



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

**EVALUACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS A NIVEL
CERVICAL EN LESIONES NO CARIOSAS EN PRIMERA PREMOLAR
INFERIOR SEGÚN DIRECCIÓN Y MAGNITUD DE LA CARGA
OCCLUSAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS**

Evaluation of the distribution of efforts at cervical levels in non-carious lesions in first premolar lower according to direction and magnitude of the occlusal load using Finite elements

Trabajo de Investigación para Obtener el Título Profesional de Cirujano
Dentista

Alumnos:

Vanessa Alineth Valverde Acuña

Asesora:

Mg. Louise Jacqueline Webb Linares

Departamento Académico de Clínica Estomatológica del Adulto

CD. Daniel Paredes Ruiz

Lima - Perú

2018

TABLA DE CONTENIDOS

	Pág.
Introducción	1
Material y métodos	3
Resultados	4
Discusión	5
Conclusiones	9
Referencias bibliográficas	10
Anexos	12

RESUMEN

La formación de las lesiones cervicales no cariosas (LCNC) es poco conocida, pero es común encontrar una relación con la presencia de fuertes cargas oclusales, así como dirección de cargas oclusales no axiales; es por ello que el objetivo de este estudio fue evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical en primera premolar inferior según la magnitud y dirección de la carga oclusal en piezas con/sin LCNC, estudiado a través del método de elementos finitos.

La muestra fue un modelo computarizado de una pieza primera premolar inferior, exportado al software ANSYS STUDENT (Ansys Workbench 18, PA, EUA), se generaron dos cargas oclusales de 100/500N aplicadas sobre la vertiente externa a 2 mm de la punta de la cúspide vestibular; se generaron también tres direcciones con ángulos de 0°, 45° y 90° con respecto al eje axial de la pieza; se desarrollaron tres cortes transversales a nivel cervical donde se tomó como referencia la unión cemento adamantina (UCA), el primer corte fue +0.25mm, el segundo fue a -0.5mm y el último -0.25mm se obtuvo los datos cuantitativos según su correspondencia en la Escala de Von Mises.

Se evidenció un incremento en la distribución de esfuerzos directamente proporcional con la magnitud de la carga; bajo un análisis porcentual donde 100N fue el 0% se observó que para 0° se presentaba un patrón irregular, para 45° los valores fueron superiores al 300% y para 90° los valores fueron alrededor del 400%.

El incrementar la carga de 100 a 500N repercute en un aumento en la distribución de esfuerzos a nivel cervical tanto para 45° como para 90°. Para 0° no hay un patrón al incrementar la carga.

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

ABSTRACT

The formation of non-carious cervical lesions (LCNC) is poorly known, but it is common to find a relationship with the presence of heavy loads occlusal, that is why the objective of this study was to evaluate the distribution of efforts at the cervical level in the first lower premolar according to the magnitude and direction of the occlusal load in pieces with / without LCNC, studied through the finite element method.

The sample was a computerized model of a lower premolar first part, exported to the software ANSYS STUDENT (Ansys Workbench 18, PA, USA), two occlusal loads of 100/500 N were applied on the external slope 2 mm from the tip of the buccal cusp were generated; three directions with angles of 0°, 45° and 90° with respect to the axial axis of the piece were also generated; Three transverse cuts were developed at the cervical level where the adamantine cement union (UCA) was taken as reference, the first cut was + 0.25mm, the second was -0.5mm and the last -0.25mm, the quantitative data was obtained according to their correspondence on the Von Misses Scale.

An increase in stress distribution directly proportional to the magnitude of the load was evidenced; under a percentage analysis where 100N was 0% it was observed that for 0° an irregular pattern was presented, for 45° the values were superior to 300% and for 90° the values were around 400%.

Increase the load of 100 to 500 N reflected in an increase in the distribution of efforts at cervical level for both 45° and 90°. For 0 ° there is no pattern when increasing the load.

Keywords: Biomechanics, Non-carious cervical tooth loss, Finite element analysis

INTRODUCCIÓN

La literatura describe a las LCNC como una patología, prevalente (50% de las enfermedades bucales) en la afectación de las estructuras dentales; el conocimiento de la naturaleza multifactorial de dichas lesiones, es el primer paso para prevenir y controlar la progresión de lesiones ya presentes y determinar el tratamiento adecuado. (1,2,3)

La incidencia y gravedad de las LCNC depende de la magnitud, dirección y localización de la carga, entre otros posibles factores. (4)

Se ha reportado que durante la masticación los dientes entran en función soportando una carga oclusal funcional hasta de 100N, sin embargo, ante otras circunstancias o en presencia de parafunción la carga que pueden soportar las piezas dentarias sobretodo las posteriores puede alcanzar los 500 N. (5)

Lee y Eakle en 1984, propuso que, al actuar una carga oclusal significativa sobre un diente, provocará tensión en un lado y compresión en el lado opuesto de igual magnitud. (6)

Celik y Spears en 1993, demostraron que el esmalte y la dentina junto con todo el aparato masticatorio están diseñados para disipar las fuerzas de compresión durante la función, cuando se genera un esfuerzo de tracción como resultado las cargas sobre los dientes, no se disipan, sino que tienden a concentrarse cerca de la región cervical. (7,8)

