueso, ligamento, pieza dentaria y la incrustación, se realizó el ensamble de la siguiente manera:

1. Se realizó un orificio para la raíz de la pieza dentaria (con el ligamento periodontal) dentro del bloque de hueso.
2. Se colocó el diente dentro del bloque de hueso.
3. Finalmente se colocaron las incrustaciones (cerámico y porcelana) sobre las preparaciones en los dientes.

Se tuvo en cuenta los datos pertinentes de las propiedades de los materiales que se usaron. Una vez realizado en ensamble de todos los componentes de cada modelo de estudio, se procedió a realizar el mallado, el cual consiste en una división de todo el diseño en áreas formadas por tres puntos (triángulo).¹⁴ (Tabla1).

Cada estructura se dividió en un número finito de elementos, interconectados por puntos (nodos o nudos), los cuales se encuentran en el sistema de coordenadas X, Y, Z; donde el conjunto resultante se denominó malla.^{14,15}

Luego de haberse realizado los modelos se consideraron ciertas restricciones del modelo físico donde las condiciones de contorno de las estructuras son aplicadas con la finalidad de simular un modelo físico real. Estas condiciones se pueden resumir en construcción del modelo y aplicación e cargas o fuerzas.¹⁵ (Figura 2)

- Aplicación de Fuerzas

Una vez realizado el mallado, el programa corroboró que no se dé ningún entrecruzamiento entre las estructuras diseñadas para cada modelo, se indicó donde deseábamos aplicar la fuerza. En este estudio de aplicó una fuerza de 200 N simulando

Tabla 1: MÓDULO DE ELASTICIDAD Y COEFICIENTE DE POISSON

Material / Componente	Módulo Elástico (MPa)	Coefficiente de Poisson
Dentina	18.6	0.32
Esmalte	94.1	0.33
Cemento	18.6 (ASUMIDO)	0.31
Pulpa	2.7	0.45
Opalis	9.9	0.3
Adoros	7	0.3

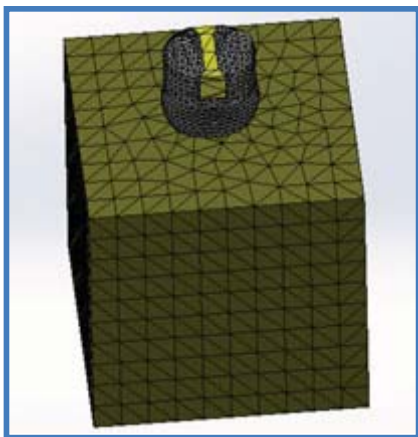


Figura 2. Imagen del modelo construido

una fuerza de masticación normal y 400 N como máxima fuerza, en la cara oclusal y cúspide de trabajo, en sentido vertical.

- Análisis de resultados

El análisis se efectuó utilizando los resultados del estrés obtenido en cada uno de los diseños; los valores de estrés en Megapascuales, va acompañado de una escala de colores; de manera tal que se puede visualizar en cada uno de los diseños indicando las zonas donde se genera mayor estrés. La distribución de los modelos a desarrollar fue la siguiente:

- **Modelo 1:** Primera premolar superior, restaurada con incrustación inlay de cerómero, con una intensidad de fuerza de 200 N en dirección vertical.
- **Modelo 2:** Primera premolar superior, restaurada con incrustación inlay de disilicato de litio, con una intensidad de fuerza de 200 N en dirección vertical.
- **Modelo 3:** Primera premolar superior, restaurada con incrustación onlay con hombro de cerómero, con una intensidad de fuerza de 200 N en dirección vertical
- **Modelo 4:** Primera premolar superior, restaurada con incrustación onlay con hombro de disilicato de litio, con una intensidad de fuerza de 200 N en dirección vertical.
- **Modelo 5:** Primera premolar superior, restaurada con incrustación onlay sin hombro (bisel) de cerómero, con una intensidad de fuerza de 200 N en dirección vertical.
- **Modelo 6:** Primera premolar superior, restau -

rada con incrustación onlay sin hombro (bisel) de disilicato de litio, con una intensidad de fuerza de 200 N en dirección vertical.

