

DISTRIBUCIÓN DE LA TENSIÓN COMPRESIVA EN SEGUNDAS PREMOLARES SUPERIORES EN CORONAS INDIVIDUALES MEDIANTE EL ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

DISTRIBUTION OF COMPRESSIVE TENSION IN SECOND HIGHER PREMOLARS IN INDIVIDUAL CROWNS THROUGH THE FINITE ELEMENT ANALYSIS

*Vargas-Martínez, Karen Estela.¹
López-Flores, Ana Isabel²*

RESUMEN

Objetivo: Evaluar la tensión compresiva en segundas premolares superiores rehabilitadas con coronas de disilicato de litio (D.L) y de Silicato de litio reforzado con zirconio (S.L) mediante el método de elementos finitos.

Metodología: Se construyeron dos modelos virtuales usando el programa Solidworks 2014 para la construcción de modelos. En el primer modelo se representó la dentina remanente, cofia de disilicato de litio, cemento relyx U 200 y porcelana cerámica feldespática IPS e.Max (Ivoclar Vivadent) (MEF 1). En el segundo modelo se representó la dentina remanente, cofia de vita suprinity, cemento relyx U 200 y porcelana (MEF 2). Ambos modelos fueron sometidos a una carga de 200 N.

Resultados: El valor de máxima tensión en la corona de disilicato de litio (MEF 1) fue de 166.98 Mpa, mientras que en la corona de Silicato de litio (MEF 2) fue de 177.6 Mpa. El valor de máxima tensión compresiva en dentina en el (MEF 1) fue 0.27 Mpa y en el (MEF 2) la máxima tensión en la dentina fue 0.26 Mpa. El valor de máxima tensión compresiva en cervical del (MEF 1) fue de 3.93 Mpa y en el (MEF 2) en cervical fue de 3.90 Mpa.

Conclusiones: La corona de silicato de litio mostró la mayor tensión compresiva en el área oclusomesial. En dentina y en el área cervical la tensión compresiva tuvieron resultados similares.

Palabras clave: *cerámicas, coronas, análisis de elementos finitos.*

ABSTRACT

Objective: To evaluate compressive stress between the disilicate (D.L) and Zirconium reinforced lithium silicate (S.L) crowns using finite element analysis.

Material and Methods: Two virtual models were constructed using the Solidworks 2014 software for building models. In the first model was designed the remaining dentin, lithium disilicate cap, RelyX U200 cement and porcelain feldspathic ceramics IPS e.Max (Ivoclar Vivadent). In the second model was designed dentin remaining, silicate cup, RelyX U 200 cement and porcelain. Both models were applied to load of 200 N.

Results: The value of maximum tension in the lithium disilicate crown (FEM 1) was obtained was 166.98 Mpa, while in the Zirconium reinforced lithium silicate crown (FEM 2) the maximum tension was 177.6 Mpa. The value of maximum tension on dentin (FEM 1) is 0.27 Mpa and the maximum value (FEM 2) dentin was 0.26 Mpa. The value of maximum tension (FEM 1) on the cervical was 3.93 and (FEM 2) on the cervical was 3.90.

Conclusions: The (S.L) crown showed the highest compressive tension in the occlusal and mesial area. In dentin and in the cervical area the compressive tension had similar results.

Keywords: *ceramics, crowns, finite element analysis.*

¹Cujano Dentista y Residente de la Especialidad de Rehabilitación Oral. Universidad Científica del Sur.

²Mg.Esp. Docente de la Especialidad de Rehabilitación Oral. Universidad Científica del Sur.