De Las Casas *et al.* En 2003, expuso que la magnitud de la carga oclusal se conoce como la cantidad de presión ejercida sobre la pieza dentaria; dicha presión puede variar según magnitud y dirección en la que es aplicada. (2)

Se ha encontrado que las cargas oclusales verticales y oblicuas pueden generar tensiones cervicales grandes muy próximas a la unión cemento – esmalte. (9)

Munari *et al.* En 2015 ejecutaron un estudio dónde compararon las áreas de concentración de esfuerzo en un modelo premolar superior(3D); se utilizó cargas axiales y oblicuas (45°) con una

magnitud de 90N sobre la cúspide vestibular y palatina. El esfuerzo como resultado de la compresión se generó al nivel donde se aplicó la carga, mientras que el esfuerzo como consecuencia de la tracción se observó al lado opuesto concentrado en la región cervical; la distribución de esfuerzo fue más favorable bajo cargas axiales mientras que las cargas oblicuas obtuvieron mayores valores de esfuerzo a nivel cervical. (10)

Palamara *et al.* En 2000 realizó un estudio de una primera premolar inferior aplicándole una carga oclusal de 100 N con una dirección axial y otra de 45° sobre la cúspide vestibular. Concluyó que al someter la estructura dentaria a esfuerzos tanto en dirección vertical como horizontal aceleraran el deterioro de la estructura dental aumentando la probabilidad de generar la formación de LCNC, además se obtuvo como resultado que las cargas oblicuas fueron más perjudiciales para la pieza. (11)

Rees *et al.* En 2002 realizó un estudio en el cual aplicó 7 diferentes direcciones de carga sobre una primera premolar inferior; las 6 primeras con una magnitud de 500N (simulando una parafunción) y la última con una magnitud de 250N (control), las cargas fueron aplicadas sobre la cúspide vestibular y lingual. Concluyó que debido a las características anatómicas del esmalte que variando la dirección de la carga oclusal se produce grandes cambios a nivel cervical, las cargas que fueron aplicadas simulando una parafunción produjeron tensiones más altas. (12)

Benazzi *et al.* En 2013 realizaron un estudio mediante el cual se pudo apreciar los patrones de distribución de esfuerzo en cinco posiciones diferentes de carga oclusal sobre un segundo premolar inferior bajo una magnitud de 100N; se encontró que variando la dirección de la carga la concentración del esfuerzo era mayor de acuerdo al grado de inclinación de dicha carga. (13)

En la actualidad la biomecánica dental ha recibido gran atención mediante el uso de elementos finitos, el cual permite experimentar varios escenarios de cargas en el mismo modelo digital sin afectar a la muestra original. (13)

La formación de las LCNC es poco conocida pero una situación común parece ser la presencia de fuertes cargas oclusales, así como direcciones no axiales; es por ello que el objetivo de este estudio fue evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical en primera premolar inferior según la magnitud y dirección de la carga oclusal en piezas con/sin LCNC, estudiado a través del método de elementos finitos.

MATERIAL Y MÉTODOS

El presente estudio fue de tipo *in silico*, analítico. 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 100N y 500 N; Dirección de la carga: variable independiente, dirección de la carga en relación al eje axial de la pieza. Las categorías fueron: 0°, 45° y 90° por último, presencia de lesión: variable independiente determinada por la presencia o ausencia de LCNC en la pieza.

Las características de la LCNC fueron de morfología tipo cuña, con un margen cavoexterno superior o coronal, un margen cavoexterno inferior o radicular y un ángulo interno. El margen superior fue a 0.25 mm de la línea imaginaria trazada sobre la Unión Cemento-Adamantina (UCA), el inferior a 0.5 mm de (UCA), el ángulo interno está sobre (UCA) a 2 mm de la cara externa de la pieza y mesiodistalmente, la lesión será equidistante de su línea media en esta cara, son una extensión de 4mm.

Se empleó una digitalización de una primera premolar inferior derecha la cual se diseñó 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 de Fuentes et al.(16) Todas las variables se aplicaron con el método de Elementos Finitos y se utilizó el software ANSYS STUDENT18 (Ansys Workbench 18, PA, EUA); el cual fue manejado conjuntamente con el Dr. Daniel Paredes Ruíz bajo su capacitación y supervisión.

En el programa ANSYS STUDENT18 (Ansys Workbench 18, PA, EUA) se asignaron para capa posea propiedades físicas correspondientes (17); y se desarrollaron las siguientes simulaciones que conformaron los grupos experimentales. S1: Carga oclusal de 0° con una magnitud de 100N en pieza SL; S2:Carga oclusal de 0° con una magnitud de 100N en piezas CL; S3:Carga oclusal de 0° con una magnitud de 500 SL; S4: Carga oclusal de 0° con una magnitud de 500N CL; S5: Carga oclusal de 45° con una magnitud de 100N en pieza SL; S6:Carga oclusal de 45° con una magnitud de 100N en piezas CL; S7:Carga oclusal de 45° con una magnitud de 500 SL; S8: Carga oclusal de 45° con una magnitud de 500N CL; 9: Carga oclusal de 90° con una magnitud de 100N en pieza SL; S10:Carga oclusal de 90° con una magnitud de 100N en piezas CL; S11:Carga oclusal de 90° con una magnitud de 500 SL y por último S12: Carga oclusal de 90° con una magnitud de 500N CL. (Anexo1)

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 inferior sobre un nodo. (Figura 1)