- **Modelo 7:** Primera premolar superior, restaurada con incrustación inlay de cerómero, con una intensidad de fuerza de 400 N en dirección vertical.
- **Modelo 8:** Primera premolar superior, restaurada con incrustación inlay de disilicato de litio, con una intensidad de fuerza de 400 N en dirección vertical.
- **Modelo 9:** Primera premolar superior, restaurada con incrustación onlay con hombro de cerómero, con una intensidad de fuerza de 400 N en dirección vertical
- **Modelo 10:** Primera premolar superior, restaurada con incrustación onlay con hombro de disilicato de litio, con una intensidad de fuerza de 400 N en dirección vertical.
- **Modelo 11:** Primera premolar superior, restaurada con incrustación onlay sin hombro (bisel) de cerómero, con una intensidad de fuerza de 400 N en dirección vertical.
- **Modelo 12:** Primera premolar superior, restaurada con incrustación onlay sin hombro (bisel) de disilicato de litio, con una intensidad de fuerza de 400 N en dirección vertical

RESULTADOS

Luego del análisis de tensiones mediante el MEF se pudo observar la distribución del estrés compresivo en los diferentes modelos, en Megapascuales, acompañado de una escala de colores; de manera tal que se puede visualizar en cada uno de los diseños indicando las zonas donde se genera mayor estrés:

- **MEF 1:** se observó máxima tensión de 23.0 MPa la cual se ubicó a nivel de la cúspide de trabajo y a nivel cervical. (Tabla 2 y Gráfico 1)
- **MEF 2:** se observó el máximo estrés en la estructura dentaria de 13.0 MPa aunque la ubicación del estrés en la pieza dentaria fue similar al MEF 1. (Tabla 2 y Gráfico 2)
- **MEF 3:** se observó que la máxima tensión fue de 57.1 MPa, observándose menor estrés sobre la cúspide de trabajo pudiendo relacionarse con el diseño de la incrustación (cobertura de

- la cúspide de trabajo) (Tabla 3 y Gráfico 3)
- **MEF 4:** presentó máximo estrés de 21.9 MPa, encontrándose diferencia entre MEF 3 y MEF 4 no sólo a nivel de la cúspide de no trabajo sino también a nivel cervical. (Tabla 3 y Gráfico 4)
 - **MEF 5:** valor máximo de estrés fue de 59.498 MPa (Tabla 4 y Gráfico 5)
 - **MEF 6:** presentó menor estrés que el MEF 5; 56.05 MPa (Tabla 4 y Gráfico 6)
 - **MEF 7:** se observó el máximo valor de estrés encontrado fue de 42 MPa en la estructura dentaria a nivel se la cúspide de trabajo y cervical en toda su extensión
 - **MEF 8:** se determinó que el máximo estrés

fue de 25 MPa, observándose que a diferencia del MEF 7 existe menor estrés sobre estructura dentaria.

- **MEF 9:** presentó un máximo estrés de 114.2 MPa a lo largo de la cúspide de no trabajo, toda la región cervical de la estructura dentaria y observándose que ya hay estrés en la cúspide protegida por la preparación.
- **MEF 10:** tuvo como máximo estrés dentario de 43.8 MPa a diferencia del MEF 9.
- **MEF 11:** presentó un valor de máxima tensión de 118.99 MPa
- **MEF 12:** se observó un valor menor de estrés, 113 MPa en la estructura dentaria a diferencia del MEF 11.

TABLA 2
Evaluación de la tensión compresiva en el MEF 1 y MEF 2 en MPa - 200 N, en sentido vertical

VALORES	TENSIONES COMPRESIVAS			
	MEF 1		MEF 2	
	Adoro		Disilicato de Litio	
	Incrustación	Remanente dentario	Incrustación	Remanente dentario
Máximo	106.0	23.0	99.0	13.0
Mínimo	0	0	0	0

MEF 1: Primera premolar superior, rehabilitada con incrustación inlay de cerómero, aplicación de 200 N en sentido vertical.

