



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA

Facultad de
ESTOMATOLOGÍA

**EVALUACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS A
NIVEL CERVICAL EN PRIMERAS PREMOLARES
INFERIORES, SEGÚN MAGNITUD DE LA CARGA
OCLUSAL Y MATERIAL DE RESTAURACIÓN
ESTUDIO EN ELEMENTO FINITO.**

**Evaluation of the distribution of stress at the cervical level in first
lower premolars, according to the magnitude of the occlusal load
and restoration material
finite element study.**

TRABAJO DE INVESTIGACION PARA OPTAR POR EL TÍTULO
PROFESIONAL DE CIRUJANO DENTISTA

AUTORA

ANA DEL ROSARIO SALCEDO ESPINOZA

ASESORES

MG.LOUISE JACQUELINE WEBB LINARES

C.D.DANIEL ÁNGEL PAREDES RUIZ

LIMA - PERÚ

2019

JURADO

Presidente: Dra Leyla Delgado Cotrina

Vocal: Dr. Martin Quintana del solar

Secretario: Dr. Pablo Chávez Alayo

Fecha de Sustentación: 27 marzo 2019

Calificación: Aprobado

ASESORES DE TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

ASESOR

Magister, Cirujano dentista Jacqueline Webb Linares.

Departamento Académico de clínica estomatológica

ORCID: 0000-0001-5100-7067

Cirujano Dentista Daniel Angel Paredes Ruiz

Departamento Académico de odontología social

ORCID: 0000-0003-3330-4476

DEDICATORIA

A mi esposo e hija por la paciencia, empuje, amor, motivación y apoyo en estos años de carrera, a mi suegra por su ayuda constante y a mis padres por su cariño y confianza a lo largo de todos estos años.

AGRADECIMIENTOS

A mis asesores por su dedicación y ayuda constante, por su tiempo y confianza en esta investigación.

DECLARACIÓN DE CONFLICTO DE INTERÉS

Declaro no tener conflictos de interés

TABLA DE CONTENIDOS

	Pág.
I. INTRODUCCIÓN -----	1
II. OBJETIVOS -----	2
III. MATERIALES Y MÉTODOS -----	3
IV. RESULTADOS -----	5
V. DISCUSIÓN -----	8
VI. CONCLUSIONES -----	13
VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS -----	14
VIII. TABLAS -----	15
IX. ANEXO -----	17

RESUMEN

Las lesiones tipo abfracción son estudiadas por su alta prevalencia en pacientes con cargas masticatorias muy elevadas, es importante conocerlas para su mejor manejo la adecuada distribución del material restaurador en la lesión. **OBJETIVO:** Evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical en LCNC según magnitud de la carga oclusal y material de restauración en primeras premolares inferiores derecha por medio de MEF. **MATERIALES Y MÉTODOS.** La primera premolar inferior derecha fue modelada por el MEF. Se obtuvo cuatro mallados tetraédricos: Pieza sin lesión, con lesión, con lesión restaurada con resina fluida, con lesión restaurada con resina compuesta. Se exportaron al software ANSYS 18, en donde se aplicaron cargas oclusales de 100 N y 500 N sobre la vertiente externa a 2 mm de la cúspide vestibular de la pieza. **RESULTADOS:** Comparativamente entre piezas sin lesión y con lesión, con y sin restauración, para ambas cargas, se registran mayores niveles de esfuerzo para las piezas Con Lesión Restaurada Con Resina Fluida y Con Lesión Restaurada Con Resina Compuesta en su promedio del nivel de esfuerzo entre planos, destacando en el corte a nivel de ángulo interno de la lesión. **CONCLUSIONES:** Destacan para 100 y 500 N, las piezas con lesión restauradas como las que presentan menor variabilidad en sus valores entre planos, produciendo aparentemente la restauración un efecto De homogenización del nivel de esfuerzo en toda la extensión de la lesión.

Palabras claves: Análisis elemento finito., Biomecánica, Pérdida dental cervical no cariosa Restauración dental permanente.

ABSTRACT

The abfraction-type lesions are studied for their high prevalence in patients with very high masticatory loads, it is important to know them for their better management the adequate distribution of the restorative material in the lesion.