INTRODUCCIÓN

Las nuevas tendencias en rehabilitación oral involucran el uso de técnicas adhesivas y biomateriales para éste fin, cuya adecuada utilización son determinantes para obtener buenos resultados en el tiempo de las restauraciones colocadas en boca. La estética es un criterio a evaluar en el paciente pero además se requiere devolver anatomía y función masticatoria.¹ Por ello las coronas libres de metal son una buena alternativa. Este tipo de restauraciones se fabrican con porcelanas reforzadas como el disilicato de litio. Sin embargo, han aparecido en el mercado nuevos materiales como el silicato de litio reforzado con zirconio.^{2,3}

La función masticatoria se realiza a través de un proceso biomecánico complejo. Este proceso se basa en la transferencia de fuerzas masticatorias, mediadas a través de los dientes. La biomecánica no solo estudia los límites de fractura o fracaso, sino también es importante durante la función normal, para entender la estructura y relación con los tejidos frente a una respuesta al estrés y la tensión.⁴ Los dientes posteriores por su diseño estructural, sufren naturalmente deflexión cuspidéa bajo carga (deformaciones). Así, el estado de deformación es la respuesta del elemento dentario frente a las cargas oclusales, laterales y oblicuas existentes en el proceso masticatorio, hábitos parafuncionales y cualquier otro proceso que induzca fuerzas en el mismo.

Las coronas de D.L están compuestas a base de vidrio disilicato de litio, poseen pequeños cristales en forma de aguja que comprimen la matriz de vidrio circundante durante el enfriamiento. Por lo tanto, tiene una fuerza flexural (400MPa) y se ha convertido en popular en los últimos años para colocarse en el sector posterior.^{5,6}

Las coronas de silicato de litio, son coronas que tienen disilicato de litio pero reforzado con óxido de circonio; las cuales son relativamente nuevas en nuestro medio.⁷ En la selección de un agente cementante se debe considerar propiedades reológicas, mecánicas y químicas, ya que el cemento actúa como un amortiguador de fuerzas o cargas oclusales.^{8,9}

El método de elemento finito, proporciona información sobre los esfuerzos tensiles, compresivos, cortantes (llamados de cizalla) y además brinda información sobre la combinación de todos estos, usando la escala von Mises.^{10,11} Los esfuerzos de von Mises son usados como un indicador de la posible ocurrencia de daño en las estructuras modeladas.^{12,13}

A través de éste método se logra el modelado de productos y sistemas en un entorno virtual, con el propósito de encontrar y resolver potencial cuestiones estructurales o de rendimiento. La aplicación práctica del método de elementos finitos (MEF), es utilizado para modelar y resolver numéricamente problemas estructurales, fluidos y multifísicos.^{4, 15,16}

El presente estudio se elaboró en elemento finito para evaluar la distribución de la tensión compresiva en coronas D.L y en coronas de silicato de litio consideradas cementadas con Relyx U 200. Actualmente existen estudios^{17,18} que comparan el cemento Relyx U 200 evaluando la fuerza compresiva sobre disilicato de litio usando elementos finitos pero no hay muchos estudios sobre la distribución en la carga masticatoria en coronas elaboradas con silicato de litio.

La importancia del estudio tiene un aporte teórico debido que no se han encontrado muchos estudios sobre las distribución de la tensión compresiva en premolares utilizando coronas D.L comparadas con coronas S.L utilizando el análisis de elementos finitos, además tendrá importancia clínica debido que se evaluará cuál de ambas coronas distribuye mejor la carga masticatoria. También beneficiará a los pacientes asegurando la prolongación de sus restauraciones en boca.

Esta investigación buscó evaluar la tensión compresiva en segundas premolares superiores rehabilitadas con coronas de disilicato de litio (D.L) y de Silicato de litio reforzado con zirconio (S.L) mediante el método de elementos finitos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Este estudio fue aprobado por la Comisión de investigación y ética de la escuela de Estomatología de la Universidad Científica del Sur.

El diseño de la investigación fue de tipo experimental, un ensayo de laboratorio virtual, a través del método de elemento finito (MEF).

El grupo de estudio estuvo formado por dos simulaciones de cofias libre de metal (MEF 1 y MEF 2) con dos tipos de diseños, que tendrán los siguientes componentes: Dos segundas premola-

res superiores, dos bases de acrílico para apoyar los dientes, una cofia de disilicato de litio y una cofia de silicato de litio.

- MEF 1: Compuesto por un diseño de corona libre de metal, donde solo se modeló la dentina con un desgaste de 2mm en todas las superficies dentarias y cofia de D.L. Se consideró la cofia cementada con Relyx U 200.