MEF 2: Primera premolar superior, rehabilitada con incrustación inlay de disilicato de litio, aplicación de 200 N en sentido vertical.

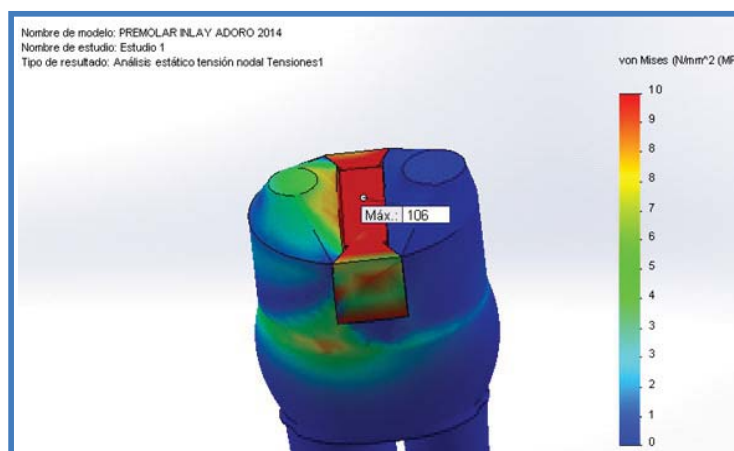


Gráfico 1: Análisis de von Mises de la tensión compresiva en MPa en la primera premolar superior, restaurada con incrustación inlay de cerómero, aplicación de 200 N, en sentido vertical.