OBJECTIVE: To evaluate the distribution of cervical stress in LCNC according to magnitude of the occlusal load and restoration material in right lower first premolars by means of MEF.**MATERIALS AND METHODS.** The first lower right premolar was modeled by the MEF. Four tetrahedral meshes were obtained: Piece without lesion, with lesion, with lesion restored with fluid resin, with lesion restored with composite resin. They were exported to the software ANSYS 18, where occlusal loads of 100 N and 500 N were applied on the external slope to 2 mm of the buccal cusp of the piece. **RESULTS:** Comparatively between pieces without injury and with injury, with and without restoration, for both loads, greater levels of effort are recorded for the pieces With Restored Lesion With Fluid Resin and With Restored Lesion With Composite Resin at their average level of effort between planes, standing out in the cut at the internal angle of the lesion. **CONCLUSIONS:** For 100 and 500 N, the pieces with lesion restored are the ones with the least variability in their values between planes, apparently producing an effect of homogenization of the level of effort throughout the extension of the lesion.

Keywords: Finite element analysis., Biomechanics, non-carious cervical tooth loss Permanent dental restoration.

Keywords: Access to information, dental care, dental brushing, children (DeCS).

I. INTRODUCCIÓN

Los estudios por elemento finito han dado importantes alcances en el análisis de la complejidad biomecánica simulando, en el contexto odontológico, diversas asociaciones a nivel dental y maxilar que permitan realizar un adecuado análisis de carga-esfuerzo y sus elementos físicos asociados.

Siendo las lesiones cervicales no cariosas (LCNC) una importante patología, es necesario conocer mejor su contexto etiológico, en cuanto a la magnitud de la carga oclusal con el comportamiento de cada material restaurador utilizado en estas lesiones como lo pueden ser la resina compuesta FILTEK Z 250 y la resina fluida FILTEK FLOW estudiados a partir del análisis de la distribución de los esfuerzos tensionales y compresivos a nivel cervical por el procedimiento de elementos finitos (MEF). Estudios en MEF han reportado, que ante una carga oclusal, el esfuerzo se concentra a nivel cervical (1).

Palamara *et al* en 2006 mencionan que cuando la carga es en la vertiente vestibular con dirección lingual, los vectores del esfuerzo por lingual son principalmente compresivos, mientras que por vestibular son principalmente tensionales (2).

Lee y Eackle en 2002 mencionan que dentro de la variación de 100N a 500N de esfuerzos, el elemento más nocivo para la estructura mineral dentaria es el esfuerzo tensional, puesto que podría generar rupturas en los enlaces de la configuración de matriz orgánica e inorgánica en dentina y esmalte. Se9 debe

tener en cuenta que estas características estructurales pueden afectar negativamente al rendimiento de los materiales restaurativos utilizados en la zona cervical (3).

Gibb's *et al.*, en 1986, encontraron que el potencial de la fuerza de mordida humana ha sido subestimado y que la fuerza de mordida de algunas personas puede ser 6 veces más que en otras aplicando fuerzas de 446 kg/F.

Srirekha *et al.* 2013, analizó y comparó la distribución de esfuerzos en una premolar inferior con LCNC restaurada y sin restauración, mostrando en los resultados que había menor distribución de esfuerzos en la premolar con LCNC restaurada (2).

Por lo tanto, el propósito del presente estudio es evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical en primera premolar inferior derecha, según magnitud de la carga oclusal con 100 N y 500 N y material de restauración resina compuesta y resina fluida por medio del método de elementos finitos.

II. OBJETIVOS

Objetivo general

Evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical en lesiones de abfracción tipo cuña según magnitud de la carga oclusal y material de restauración en primeras premolares inferiores por medio de MEF.

Objetivos Específicos

1. Evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical aplicando la magnitud de la carga de 100 N y 500N en piezas dentales sanas.
2. Evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical aplicando cargas de 100N y 500 N en piezas dentales con lesiones de abfracción.
3. Evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical aplicando cargas de 100 N, y 500N en piezas dentales con lesiones de abfracción restauradas con resina compuesta.

Evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical aplicando cargas de 100 N y 500N en piezas dentales con lesiones de abfracción restauradas con resina fluida.