- MEF 2: Compuesto por un diseño de corona libre de metal, donde solo se modeló la dentina con un desgaste de 2mm en todas las superficies dentarias y cofia de S.L. Se consideró la cofia cementada con Relyx U 200.

Todo esto realizado con el software SOLIDWORKS® versión 2014 con un mallado completo ensamblado.

Los criterios de inclusión fueron los diseños realizados con el software Solidworks® versión 2014 con un mallado completo ensamblado; y los diseños cuya estructura fue realizada en base a los parámetros establecidos, propiedades de los materiales obtenidos a través de: módulo elástico, coeficiente de Poisson. (Tabla 1)

Se realizó la capacitación inter-observador sobre el tallado de coronas de disilicato de litio y corona de silicato de litio con la Gold Standart (AILF).

TABLA1. VALORES DE LAS PROPIEDADES DE LOS MATERIALES

MATERIALES	MÓDULO DE YOUNG (Mpa)	COEFICIENTE DE POISON (ν)
Dentina	18	0,31
Corona de disilicato de litio	95,000	0,26
Corona de Silicato de litio	70,000	0,26
Relyx U 200 Porcelain Feldspathic	6,600	0,33
ceramics IPS e.Max	69,000	0,28

CONSTRUCCIÓN DE LOS MODELOS FÍSICOS

Se utilizaron dos segundas premolares superiores, se confeccionaron dos guías de silicona pesada para cada diente (Speedex Colténe®) para realizar los tallados dentarios. Las guías fueron cortadas con hoja de bisturí número 11 en forma sagital y coronal. Se utilizó una pieza de mano de



Figura 1. Tallado de segundas premolares superiores.

alta velocidad de marca NSK ® y las fresas fueron nuevas de la marca MDT ® se usó la fresa troncocónica punta redonda, la fresa pimpollo y la fresa fisura grano rojo.

Antes del tallado se calibró las fresas para obtener el desgaste necesario por medio del calibrador de cera y sonda periodontal de la marca Hu-friedy.

El desgaste obtenido fue de 2 mm en todas las caras del diente para ambas coronas. La línea de terminación se hará supragingival. (Fig. 1) Se tomaron las impresiones con elastómero polisiloxa-

no (Speedex Colténe®) en cubetas parciales para cada corona. El vaciado de los modelos para las coronas se hizo con yeso extraduro. Los dos modelos fueron entregados al laboratorio DV (Daniel Valverde) para la elaboración de las cofias de disilicato de litio y la corona de S.L.

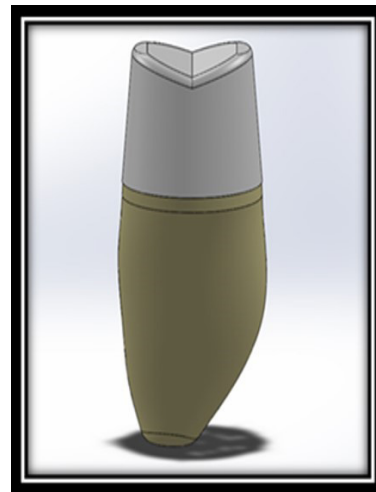


Figura 2. MEF1 diseño con corona de disilicato de litio.

CONSTRUCCIÓN DE LOS MODELOS VIRTUALES

Consistió en obtener los modelos de cada estructura en forma individual para que puedan ser evaluados posteriormente en conjunto. Cada modelo se construyó utilizando el programa Cosmoworks® versión 2014. Se realizaron los siguientes modelos:

- **MEF 1:** Se diseñó el segundo premolar superior y la cofia de D.L, se consideró el grosor de cemento Relyx U200. (Figura 2).