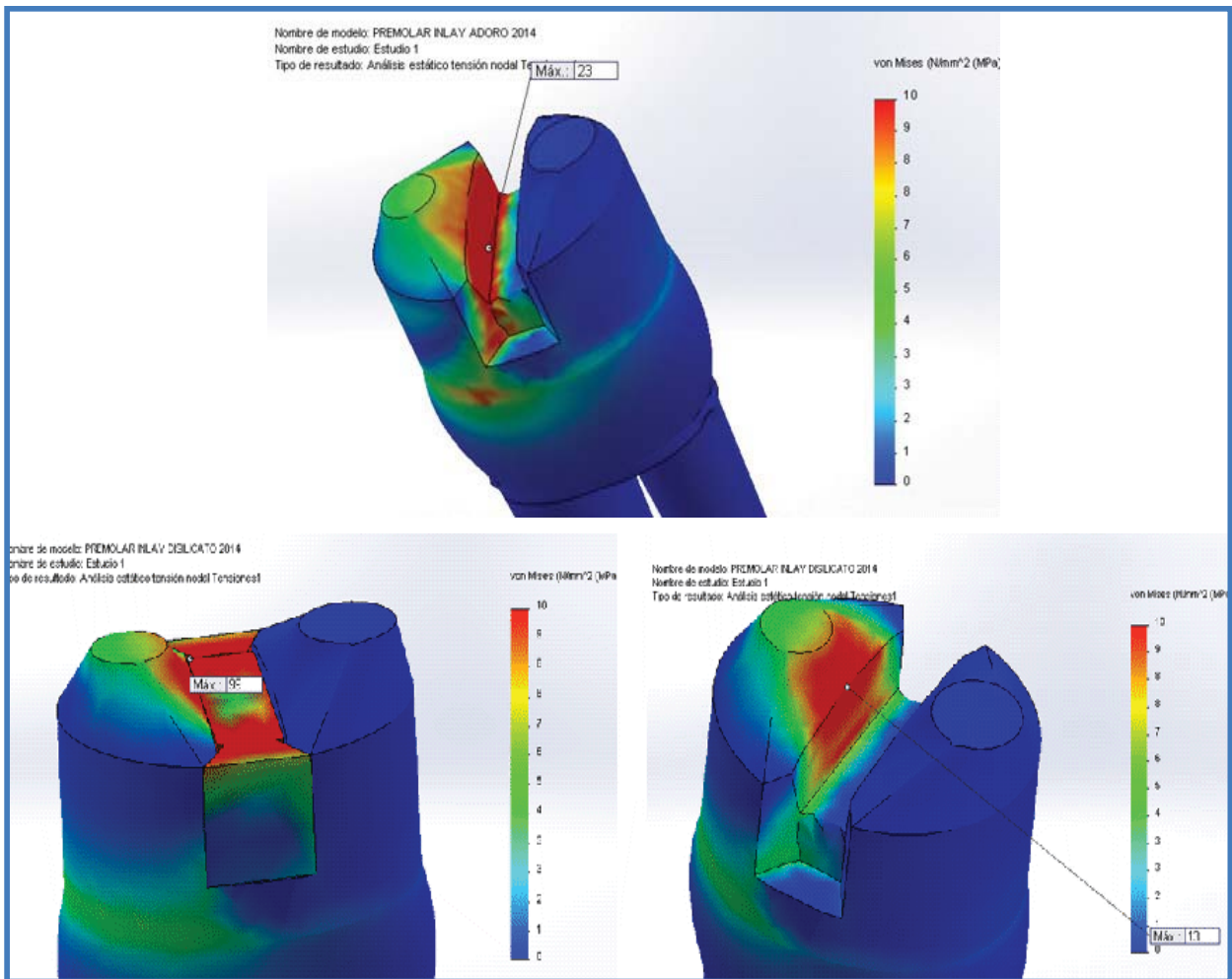


Gráfico 2: Análisis de von Mises para la tensión compresiva en MPa en la primera premolar superior, restaurada con incrustación inlay de Disilicato de Litio, aplicación de 200 N, en sentido vertical.

TABLA 3

Evaluación de la tensión compresiva en el MEF 3 y MEF 4 en MPa - 200 N, en sentido vertical

VALORES	TENSIONES COMPRESIVAS			
	MEF 3		MEF 4	
	Adoro		Disilicato de Litio	
	Incrustación	Remanente dentario	Incrustación	Remanente dentario
Máximo	326.5	57.1	255.3	21.9
Mínimo	0	0	0	0

MEF 3: Primera premolar superior, rehabilitada con incrustación onlay con hombro de cerómero, aplicación de 200 N en sentido vertical.

MEF 4: Primera premolar superior, rehabilitada con incrustación onlay con hombro de disilicato de litio, aplicación de 200 N en sentido vertical.