III. MATERIALES Y MÉTODOS

El presente estudio fue de tipo *in silico*. Las variables estudiadas fueron: Distribución de esfuerzos: variable dependiente registrada en tres niveles llamados cortes, se utilizó la escala de Von Misses y se registró en Mega Pascales (MPa). Magnitud de la carga oclusal: variable independiente, magnitud de la fuerza que se genera en cada simulación, registrada en Newtons (N) se utilizó 100 N y 500 N. Material de restauración, variables independiente determinada por el tipo de material restaurador: resina fluida Filtek flowTM de 3M ESPETM y resina compuesta Filtek Z250TM de 3MTM ESPE.

Las características de la LCNC fueron: Lesión tipo abfracción con lesión en forma de cuña, con un margen cavoexterno superior o coronal a 0.25 mm de la línea imaginaria trazada sobre la Unión Cemento-Adamantina (UCA), un margen cavoexterno inferior o radicular a 0.5mm de la línea imaginaria trazada debajo de UCA y un ángulo interno sobre (UCA) a -0.25 mm de la cara externa de la pieza, la lesión será equidistante de su línea media en esta cara con una extensión de 4mm mesio distal y profundidad de la lesión de 2mm.

Se empleó la digitalización de una primera premolar inferior derecha la cual fue diseñada por el C.D. D.Paredes en el grupo de investigación de “Análisis de elementos finitos” de la Facultad de Estomatología; ésta fue obtenida de la tomografía de una primera premolar sana que cumplía los criterios anatómicos cualitativos y cuantitativos usados en la publicación previa de Fuentes *et al* 2011(7). Para luego trabajarla en tres cortes y generar 8 simulaciones con cada variable en el software Ansys Student18 (Ansys Workbench 18, PA, EUA). Se

registró el mayor nivel de estrés en la escala de Von Mises en cada uno de los cortes realizados en tres planos de la lesión según las variables y simulaciones establecidas. (7).

Se desarrollaron las siguientes simulaciones que conformaron los grupos experimentales: S1: sin LCNC con magnitud de 100N.S2: sin LCNC con magnitud de 500N.S3: Con LCNC con magnitud de 100N.S4: Con LCNC con magnitud de 500N.S5: Con LCNC restaurada con resina fluida con magnitud de 100N, S6: Con LCNC restauradas con resina fluida con magnitud de 500N, S7: Con LCNC restaurada con resina compuesta con magnitud de 100N S8: Con LCNC restaurada con resina compuesta con magnitud de 500N.

El lugar de aplicación de la carga fue sobre la vertiente externa a 2 mm de la punta de la cúspide vestibular de una primera premolar con una angulación de 45° inferior sobre un nodo.

Se realizó un análisis descriptivo y analítico evaluado a nivel de tres cortes transversales; los cuales fueron corte 1: +0.25 mm de UCA; corte 2: -0.25 mm de UCA y corte 3: -0.5 mm de UCA.

El estudio se realizó luego de recibir la aprobación del Comité Institucional de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (CIE-UPCH) con fecha 03 de julio del 2017 con código SIDISI N° 101141.

IV. RESULTADOS

En piezas sin lesión con carga de 100N, se registró mayor nivel de esfuerzo en la zona cérvico-coronal UCA+0.25, y una menor distribución en la zona media de la lesión UCA-0.25; pero para 500N, se observó el mayor nivel de esfuerzo en zona media de la lesión UCA-0.25 y el menor en la zona cérvico-apical UCA-0.5.(Gráfico N°1)

Pieza con lesión sin restauración, al aplicar las cargas de 100 N y 500 N, se registró mayor nivel de esfuerzo para UCA+0.25 en el borde cérvico-coronal, siendo el menor valor para 100N en zona cérvico apical UCA-0.5 y para 500N se registró el mayor nivel de esfuerzo en zona central de la lesión UCA - 0.25.(Gráfico N°1)

Con lesión restaurado con resina fluida (CLRF) y con lesión restaurado con resina compuesta (CLRC), para 100N y 500N, se registró mayor nivel de esfuerzo para UCA-0.25, seguido por UCA+0.25N, y finalmente UCA-0.5. (Gráfico N°1)

Se analizó la diferencia porcentual entre los resultados según la variable estado de la lesión, tomando como elemento sobre el cual basar la comparación a la pieza sin lesión viéndose que en la zona cérvico- coronal UCA+0.25. (Gráfico N°2)