Se realizó un análisis descriptivo y analítico evaluado a nivel de tres planos transversales; los cuales fueron corte 1: A +0.25 mm de UCA; corte 2: A -0.25 mm de UCA y corte 3: A -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 21 de setiembre del 2017 con código SIDISI N°101194. (Anexo 2)

RESULTADOS

Para una carga con dirección de 0° y magnitud de 100 N se apreció un patrón diferente de distribución de esfuerzos en los tres planos de evaluación sea SL o CL; así mismo observamos para ambas cargas, que en piezas CL comparado con piezas SL hay un patrón diferencial por plano. En el plano UCA +0.25 la distribución de esfuerzo aumenta en la simulación CL comprado a piezas SL, en UCA -0.25 la distribución de esfuerzo de ser tensional en piezas SL se vuelve compresiva en piezas CL y por último en UCA -0.5 la distribución de esfuerzo de ser tipo

compresivo en piezas SL se vuelve tensional en piezas CL. Estas diferencias para los tres planos son más resaltantes con carga de 500N. (Grafica 1) De otro lado para una dirección de 45° se observó que la distribución de esfuerzos es casi siempre mayor en piezas CL comparado con piezas SL en los tres planos para 100 y 500N, excepto en el plano UCA -0.5 en 100N; esta diferencia entre piezas CL y SL es más evidente en el plano UCA +0.25 y sobre todo en 500N. Es así que para 500N la distribución de esfuerzo siempre es mayor comparada con 100N tanto para piezas CL y SL, evaluado en los 3 planos.(Gráficas 2) Por último, para una dirección de 90° observamos que en piezas CL comparado con piezas SL que hay un patrón diferencial por planos, tanto para 100N como para 500N; en piezas SL en el plano UCA +0.25 la distribución de esfuerzos es siempre mayor comparado con los otros planos tanto, para 100N como para 500N, para CL el mayor valor se encuentra a nivel de UCA-0.25 tanto para 100 N como para 500N. Finalmente para 500N la distribución siempre es mayor comparada con 100N tanto para piezas CL y SL, evaluado en los 3 planos.(Gráfica 3)

En el gráfico de valor porcentual se pudo evaluar las que para piezas sometidas a cargas con dirección 90° las diferencias porcentuales para SL y CL se equiparán alrededor de 400%, por otro lado, para una dirección 45° se dio una mayor distancia entre la diferencia porcentual para SL y CL, por último, para piezas sometidas a una carga con dirección de 0° se presentó un patrón irregular; todo el análisis se dio tomando 100N como referencia. (Gráfica 4)

DISCUSIÓN

En el presente estudio, se aplicó dos fuerzas (100/500N) en distintas direcciones (0°, 45° y 90°) sobre la vertiente externa a 2mm de cúspide vestibular para evaluar su comportamiento. Se encontró que bajo una carga de 100N con dirección de 45° y 90° los mayores valores estaban a nivel del borde superior de la lesión, sin embargo, los resultados para una dirección axial se observaron resultados no homogéneos. Con la carga de 500N y se encontró que la distribución de esfuerzos incrementaba para todos los casos, independientemente de la dirección.

Palamara *et al.* En 2000, realizaron un estudio en el cual sometió a un segundo premolar inferior a 2 cargas oclusales de 100N, una de ellas fue una carga axial (0°) sobre la punta de cúspide; encontraron que una carga axial dio a lugar a tensiones compresivas en la superficie vestibular asimismo también se dieron pequeñas tensiones de tracción a nivel lingual; similar a lo que hallado en el presente estudio; sugirieron que al someter la estructura dentaria a esfuerzos tanto en dirección axial como oblicua aceleraran el deterioro de la estructura dental aumentando la probabilidad de generar la formación de LCNC; las fuerzas de tensión se consideran más perjudiciales que las de compresión en la estructura del diente. (11)

Palamara *et al.* en 2006 realizaron un estudio en el cual se sometió a una primera premolar inferior a cargas axiales de 100N sobre la punta de la cúspide vestibular; esto generó deformaciones asimétricas es decir compresivas en la superficie vestibular y tensoras en la superficie lingual (4).

En 2016, Jakupovic *et al.* Ejecutaron una evaluación de la distribución de esfuerzo, sometidos a dos tipos de carga oclusal; la primera carga bajo los conceptos de una oclusión céntrica de 200N; se demostró que el tipo de carga que se aplica sobre la superficie dentaria es de gran influencia para la distribución de esfuerzo; las cargas axiales presentaron una distribución homogénea (14).

En el presente estudio, los resultados obtenidos para una carga axial son similares a los obtenidos en los estudios de Palamara *et al.* 2000 y Palamara *et al.* 2006; por otro lado, se encontró discrepancias con el estudio de Jakupovic *et al.* 2016 esto puede deberse al lugar donde se aplicó la carga ya que Jakupovic utilizó más sitios a nivel oclusal mientras que en el presente estudio la carga fue aplicada en la vertiente externa de la cúspide vestibular.

Con respecto a direcciones oblicuas Palamara *et al.* en 2000 realizaron un estudio en el cual sometió a un segundo premolar inferior a 2 cargas oclusales de 100N, una de ellas de 45° sobre la vertiente externa de la cúspide vestibular; concluyó que para la carga oblicua el esfuerzo generado fue más homogéneo que ante una fuerza axial (11), similar a lo encontrado en el presente estudio.