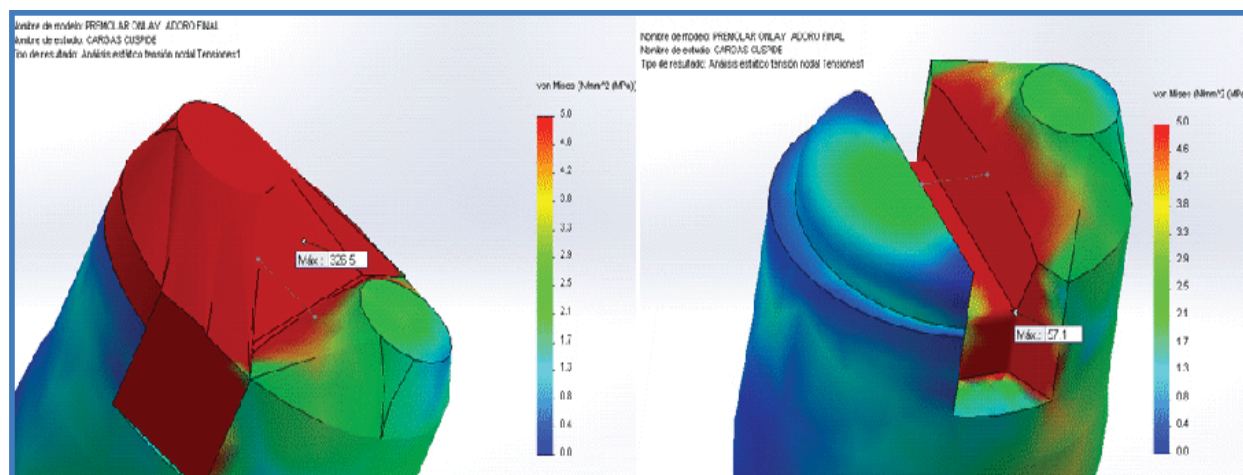


Gráfico 3: Análisis de von Mises para la tensión compresiva en MPa en la primera premolar superior, rehabilitada con incrustación onlay con hombro de cerómero, aplicación de 200 N, en sentido vertical.

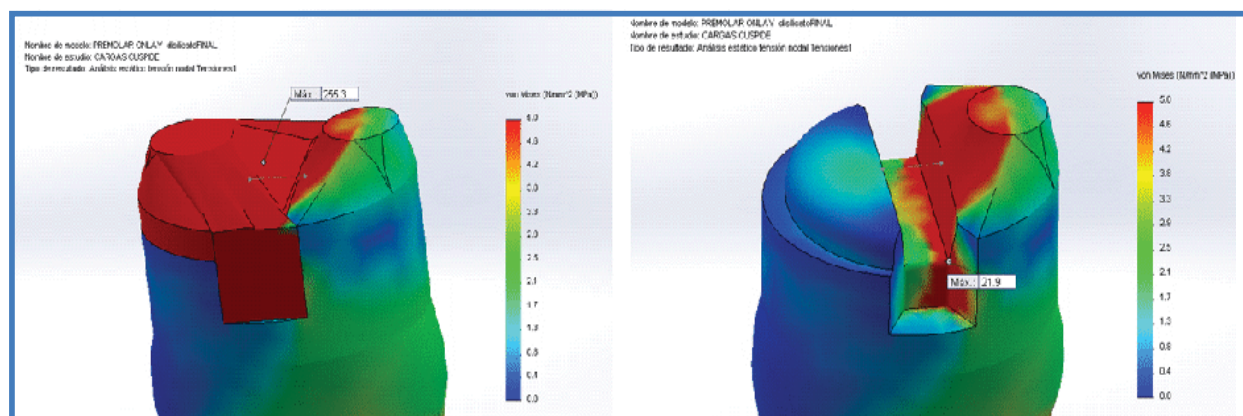


Gráfico 4: Análisis de von Mises para la tensión compresiva en MPa en la primera premolar superior, rehabilitada con incrustación onlay con hombro de disilicato de litio, aplicación de 200 N, en sentido vertical.

TABLA 4

Evaluación de la tensión compresiva en el MEF 5 y MEF 6 en MPa. 200 N, en sentido vertical

VALORES	TENSIONES COMPRESIVAS			
	MEF 5		MEF 6	
	Adoro		Disilicato de Litio	
	Incrustación	Remanente dentario	Incrustación	Remanente dentario
Máximo	383.52	59.49	226.8	56.5
Mínimo	0	0	0	0

MEF 5: Primera premolar superior, rehabilitada con incrustación onlay sin hombro (bisel) de cerómero, aplicación de 200 N en sentido vertical.

MEF 6: Primera premolar superior, rehabilitada con incrustación onlay sin hombro (bisel) de disilicato de litio, aplicación de 200 N en sentido vertical.