TABLA 2
RESISTENCIA A LA TENSIÓN COMPRESIVA EN LA CORONA ENTRE D. DE LITIO Y S.L

		VALOR MÁXIMO	VALOR MÍNIMO
CORONA	MEF 1	166.98	0
	MEF 2	177.6	0
MEF 1 Diseño de corona de disilicato de litio			
MEF 2 Diseño de corona de silicato de litio			

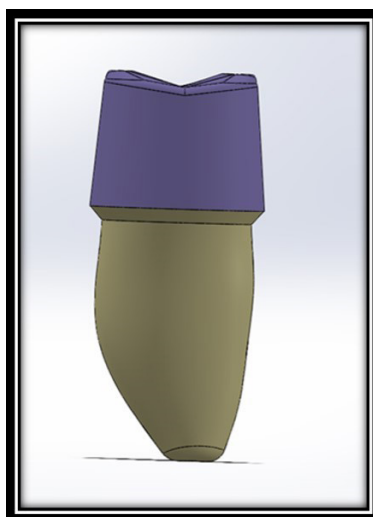


Figura 3. MEF2 diseño con corona de silicato de litio.

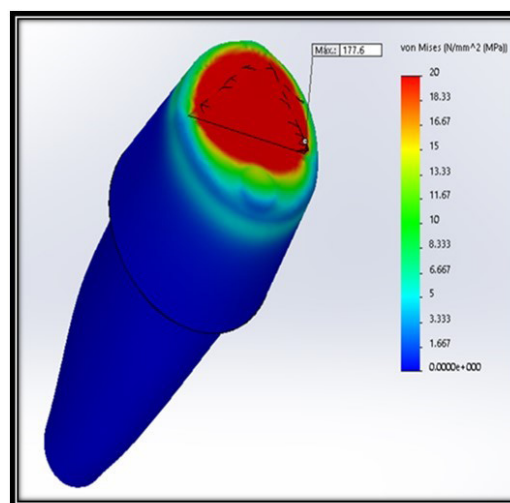


Figura 4. Valor de máxima tensión 177.6 en la corona de Silicato de Litio.

- **MEF 2:** Se diseñó otro segundo premolar superior y la cofia de S.L, se consideró el grosor del cemento Relyx U200. (Figura 3).

Para ambos diseños MEF 1 y MEF 2, se tuvo en cuenta las propiedades de los materiales, módulo de Young (ϵ) y el coeficiente de Poisson (ν).

Los datos que se utilizaron en este estudio han sido empleados por otros estudios similares. Posteriormente se realizó el mallado de ambos diseños y se procedió a la aplicación de fuerzas a través del software. Se aplicó una fuerza vertical de 200 N en ambos modelos de las cofias de D.L y S.L.

RESULTADOS

En MEF 1 el valor de máxima tensión en mesial de la corona de D.L fue de 166.98 Mpa en el área oclusomesial, mientras que en el MEF 2 la máxima tensión en la corona fue de 177.6 Mpa en oclusomesial de la corona de S.L (Tabla 2 y figura 4, 5)

El valor de máxima tensión compresiva en dentina en el Mef 1 es de 0.27 Mpa en la cúspide palatina y en el Mef 2 la máxima tensión en la dentina fue de 0.26 Mpa en la cúspide palatina. (Tabla 3 y figura 6,7). El valor de máxima tensión compresiva en cervical del Mef 1 fue de 9.93 Mpa en mesial y en el Mef 2 en cervical fue de 3.93 Mpa en mesial. (Tabla 4 y figura 8 y 9).

TABLA 3
RESISTENCIA A LA TENSIÓN COMPRESIVA EN DENTINA ENTRE D. DE LITIO Y S.L

		VALOR MÁXIMO	VALOR MÍNIMO
DENTINA	MEF 1	0.27	0
	MEF 2	0.26	0
MEF 1 Diseño de corona de disilicato de litio			
MEF 2 Diseño de corona de silicato de litio			

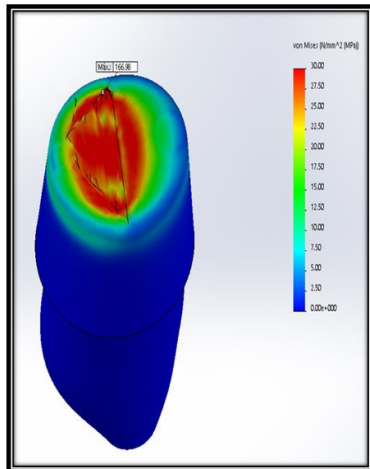


Figura 5. Valor de máxima tensión 166.98 en la corona de Disilicato de Litio.