Palamara *et al.* en 2006 realizó un estudio en el cual sometió a una primera premolar inferior a una carga de 45° de 100N sobre la punta de la cúspide vestibular; concluyó que para una carga oblicua (45°) encontró grandes deformaciones asimétricas (4), lo cual discrepa con lo encontrado en el presente estudio y podría deberse a que ellos aplicaron la carga en la punta de la cúspide.

En 2016, Jakupovic *et al.* Ejecutaron una evaluación de la distribución de esfuerzo en una primera premolar inferior sana y otro presencia de LCNC en forma de cuña, aplicando la carga a 1mm de la vertiente externa de la cúspide vestibular (40°) de 200N; observó que la mayor concentración de esfuerzo era a nivel cervical y de manera más significativa bajo una carga oblicua; por otro lado la distribución de esfuerzo en la lesión se dio a nivel del ángulo interno. (14)

En el presente estudio, se encontró que para una dirección de 45° la distribución de esfuerzos es casi siempre mayor en piezas CL comparado con piezas SL tanto para 100 y 500N, excepto en el plano UCA -0.5 en 100N. Es así que para 500N la distribución de esfuerzo siempre es mayor comparada con 100N tanto para piezas CL y SL; en comparación al estudio de Jakupovic *et al.* se presentaron diferencias en cuanto a los resultados, esto se puede deber a que utilizó una angulación de 40° y la ubicación de la carga fue a un 1 mm de la punta de la cúspide vestibular, lo cual también pudo generar que la mayor distribución de esfuerzo se diera a nivel del ángulo de la lesión discrepando con el presente estudio.

Benazzi *et al.* En 2013 realizaron un estudio en el cual se aplicó cinco tipos de cargas sobre una primera premolar inferior de 100N; Se encontró que variando la dirección de la carga la concentración del esfuerzo era mayor de acuerdo al grado de inclinación de dicha carga; la cuarta carga (45°) y la quinta carga (90°) se observó que la distribución de esfuerzos fue similar, concentrándose principalmente en la cúspide vestibular extendiéndose hacia el tercio cervical y distal de la raíz. (13)

En el presente estudio bajo una dirección de 90° observamos que la distribución de esfuerzos es siempre mayor tanto para 100N como para 500N, podemos concluir que la concentración de

esfuerzo fue incrementando junto con el ángulo de aplicación de la carga, lo cual coincidió con el estudio de Benazzi *et al.* donde los resultados fueron similares, demostrándose así que las cargas oblicuas generan mayor daño en la estructura dentaria.

Rees *et al.* En 2002, realizó un estudio en cual aplico 7 diferentes direcciones de carga sobre una primera premolar inferior evaluó la pieza realizando dos cortes transversales a nivel cervical: el primero 1 mm sobre UCA y el segundo 2 mm sobre UCA; Concluyo que variando la posición de la carga oclusal se produce grandes variaciones a nivel del esmalte cervical, las cargas que fueron aplicas simulando una parafunción produjeron tensiones más altas, encontró como resultado que las tensiones cervicales encuentran su máxima distribución de esfuerzo a este nivel debido a las características anatómicas del esmalte; bajo la evaluación de los planos transversales encontró que en las cargas de 500N la distribución de estrés a nivel cervical es considerablemente mayor y peor bajo cargas oblicuas, siendo más significativo en el plano más superior. (12)

En el presente estudio evaluamos la pieza bajo cargas de 100 y 500N, lo cual nos sirvió para realizar una simulación más cercana a la realidad, evaluando la pieza tanto en una oclusión funcional y una parafunción; se observó que a mayor magnitud y dirección la carga presentaba una distribución de esfuerzo superior, encontrándose el mayor valor en el plano UCA +0.25 (borde superior de la lesión), en base a los resultados obtenidos en el estudio de Rees coincidimos que la mayor distribución de esfuerzo se dio en el plano más coronal; por otro lado nos indica que los dientes son más capaces de soportar cargas aplicadas a lo largo de sus ejes, de esta forma los estudios previos mencionados respaldarían nuestros resultados.

El presente estudio nos ha dado más alcances de la relación entre magnitud y dirección de la carga en un premolar inferior y su efecto en la distribución de esfuerzo a nivel cervical; también un mayor alcance para la investigación en cuanto a la evaluación por planos para determinar de manera más precisa donde se localiza el fallo a nivel cervical.

Los resultados obtenidos en el presente estudio tienen relevancia en la práctica clínica para entender la biomecánica del desarrollo y/o formación de LCNC; sobre todo en presencia de una parafunción debido a que bajo esas circunstancias en el paciente se generan cargas más horizontales y una intervención odontológica oportuna podría evitar la pérdida adicional tejido dentario.

Para futuras investigaciones se podrían utilizar otros valores de las variables en cuanto a magnitud, y también sería recomendable variar el punto sobre el cual se aplica la carga.