La pieza con lesión sin restauración, pieza con lesión restaurada con resina fluida y pieza con lesión restaurada con resina compuesta presentaron comportamientos similares es decir, disminuye para 100N y incrementa para 500N. Para 100N, CLSR (-21,38%) presentó la mayor disminución de estrés, y en 500N, CLSR (15.01%) presenta el más importante incremento.**UCA-0.25:** Tanto CLRF como

CLRC, presentó para este plano incremento para 100N como para 500N con respecto a SL. Comparativamente: Los mayores incrementos con respecto a SL para CLRF y CLRC son en UCA-0.25 para 100N y en UCA-0.5 para 500N. Con CLSR y para ambas cargas, los cambios son pequeños con respecto a SL, siendo coincidentes en cuanto a aumentar para 500N a nivel de los bordes externos de la lesión (UCA+0.25, UCA-0.5) y en cuanto a disminuir para 100N, también con UCA+0.25 y UCA-0.5. En general CLRF presenta los mayores valores de incremento en UCA-0.25 para 100N. (Gráfico N°2)

Con respecto a los resultados de diferencia porcentual para la carga, se describe en cada corte: para UCA+0.25: SL presenta una diferencia de 321.26% al aumento de carga, siendo el menor valor. CLSR y CLRF registran los valores mayores, 516.23 %, siguiéndoles CLRC con 399.27% y 393.67% respectivamente. **UCA-0.25:** En este corte, al aumentar la carga, SL presenta una variación de 704.21% con el mayor valor. Los demás Estados de la Lesión presentan valores menores a SL, empezando por CLSR, seguido por CLRF y CLRC, con 448.89%, 403.78% y 404.07% respectivamente. **UCA-0.5:** En este corte, al aumentar la carga, SL presenta una variación de 308.71% con el menor valor. Los demás Estados de la Lesión presentan valores mayores a SL, empezando de arriba hacia abajo con CLSR, seguido por CLRC y CLRF, con valores 515.60%, 403.45% y 402.10% respectivamente. (Gráfico N°2)

Comparativamente se observan que los mayores incrementos los presenta SL para UCA-0.25 con 704.21%, mientras que para los otros cortes correspondientes a los bordes de la lesión, presenta los menores valores comparativos, los valores que se generan para CLRC y CLRF reducen la diferencia porcentual al cambio de carga

en relación a CLSR, logrando un aumento porcentual en el esfuerzo similar al aumento de carga, CLSR presenta valores alrededor del 500%, siendo su incremento porcentual mayor que el esperado según el incremento en la carga.

(Gráfico N°2)

V. DISCUSIÓN

Grippo *et al* y Palamara *et al* describen una lesión de abfracción como un tipo de lesión cervical no cariosa (LCNC) que representa un marcado defecto en la parte cervical de los dientes, para el que proponen una asociación etiología liderada por las fuerzas biomecánicas oclusales (7,8). La mayor prevalencia de las abfracciones y de las LCNC en general, se encuentra en las primeras premolares mandibulares (7).

En el presente estudio se utilizó una primera premolar inferior a la cual se le aplicaron cargas de 100 N y 500 N, las cuales son una referencia de fuerzas oclusales funcionales y parafuncionales respectivamente.

Al comparar este estudio con el de Palamara *et al* 2002, podemos observar que hay una coincidencia en el tipo de esfuerzo registrado, ya que estos investigadores, al aplicar las cargas en un segundo premolar mandibular, apreciaron vectores de tipo tensional en cervical vestibular mientras que en lingual son del tipo compresivo; la asimetría en las deformaciones se incrementó con una fuerza oblicua (45° sobre el eje del diente), y se revirtió cuando la fuerza se aplicó desde una dirección lingual. Cuando la carga se aplicó a la vertiente vestibular con una angulación mesial, predominaba la tensión en el esmalte cervical mesiobucal y la compresión en el distobucal. Ambos eran relativamente verticales en la dirección. Sin embargo, en el CEJ medio bucal, las tensiones tanto tensionales como compresivas estaban en una dirección oblicua. Con una fuerza en ángulo oblicuo, el diente no solo resiste la carga, sino que también tiene que

resistir un momento de rotación. Esto da como resultado regiones recíprocas de tensión y compresión.