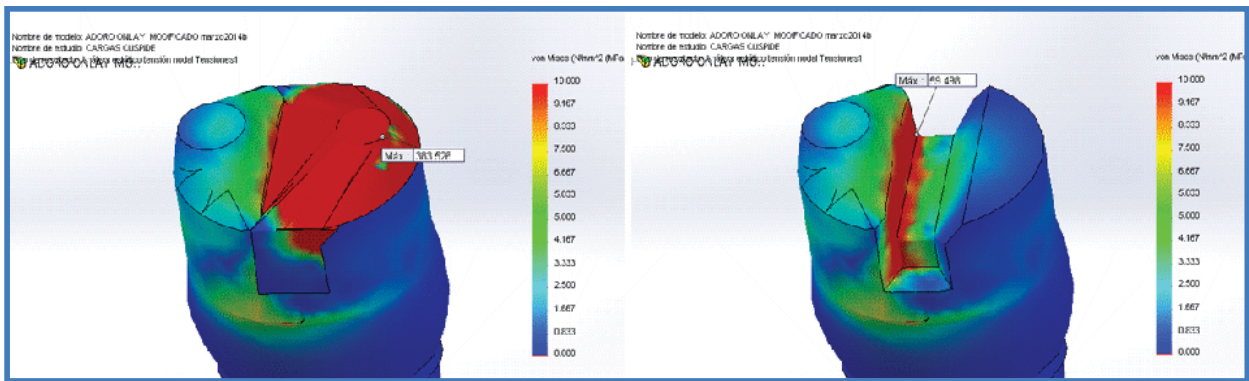


Gráfico 5: Análisis de von Mises para la tensión compresiva en MPa en la primera premolar superior, rehabilitada con incrustación onlay sin hombro (bisel) de cerámico, aplicación de 200 N, en sentido vertical.

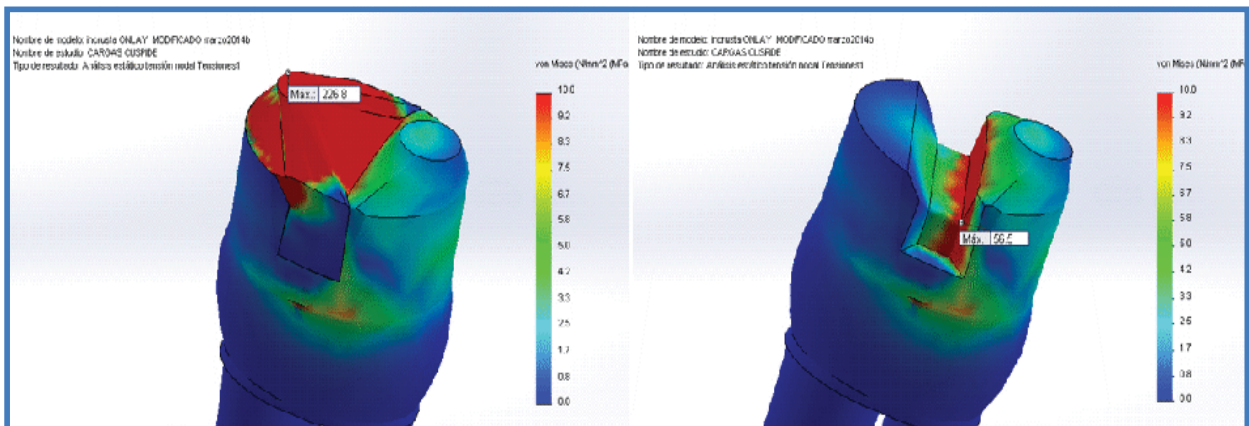


Gráfico 6: Análisis de von Mises para la tensión compresiva en MPa en la primera premolar superior, rehabilitada con incrustación onlay sin hombro (bisel) de disilicato de litio, aplicación de 200 N, en sentido vertical.

DISCUSIÓN

Actualmente, existen pocos estudios similares a este, la mayoría de estas investigaciones están orientadas a la elaboración de materiales como composite y cerámico o composite y porcelana, con alta integridad marginal, alta resistencia a la fractura, alta resistencia compresiva y apariencia estética favorable. Las restauraciones inlays y onlays se han convertido en un tratamiento frecuente con la finalidad de preservar la estructura dentaria.

La presente investigación tuvo importancia teórica ya que se contribuyó de manera confiable con los conocimientos científicos en esta área, a su vez presentó importancia clínica ya que se buscó evaluar la forma de restauración definitiva depen-

diendo la situación clínica y distribución de estrés a nivel de la pieza dentaria.