CONCLUSIONES

- ✓ El incrementar la carga de 100 a 500N repercute en un aumento en la distribución de esfuerzos cuando la dirección de la carga es de 45° y 90° . Para 0° no hay un patrón al incrementar la carga.
 - Para piezas sin lesión en una dirección de 0° con una magnitud de 500N, se encontró que el mayor valor se presentaba en el borde superior de la lesión mientras que en el borde inferior de la lesión presenta un esfuerzo compresivo.
 - En piezas con lesión para una dirección de 0° con una magnitud de 100N, se destaca el mayor valor el borde superior de la lesión y en 500N el esfuerzo pasa de ser tensional a compresivo a nivel del ángulo interno de la lesión.
- ✓ En una dirección de 45° la mayor distribución de esfuerzos se da en el borde superior de la lesión bajo una carga de 500N mientras que con una magnitud de 100N para piezas con lesión, el mayor valor se da en el borde inferior.
- ✓ Una dirección de 90° siempre causa un incremento en la distribución de esfuerzos con respecto a 45° y 0° en piezas con/sin lesión.

REFERENCIAS BIBLOGRAFÍCAS

1. Habsha E. The etiology and pathogenesis of tooth wear: Part I. *Oral Health* 1999; 83–92.
2. De Las Casas, E. B., Cornacchia, T. P. M., Gouvêa, P. H., & Cimini, C. A. (2003). Abfraction and anisotropy-effects of prism orientation on stress distribution. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 6(1), 65–73.
3. Amaíz-Flores A. 2014). Injuries abfraction, etiology and treatment. *Rev. Cient. Odontol*, 10(2).
4. D. Palamara, H.H. Messer, M.J. Tyas. Tooth morphology and characteristics of non-carious cervical lesions. *J Dentistry*. 2006; 34: 185–194.
5. Palmer B. The significance of lateral forces to the development of dental abfractions. *J. Prosthet Dent*. 1984; 52:374-80.
6. Lee, W. C., & Eakle, W. S. (1984). Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 52(3), 374–380.
7. Spears, I. R., Van Noort, R., Crompton, R. H., Cardew, G. E., & Howard, I. C. (1993). The Effects of Enamel Anisotropy on the Distribution of Stress in a Tooth. *Journal of Dental Research*, 72(11), 1526–1531.
8. Piotrowsky BT, et al. Examining the Prevalence and Characteristics of Abfractionlike Cervical Lesions in A Population of U.S. Veterans. *The Journal of the American Dental Association* 132.12 (2001): 1694-1701.
9. Da Silva FM, Septimo Lanza MD, Landre Junior J, Seraidarian PI, Jansen WC. Influence of increase of the oclusal contact area on the tensión generation on natural teeth and adjacent structuresby finite element analysis. *Dentistry*. 2014; 4:7.
10. Munari LS., Tulimar P.M., Allyson N., Jason B., De las Casas E. Stress dsitribution in a premolar 3D model with anisotropic and isotropic enamel. *Medical and Biological engineering*. 2015.

11. Palamara, D., Palamara, J. E. A., Tyas, M. J., & Messer, H. H. (2000). Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. *Dental Materials*, 16(6), 412–419.
12. Rees, J. S. (2002). The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: A finite element study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(2), 188–193
13. Benazzi, S., Grosse, I. R., Gruppioni, G., Weber, G. W., & Kullmer, O. Comparison of occlusal loading conditions in a lower second premolar using three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Investigations*;2013).
14. Balaji R G, Gopikrishna V, Karthikeyan K S, Kandaswamy D, Nandini S. Behavioural pattern of three different bilayered restorations under tensile loading in a modified abfraction lesion simulated by finite element analysis. *J Conserv Dent* 2005; 8:32-42.
15. Ash, M. M., & Nelson, S. J. (2004). *Wheeler Anatomía, fisiología y oclusión dental*. Wheeler Anatomía, fisiología y oclusión dental (pp. 29–63).
16. Fuentes F, Borie E, Bustos M, Tomas M. First premolar morphometry: A study in 54 case. *Int, J Morphol* 2011;29(1):234-239.
17. GUBMG 2015 AusDenJ Loading and composite restoration assessment of various non-carious cervical lesions morphologies - 3D FEA.

ANEXOS

ANEXO 1: TABLA DE SIMULACIONES

Dirección de la carga	0°				45°				90°			
Magnitud de la carga	100 N		500N		100 N		500 N		100 N		500 N	
Presencia y/o ausencia de LCNC	SL	CL	SL	CL	SL	CL	SL	CL	SL	CL	SL	CL
Simulación	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	S11	S12

LCNC: Lesiones cervicales no cariosas

SL: sin lesión

CL: con lesión

GRÁFICAS Y FIGURAS

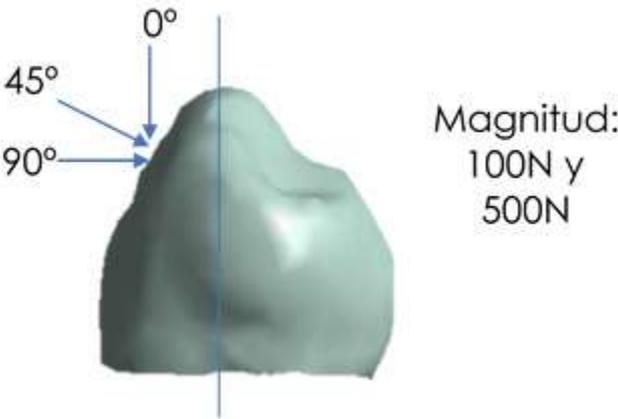


Figura 1. Simulación de pieza sometida a la diferentes magnitudes y cargas.