Las lesiones abfractivas son causadas por la flexión y la fatiga final del material de los dientes por lo que la abfracción es el resultado de fuerzas asociadas con la masticación, la deglución y la maloclusión. Sin embargo, Gibb's *et al* (5) encontraron que las fuerzas oclusales durante la deglución y la masticación son solo aproximadamente el 40 % de la fuerza máxima de mordida, lo cual apunta a que es predominantemente la acción parafuncional la que actuaría como causante de este tipo de lesiones. Esta diferenciación resalta la importancia de evaluar el cambio en los niveles de esfuerzo a partir de una carga funcional (masticatoria) como 100N a o que simula una carga parafuncional como 500N.

Al evaluar una pieza sana, cuando se aumenta la carga de 100N a 500N, se aprecia un crecimiento en el esfuerzo a nivel del plano inmediatamente inferior a UCA, de poco más de 700%. A este nivel, como se sabe, el tejido dentario a evaluar es la dentina, pero es también una capa de dentina particular, pues es la que recibirá la carga absorbida y redistribuida por el esmalte, transfiriendo la carga desde coronal hacia radicular. Ya que este punto registra un cambio en la concentración de esfuerzo tan significativo al aumento de carga, podría ser un nivel donde, a determinado esfuerzo, pueda colapsar la resistencia de la estructura mineral ante el incremento en los vectores tensionales.

Por otro lado J.Palamara encontró que someter la estructura a esfuerzos de tracción tanto en dirección vertical como horizontal aceleraría el deterioro de la estructura del diente o aumentaría la probabilidad de formar LCNC dado que generalmente, la carga axial en el modelo premolar forma tensiones horizontales

en el mismo lado del punto de carga, mientras que la carga oblicua puede mostrar tensiones de tracción horizontales verticales o aumentadas, dependiendo de las direcciones de carga.

Cuando se estudió la pieza con lesión, y se aumenta la carga de 100N a 500N, es decir, en un 400% de aumento de la magnitud de fuerza inicial; en los planos evaluados se incrementa el nivel de esfuerzo en casi 500%, aproximadamente 100% más del porcentaje de aumento de la fuerza, lo cual indica que hay una tendencia a concentración de esfuerzo mayor del esperado en el área de desarrollo de la lesión no cariosa. El resultado anterior se relaciona con lo estudiado por Jacupovic, donde la carga oclusal, conduce a la aparición de un esfuerzo considerable en la parte cervical del diente, aquí, los valores de tensión en el área sub-superficial de la capa de esmalte cervical son casi 5 veces mayor en relación al esmalte superficial (5).

En el presente estudio al evaluar una pieza con lesión cervical no cariosa sin restaurar, aumentando la carga de 100N a 500N, a pesar de un aumento casi proporcional en los tres planos, se registra un mayor esfuerzo en el plano que corresponde a esmalte, indicando que serán importantes las propiedades materiales de cada estructura para el inicio y progresión de la lesión cervical no cariosa. Como muestran los módulos de elasticidad de esmalte y dentina, al ser el esmalte más rígido y la dentina más flexible, así la carga oclusal predominantemente es transferido del material de mayor módulo al del menor, debido a una mayor rigidez al igual que lo propuesto por Lee e Eackle (2).

Cuando al aplicar 500N de carga se compara la pieza sin lesión con la pieza con lesión sin restauración, se evidencia que el nivel de esfuerzo disminuye en el

ángulo interno de la lesión, mientras éste aumenta en los bordes, lo cual evidencia que, una vez creada la lesión, esta no sólo tiende a ubicarse en su punto de inicio sino también a extenderse ocluso-apicalmente, por lo que los resultados de esta investigación confirman las observaciones de autores mencionados como Jacupovic, Palamara, Lee (6) dado que todos concluyen en que al aumentar los valores de carga, el estrés en la región cervical del diente es mayor en su área sub-superficial que en la porción más superficial del esmalte.

En la presente investigación, para piezas con lesión restauradas con resina fluida y con resina compuesta aplicándoles cargas de 100 N y de 500 N, se registra mayor nivel de esfuerzo a nivel del ángulo interno de la lesión y el menor nivel de esfuerzo a nivel del borde inferior de la lesión. Lo cual coincide con Shireka, (11). Al plantear que las restauraciones con un módulo de elasticidad más bajo como el de las resinas fluidas, permiten que la restauración se flexione con el diente en lugar de desprenderse generando menos estrés.