Pascal y col.¹⁷ evaluaron en un modelado de elementos finitos en 2 – D, la flexión de las cúspides y tensiones en dientes restaurados con composite y cerámica; determinaron que los dientes restaurados con composite aumentaron la flexión de la corona, mientras que los dientes restaurados con porcelana mostraron un aumento de la rigidez de la corona. Concluyeron que los compuestos de bajo módulo elástico produjeron un aumento de la tensión en la dentina en comparación con la porcelana. Estos resultados fueron similares a nuestra investigación; en a cuál también se concluyó que a menor módulo de elasticidad del material, se produce mayor tensión en el remanente dentinario.

Georges y col.¹² intentaron medir y comparar

la fuerza sobre premolares con preparaciones MOD. Concluyeron que las restauraciones inlays (MOD) con grandes preparaciones de cerámica o composite no fortalecen significativamente las piezas dentarias. Determinaron que las restauraciones de composite tuvieron mayor resistencia a la fractura. En la presente investigación se obtuvo que las incrustaciones inlays transmitieron mayor estrés no solo en la preparación sino también a nivel cervical de la pieza dentaria independientemente del material utilizado; siendo este tipo de preparación la más perjudicial y susceptible a futuras fracturas.

Ortega y col.² concluyeron que las preparaciones MOD al no proteger las cúspides de trabajo se fracturan al recibir mayor carga masticatoria. Este resultado es similar a los de la presente investigación ya que los diseños de incrustaciones inlays (MOD) de cerómero y disilicato de litio en las diversas intensidades de fuerzas, produjeron mayor estrés compresivo en la cúspide de trabajo y a nivel cervical, lo cual es perjudicial para el remanente dentario, pudiendo producirse fracturas. Ausiello y col.¹⁶ determinaron que los materiales que presentaron un módulo de elasticidad alto, no fueron capaces de distribuir tensiones adecuadamente en la preparación dentaria, resultados similares a los obtenidos en la presente investigación con el disilicato de litio, que a diferencia del cerómero, produce menor tensión en la estructura dentaria pero ésta tensión es localizada, no se distribuye en toda la pieza dentaria por lo cual se concluyó que los materiales de restauración de alto módulo de elasticidad absorben parcialmente deformaciones bajo carga y limitan la intensidad del estrés, transmitiendo a las estructuras dentales restantes. También concluyeron que la cerámica presentó mayor tensión en paredes laterales, vestibulares y linguales. A diferencia del presente estudio, se observó mayor tensión compresivo a nivel del piso de la caja oclusal, cúspide de trabajo y región cervical en las preparaciones para incrustaciones inlays, sin embargo, en las incrustaciones onlays, que al proteger las cúspides de trabajo, producen menor tensión, siendo un resultado importante que debemos tomar en cuenta, evaluando previamente la potencia de las fuerzas masticatorias y cantidad de remanente dentario.

Lin y col.¹⁹ investigaron las interacciones biomecánicas entre los materiales de restauración y los diseños de preparación de las cúspides, tuvieron en cuenta la misma cantidad de desgaste dentario para realizar la cobertura de cúspides en las preparaciones para incrustaciones onlays que la presente investigación, concluyeron que la altura de las cúspides pueden ser de al menos 1.5 mm para reducir de forma crítica los valores de tensión cuando se considera la cobertura de cúspides y que los materiales de bajo módulo de elasticidad presentan un rendimiento biomecánico más favorable, lo cual fue similar a la presente investigación.

Las preparaciones dentarias que permite la cobertura y protección cuspidéa presentan un mejor comportamiento biomecánico, independiente del material utilizado para la restauración definitiva.