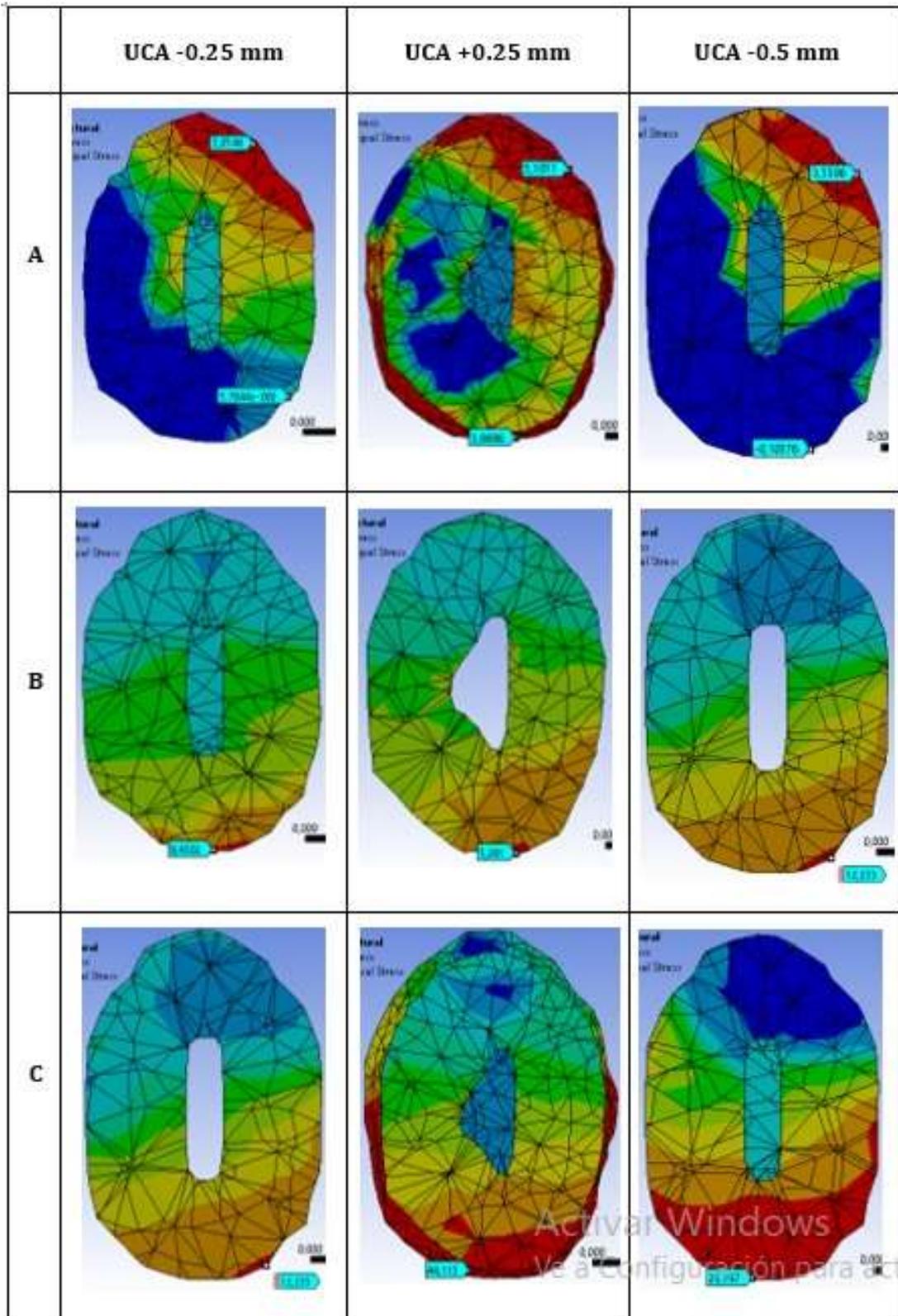


Figura 2. Simulación de pieza sin lesión bajo una carga de 100N sometida a las siguientes direcciones. (A)Dirección de 0°. (B)Dirección de 45°. (C)Dirección de 90°.