Asimismo, comparativamente entre piezas SL y CL, la pieza con y sin restauración, para ambas cargas, se registran mayores niveles de esfuerzo para las piezas con lesión restaurada con resina fluida y con lesión restaurada con resina compuesta en su promedio del nivel de esfuerzo entre planos, destacando en el corte a nivel del borde inferior de la lesión, lo cual podría explicar por qué, a pesar de restaurada, una pieza con LCNC puede extenderse en sentido apical.

Por el contrario, un estudio de Subashini (12), mostró que las lesiones de clase V restauradas con materiales de mayor módulo de elasticidad tales como resinas compuestas permitieron una mejor distribución del estrés. Esta mejor distribución de esfuerzo propuesta puede explicar la mayor homogeneidad en los niveles de

esfuerzo en los tres planos, para las piezas con restauración, sea resina fluida o compuesta. En este punto, muchos estudios también no encontraron diferencias significativas entre los materiales con diferentes módulos elásticos como Shireka (11).

En estudios como el de Soares (13), los dientes restaurados con resina compuesta presentaron patrones de distribución de tensión similares al diente sano, a pesar de la morfología NCCL. Este resultado es discordante con los nuestros, ya que hallamos mayores niveles de esfuerzo en las piezas con restauración.

Lo que puede ser una tendencia a reducir el riesgo de extensión de la lesión y crea la necesidad de un material restaurador de mayor resistencia a la tensión. Y explicaría el fracaso de las restauraciones cervicales iniciado en el borde inferior.

Estudios como este permiten abrir una línea de investigación que generen estudios en materiales de restauración que puedan tener mejores resultados a nivel de estas lesiones así como el estudio aplicando diferentes cargas.

VI. CONCLUSIONES

- 1.-Cuando se incrementa la carga de 100N a 500N se observa un incremento en la distribución de esfuerzos de manera homogénea en los tres cortes evaluados.
- 2.-Se observa un comportamiento homogéneo tanto como para resina compuesta como para resina fluida en los tres cortes evaluados a diferencia de sin lesión.
- 3.- Para lesión restaurada con resina fluida y con resina compuesta, con cargas de 100N y de 500N, se registra mayor nivel de esfuerzo a nivel del ángulo interno de la lesión y el menor nivel de esfuerzo a nivel del borde inferior de la lesión.
- 4.-Al incrementar la carga de 100N a 500N, el esfuerzo aumenta en poco más de 700% en piezas sanas en el corte inmediatamente debajo de UCA, siendo este el nivel donde tendería a aumentar más el esfuerzo tensional en cervical cuando se incrementa la carga.
- 5.-Se observa los mayores valores en lesiones restauradas en el corte UCA-0.25 tanto para 500N como para 100N comparándolos sin lesión y con lesión.
- 6.- Los resultados de este estudio demostraron que la magnitud de la carga y la presencia de restauración son factores importantes de la modificación del patrón de distribución del estrés, en relación a la aparición y progresión de las LCNC.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Calabria H, *Lesiones no cariosas del cuello dentario: patología moderna, antigua controversia*. Odontoestomatología. 2009(vol.11).
2. Palamara JEA, Palamara D, Messer HH, Tyas MJ. Tooth morphology and characteristics of non-carious cervical lesions. J Dent. 2006 Jan 30];34(3):185–94.
3. Lee HE, Lin CL, Wang CH, Cheng CH, Chang CH. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar-a finite element investigation. J Dent .2002:283-290.
4. Brezeanu, L., Bereşescu, G. Molnar, C. (2012) Biomechanism of Abfraction lesions. Acta Medica Marisiensis, 58(1), 39-4
5. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. J Prosthet Dent. 1986;56(2):226–9.
6. Fuentes F, Borie E, Bustos M, Tomas M. First premolar morphometry: A study in 54 case. Int, J Morphol 2011;29(1):234-239.
7. Grippo JO, Simring M, Coleman TA. Abfraction , Abrasion, Biocorrosion and the enigma of noncarious cervical lesions: A 20 years Perspective. J Esthet Resort Dent. 2012; 24 (1):10-23.
8. Palamara JEA, Palamara D, Messer HH. Strains in the marginal ridge during occlusal loading. 2002;(3):218–22.
9. Calabria HF. Lesiones no cariosas del cuello dentario. Patología Moderna-Antigua Controversia. Rev Odont.2009
10. Jakupovic S, Cerjakovic E, Topcic A, Ajanovic M, Konjhodzic-Prcic A, Vukovic A. Analysis of the Abfraction Lesions Formation Mechanism by the Finite Element Method. Acta Inform Med. 2014:241-245.
11. Sreerakha A, Bashetty K. A comparative analysis of restorative materials used in abfraction lesions in tooth with and without occlusal restoration: Threedimensional finite element analysis. J Conserv Dent. 2013; 16(2): 157
12. Shubhashini N, Meena N, Ashish Shetty, Anitha Kumari, Naveen DN. Finite element analysis of stress concentration in Class V restorations of four groups of restorative materials in mandibular premolar. J Conserv Dent.2008. 11(3): 121-126
13. [Soares PV](#), [Machado AC](#), [Zeola LF](#), [Souza PG](#), [Galvão AM](#), [Montes TC](#). Loading and composite restoration assessment of different non-carious cervical lesions morphologies - 3D Finite Element Analysis. [Aust Dent J](#). 2015; 60(3): 309-16
14. .S Meng *et al*. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. Biomaterials 25 (2004) 2455–2460.
15. Abuelenain DA, Neel EAA and Al-Dharab A. Surface and Mechanical Properties of Different Dental Composites. Austin J Dent. 2015;2(2): 1019