CONCLUSIONES

1. Las incrustaciones inlays independientemente del material utilizado (cerómero o disilicato de litio) y ante la aplicación de ambas fuerzas con intensidades de 200 y 400 N, presentaron mayor tensión en la estructura dentaria que las onlays.
2. Las preparaciones onlays con y sin hombro en la cúspide de trabajo concentraron menor tensión en el remanente dentario al cubrir la cúspide de trabajo, protegiéndola y distribuyendo la tensión adecuadamente en una mayor área de la preparación, ante 200 N y 400 N, independientemente del material utilizado.
3. Las preparaciones dentarias para incrustaciones onlays sin hombro (con bisel) en la cúspide de trabajo presentó mejor comportamiento biomecánico.
4. Las restauraciones de cerómero, transfirieron la fuerza sobre la estructura dentaria en mayor concentración a diferencia de las restauraciones de disilicato de litio, sin embargo fue distribuida homogéneamente en el remanente dentario.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Jiang W, YoungChun G, LongXing C. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2010 Jan; 103 (1): 7-13.
- Ortega V, Pegoraro L, Conti P, Valle A, Bonfante G. Evaluation of fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars, restored with ceromer or heat-pressed ceramic inlays and fixed with dual-resin cements. *J Oral Rehabil.* 2004; 31: 393-7.
- Koushyar K. Recomendaciones para la selección del material cerámico libre de metal de acuerdo a la ubicación de la restauración en la arcada. *Int. J. Odontomat.* 2010; 4; (3): 237-40.
- Barbosa R, Dias A, Elisaur A, Pereira L, Grassi L. Clinical performance of indirect esthetic inlays and onlays for posterior teeth after 40 months. *Braz J. Oral Sci.* 2009 Jul; 8(3): 154-8.
- Imanishi, A, Nakamura, T, Ohyama, T, Nakamura, T. 3- D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil.* 2003; 30: 818-22.
- Yamanel K, Caglar A, Gulsahi K, Ozdem A. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dent Mater J.* 2009; 28 (6): 661-70.
- Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ Jr. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*, 4th ed, USA: Mosby; 2002.
- Koushyar K. Recomendaciones para la selección el material cerámico libre de metal, de acuerdo a la ubicación de la restauración en la arcada. *Int. J. Odontomat.* 2010; 4(3): 237-40.
- Henry PJ, Bower RC. Post core systems in crown and bridgework. *Aust Dent J.* 1977; 22: 46-52.
- Hatzikyriakos AH, Reisis GI, Tsingos N. A 3-year postoperative clinical evaluation of posts and cores beneath existing crowns. *J Prosthet Dent.* 1992; 67: 454-8.
- Chandrupatla T. *Introducción al Estudio del Elemento Finito en Ingeniería.* 2a ed. Prentice may, 1999.
- Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ, Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restoration. *J. Prosthet. Dent.* 2003 Jun; 89 (6): 551 – 7.
- Cobankara F, Unlu N, Cein A, Ozkan H. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. *Operative Dentistry.* 2008; 33(5): 526-33.
- Solberg WK, Clark GT, Rugh JD. Nocturnal Electromyographic evaluation of bruxism patients undergoing short term splint therapy. *J Oral Refab* 1975;2: 215-23.
- Baldiodeda F. Bruxismo, Teoría y Clínica. *Rev. Científica Odontológica.* 2010; 6(2): 59 – 68.
- Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress Distributions in adhesively cemented ceramic and resin composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater.* 2004; 20: 862-72.
- Magne P, Belser C. Porcelain versus Composite Inlays/Onlays: Effects of Mechanical Loads on Stress Distribution, Adhesion, and Crown Flexure. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003; 23(6): 543 – 55.
- Carbajal JD, Villarraga JA, Latorre F, Restrepo V. Análisis por el Método de los Elementos Finitos sobre una Prótesis Parcial Fija (PPF) de Cinco Elementos con Unión Rígida y no Rígida. VII Congreso Colombiano de Métodos Numéricos: Simulación en Ciencias y Aplicaciones Industriales 8CCMN – 2011, Agosto. 10-12, 2011, Medellín, Colombia.
- Lin CL, Chang YH, Liu PR. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: A finite element Study. *J. Dent.* 2008 Mar; 36 (3): 194 – 203.

RECIBIDO : 20 -07 -2016

ACEPTADO: 22 - 09 -2016

Correspondencia: Marcia Vidalón Pinto

Email: mvidalonp@hotmail.com