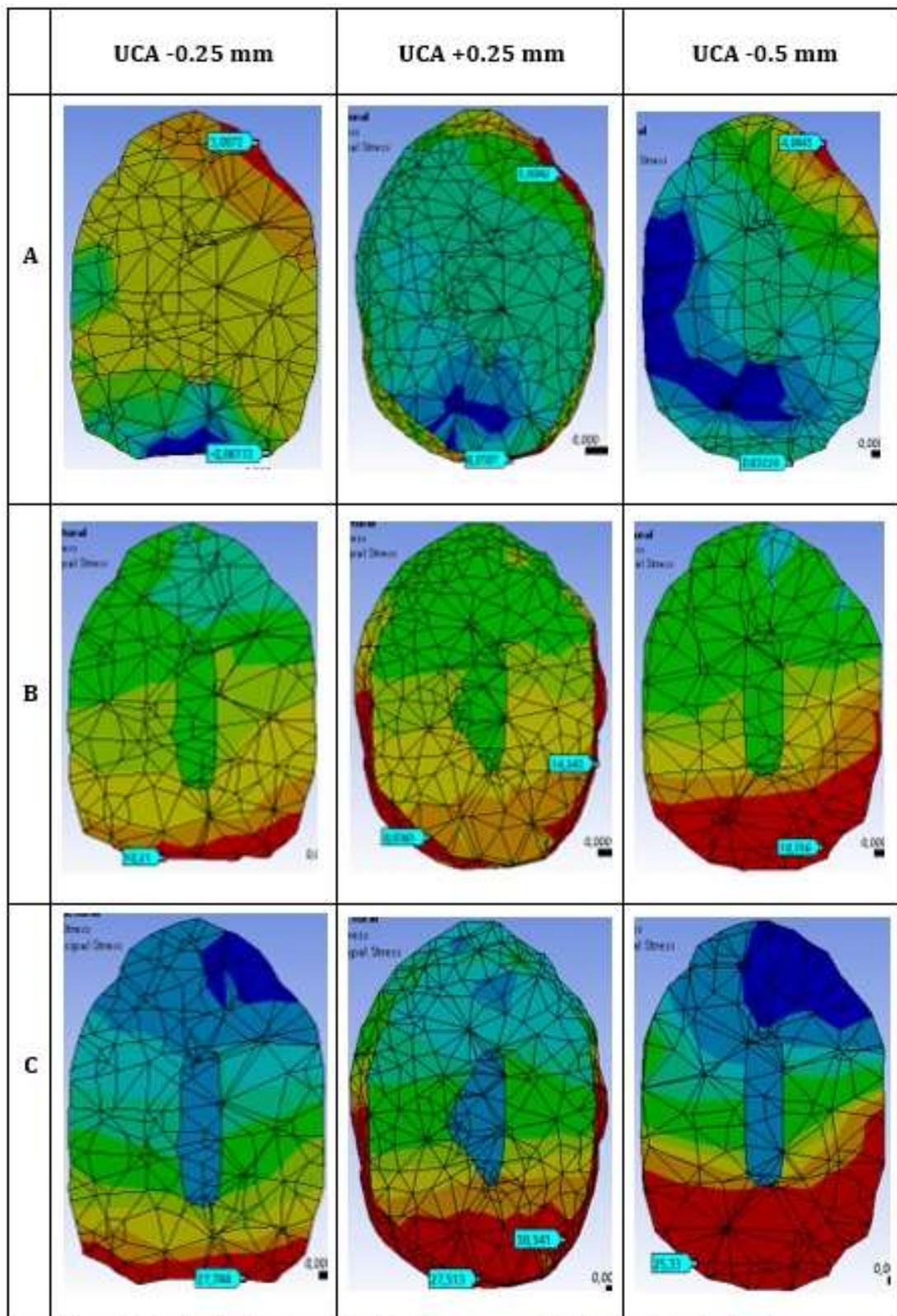


Figura 3. Simulación de pieza con lesión bajo una carga de 100N sometida a las siguientes direcciones. (A)Dirección de 0°. (B)Dirección de 45°. (C)Dirección de 90°.