III. TABLAS, GRÁFICOS

Tabla N°1: Propiedades de las estructuras dentales y materiales restauradores

Material	Constitución	M.Young (Pa)	C. Poisson	Densidad (Kg/m ³)	Referencia
Esmalte	Isotrópico	7.372E+10	0.23	3000	P.Soares et al.2015
Dentina	Isotrópico	1.707E+10	0.3	2100	P.Soares et al.2015
Pulpa	Isotrópico	2.07E+6	0.45	909.4	P.Soares et al.2015
Ligamento	Isotrópico	6.89E+7	0.45	909.4	P.Soares et al.2015
Hueso	Isotrópico	1.37E+10	0.3	1190	P.Soares et al.2015
Z250	Isotrópico	1.252E+10	0.308	2000	Sew Meng et al.2014 , Dalia A Abuelenain et al. 2015
FF	Isotrópico	6.08E+9	0.393	2000	Ulrich Lohbauer, et al.2005 Sew Meng et al 2014

Gráfico N°1. Distribución de esfuerzos a nivel cervical en primeras premolares inferiores, según magnitud de la carga oclusal, corte y material de restauración.

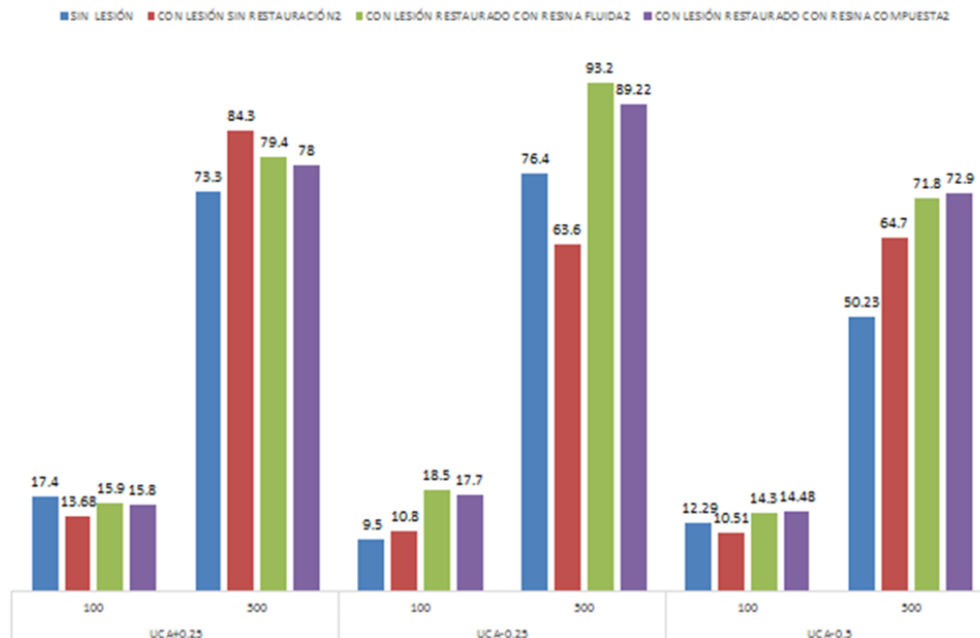
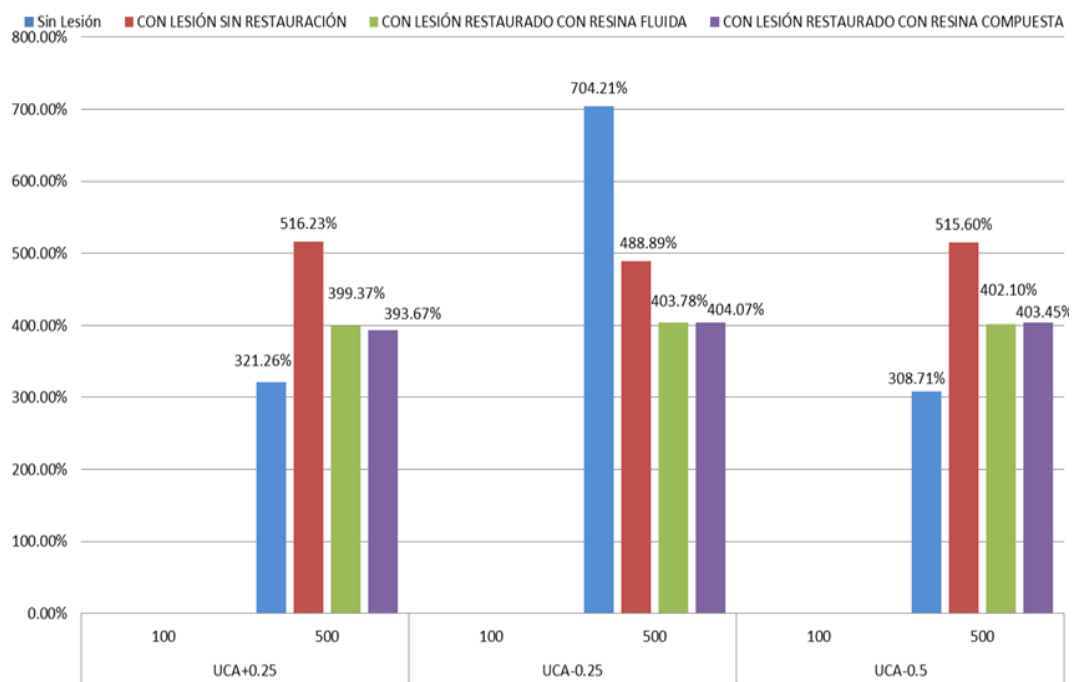


Gráfico 2 .Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos a nivel cervical en primeras premolares inferiores, según magnitud de la carga oclusal, corte y material de restauración tomando como referencia 100N.



ANEXO

VARIABLE	DEFINICION DE CONCEPTO	DEFINICION OPERACIONAL	INDICADOR	TIPO	ESCALA DE MEDICIÓN	VALORES
INDEPENDIENTE:						
Magnitud de la carga	La magnitud vectorial de una fuerza oclusa.	Magnitud que corresponderá a la fuerza oclusal que se le aplique a la simulación	Fuerza aplicada sobre la superficie oclusal del premolar inferior.	Cuantitativa	Discreta	10N 100N 500N
Material restaurador	Aquellos materiales que se utilizan para sustituir la estructura dentaria perdida.	Material utilizado para sustituir la estructura cervical perdida en lesiones clase V.		Cualitativa	Ordinal	Resina Resina fluida Ionomero-resina
DEPENDIENTE:						
Distribución de esfuerzos a nivel cervical	Fuerza generada y distribuida sobre la pieza dental	Distribución del esfuerzo a nivel cervical luego de recibir una fuerza externa.	Escala de Von misses	Cuantitativa	Razón	Mpa