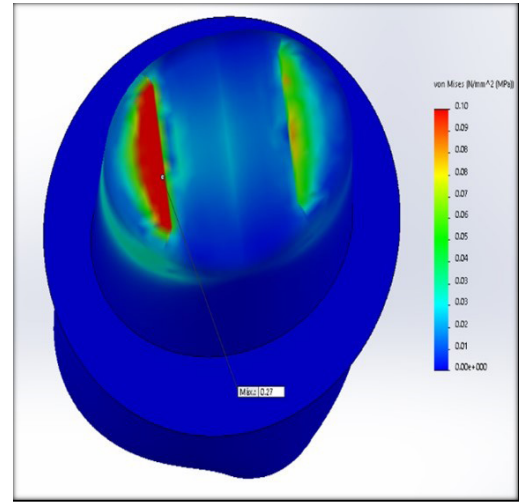


Figura 6. Valor de máxima tensión 0.27 en dentina D.L.

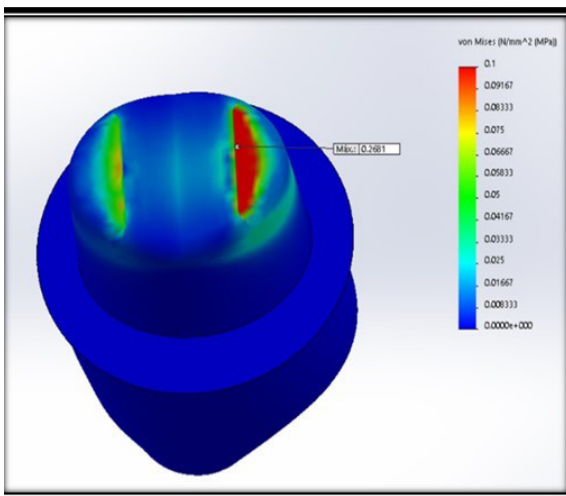


Figura 7. Valor de máxima tensión 0.26 en dentina S.L.

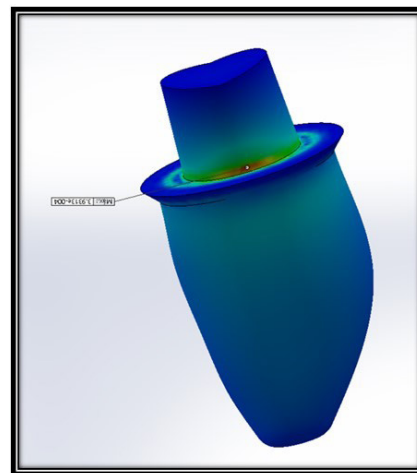


Figura 8. Valor de máxima tensión compresiva en cervical 3.93 para D.L.

TABLA 4
RESISTENCIA A LA TENSIÓN COMPRESIVA EN CERVICAL DE CORONA ENTRE D. DE LITIO Y S.L

		VALOR MÁXIMO	VALOR MÍNIMO
CERVICAL	MEF 1	9.93	0
	MEF 2	3.93	0
MEF 1 Diseño de corona de disilicato de litio			
MEF 2 Diseño de corona de silicato de litio			

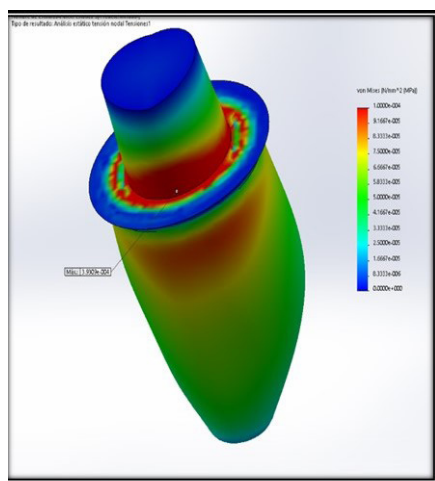


Figura 9. Valor de máxima tensión compresiva en cervical 3.90 para S.L.

DISCUSIÓN

En este estudio se buscó evaluar la tensión compresiva sobre segundas premolares superiores entre los materiales de D.L y de vita suprinity. El D.L, es un material que viene siendo muy usado para la rehabilitación funcional y estética en el sector posterior;¹⁵ por otro lado, S.L es un nuevo material disponible en nuestro medio y según sus indicaciones también se puede usar para la rehabilitación de piezas posteriores. Debido a ello se evaluó cómo se distribuye las tensiones sobre la corona, dentina y la región cervical para cada material.

Este estudio presentó algunas limitaciones ya que al ser un trabajo virtual no se puede extrapolar a boca del paciente sólo obtenemos una aproximación de lo que podría pasar ante una situación clínica.

Es importante tener presente que en el medio oral, las cargas aplicadas a las restauraciones dentales son de naturaleza cíclica. Por lo tanto, las cargas cíclicas podrían simular más

exactamente las fuerzas masticatorias que las cargas estáticas usadas en esta investigación, siendo otra limitante de este estudio.

El estudio tuvo un control garantizando los resultados, para obtener mayor precisión en los dos diseños de los segundos premolares superiores, se tomó las medidas de la dentina remanente de los dos premolares superiores con un calibrador de cera. Se utilizaron dichas medidas para construir dos diseños con el software solid-works ® 2014.

Así mismo se confeccionaron las cofias en un laboratorio dental, una cofia de disilicato de litio y otra cofia de silicato de litio, una vez elaboradas las cofias se tomó las medidas de los grosores y se consideró para los dos diseños. Se consideró las coronas con cobertura de porcelana de 2 mm y cementadas con el cemento relyx U 200.

Los dos diseños fueron elaborados por una especialista (R.A.M) en el manejo del programa virtual. La aplicación de fuerza empleada para cada diseño fue de 200 N basado en otro estudio similar.¹⁶

En un estudio realizado por Bonilla y cols.⁷ hicieron un estudio in vitro en premolares superiores usando 36 coronas cerámicas, en dos grupos: Disilicato de Litio y Silicato de Litio reforzado con Dióxido de Zirconio (Vita Suprinity); concluyendo que la resistencia compresiva de ambos materiales es similar, sin embargo, el Disilicato de Litio presentó una mediana de 55 MPa mayor frente al Silicato de Litio, diferente al resultado de nuestro estudio donde se obtuvo que la mayor tensión compresiva se da en la corona de Vita suprinity; puede ser que los resultados sean diferentes

porque en el estudio hecho por Bonilla consideraron el cemento resinoso Relyx ultimate y además el tallado de las piezas dentarias fueron tallados por un ultrasonido eléctrico para obtener un tallado uniforme en 36 piezas, mientras que en nuestro estudio el tallado de los dos premolares fueron realizados por una sola persona de manera manual.

Otra diferencia con nuestro estudio es que ellos consideraron 36 primeras premolares superiores en cambio nosotros evaluamos dos diseños de segundas premolares superiores.

En otro estudio realizado en elementos finitos por Della y cols.¹⁹ en prótesis fijas de tres piezas de zirconia y una corona individual de zirconia aplicando una carga de 200 N obtuvieron que la mayor tensión en tracción se encuentra tanto en el área cervical, púnticos y conectores para el puente fijo mientras que en la corona individual la máxima tensión se obtuvo en zona oclusal de la cofia.

En nuestro estudio en ambas coronas la máxima tensión se encontró en oclusal de la cara palatina mesial utilizando la misma carga de 200 N. Zheng y cols.²⁰ hicieron un estudio en prótesis

fijas posteriores con tres materiales diferentes (aleación de oro, óxido de circonio y disilicato de litio reforzado con vidrio de cerámica) concluyeron que los valores de máxima tensión fue en la zirconia, ya que en el disilicato de litio reforzado con vitrocerámica proporciona una distribución más uniforme en la tensión en el conector y la pieza intermedia de dentadura parcial fija. En nuestro estudio encontramos que el D.L distribuye mejor la tensión compresiva que la corona de S.L puede ser debido que éstas coronas están reforzadas con circonio.

En este estudio encontramos que la mayor tensión compresiva se presenta para la corona S.L con un valor de 177.6 Mpa en el área oclusomesial. En dentina y en el área cervical se encontraron resultados similares.

No se encontraron estudios que tuvieran una metodología y un planteamiento del problema similar al nuestro, por tal razón se presentaron ciertas limitantes para hacer un comparativo equivalente con otras investigaciones; el presente estudio es una guía para futuros estudios sobre los sistemas cerámicos actuales.

CONCLUSIONES

1. La corona de silicato de litio, presenta mayor tensión compresiva en oclusomesial.
2. En el área cervical y en dentina se obtuvieron valores similares.

RECOMENDACIONES

Se recomienda hacer otros estudios in vitro y en pacientes utilizando cerámicas monolíticas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Martínez FPR, Suárez G, Gómez R. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE 2007;12(4):253-63.
2. Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. J Prosthet Dent 2015;114(3):364-6.
3. Álvarez M, González I, Olay M. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE 2003;8(5):527-32.
4. Soares C, Versluis A, Correia A, Valdivia M, Bicalho A, Veríssimo C, Ferreira B and Guimarães M. Finite Element Analysis in Dentistry - Improving the Quality of Oral Health Care, Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments, Dr. David Moratal (Ed.), ISBN: 978-953-51-0474-2, InTech. 2012: 25-51.
5. Campos R, Soares P, Versluis A, de O Junior, Ambrosano G, Nunes I. Crown fracture: Failure load, stress distribution, and fractographic analysis. J Prosthet Dent 2015;114(3):447-55.
6. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. J Prosthet Dent 2014;112(1):22-30.
7. Bonilla LGL, Nafi D, Mejía M. Comparación de la resistencia compresiva de coronas en dos materiales de cerámica vitrea: Disilicato y Silicato. Revista Colombiana de Investigación en Odontología 2015;6(16):8-15.
8. Calatrava LA. Protocolo para selección de un cemento adhesivo. Revista Odontológica de los Andes. 2009;4(2):79-87.
9. Okeson J. Tratamiento de oclusión y afecciones temporomandibulares. 6ta ed. Barcelona; 2008.
10. Orozco VJ, Latorre F, Escobar JC. Influencia de los materiales de cementación en la distribución de los esfuerzos en un incisivo central superior rehabilitado con poste. Análisis de elementos finitos. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2010;23(1):56-75.
11. Kuramochi G, del Sol M. Método para la Generación de Modelos de Elementos Finitos de Dientes. Int. J. Morphol 2013;31(3):997-1002.
12. Pineda ÉA, Latorre F, Villarraga JA. Comparación de la resistencia de tres sistemas cerámicos en tramos protésicos fijos anteriores. Análisis por elemento finito Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2013;25(1):44-75.
13. González O, Alfonso E. Análisis del estado tensional en el contacto de dientes de engranajes cilíndricos mediante el Método de Elementos Finitos. Ingeniería Mecánica.
14. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental.
15. Mantilla F, Málaga J. Distribución de tensiones mediante el análisis de elementos finitos en dientes restaurados directa e indirectamente después de un tratamiento endodóntico. Kiru 2008;5(1):36-51.
16. Ugalde CR. Estudio comparativo in vitro de la resistencia al cizallamiento de diferentes tipos de cerámicas cementadas en esmalte dentina con cementos de resina dual Relyx Ultimate y Relyx U200 [Universidad de Chile; 2014.
17. Alfaro DP, Ruse ND, Carvalho RM, Wyatt CC. Assessment of the Internal Fit of Lithium Disilicate Crowns Using Micro-CT. J Prosthodont 2015;24(5):381-6.
18. Yu W, Guo K, Zhang B, Weng W. Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with lithium disilicate CAD/CAM.
19. Della A BM, Benetti P, Duan Y, Griggs J. Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. Journal of Dentistry 2013;41:412-9.
20. Zheng Z, Lin J, Shinya A. Finite element analysis to compare stress distribution of gold alloy, lithium-disilicate reinforced glass ceramic and zirconia based fixed partial denture. J Investig Clin Dent 2012;3(4):291.

Recibido: 21 de Abril 2017

Aceptado: 09 de Junio 2017

Correspondencia: Karen Estela Vargas Martínez

email: karenvamar@gmail.com