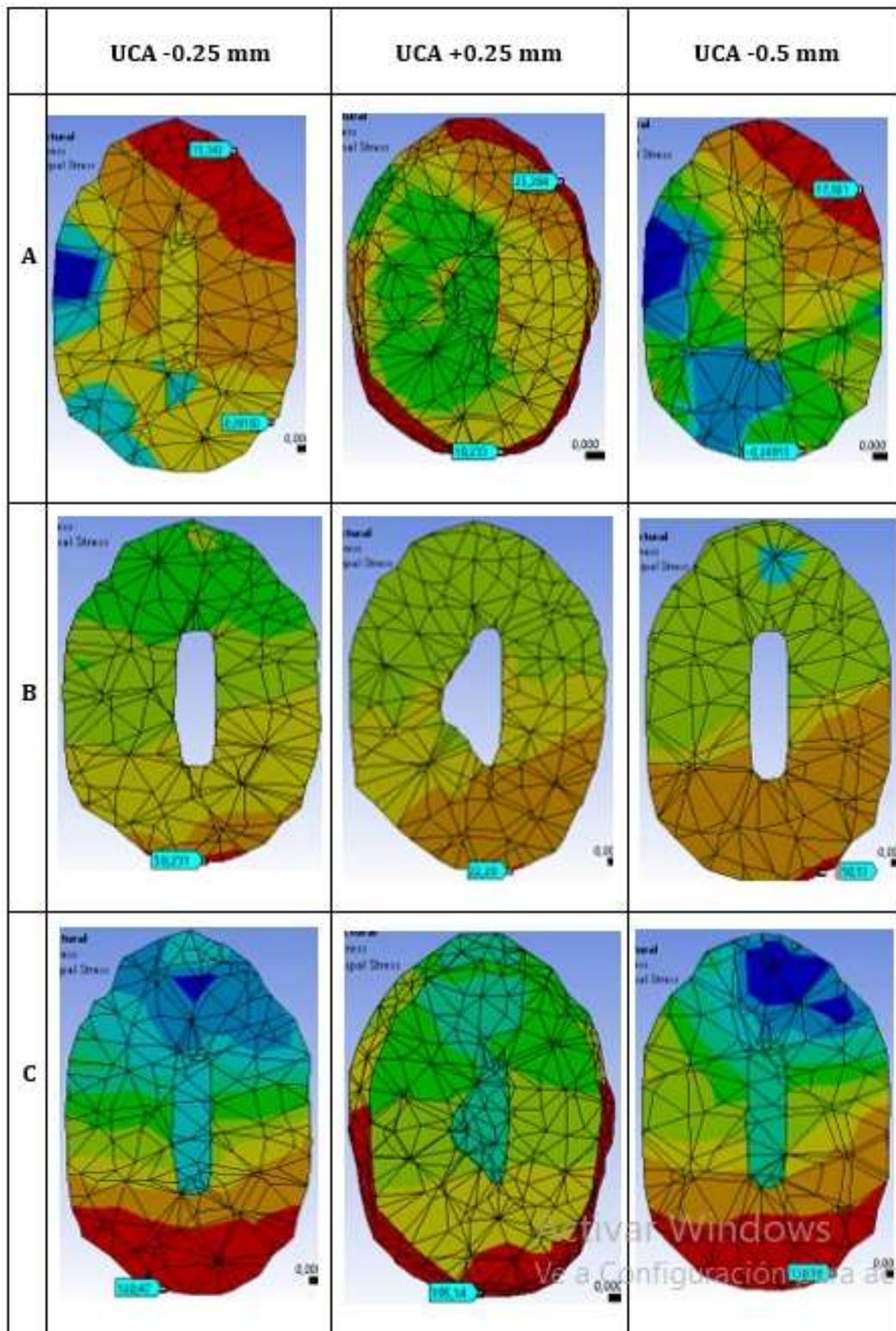


Figura 4. Simulación de pieza sin lesión bajo una carga de 500N sometida a las siguientes direcciones. (A) Dirección de 0°. (B) Dirección de 45°. (C) Dirección de 90°.

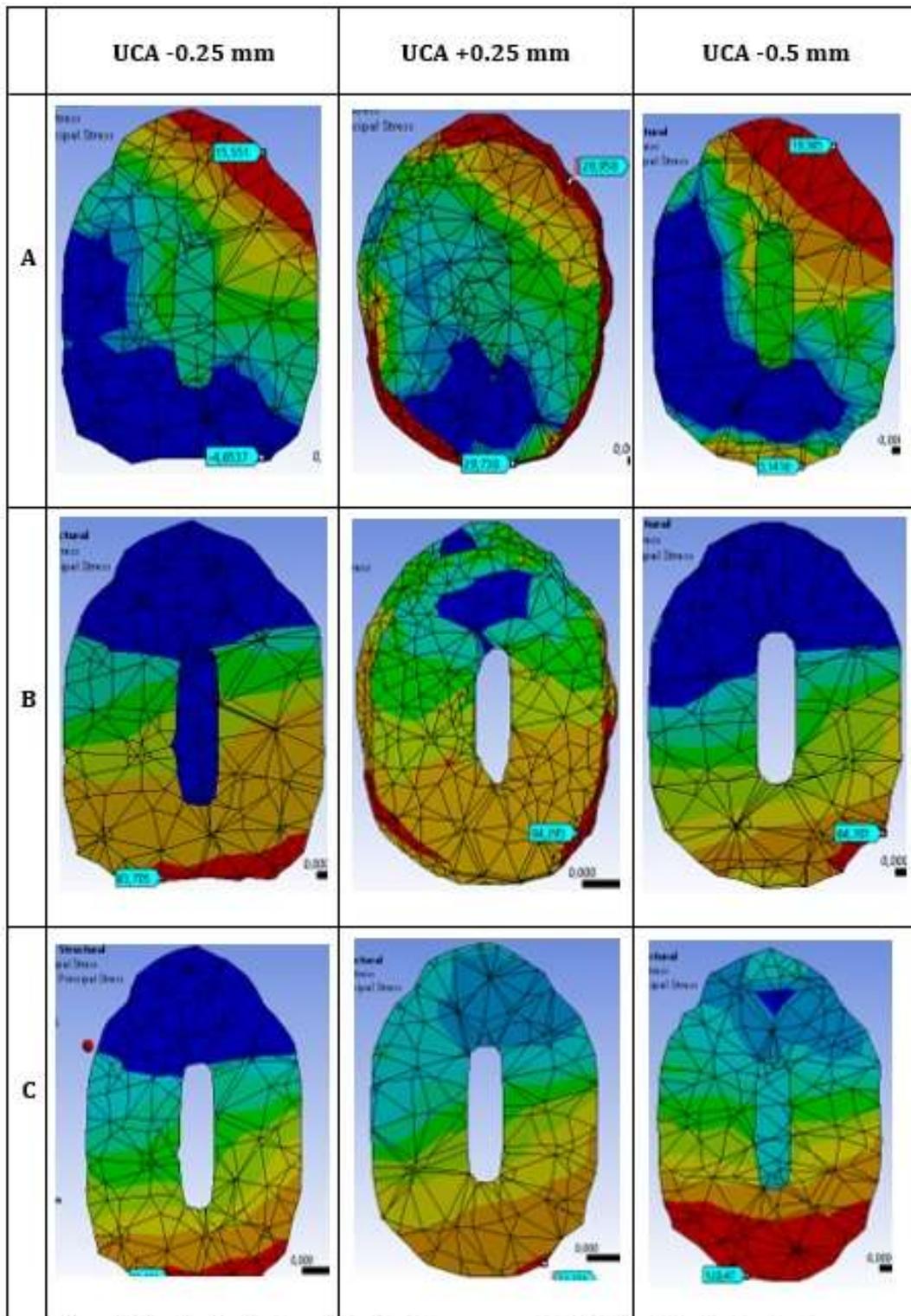
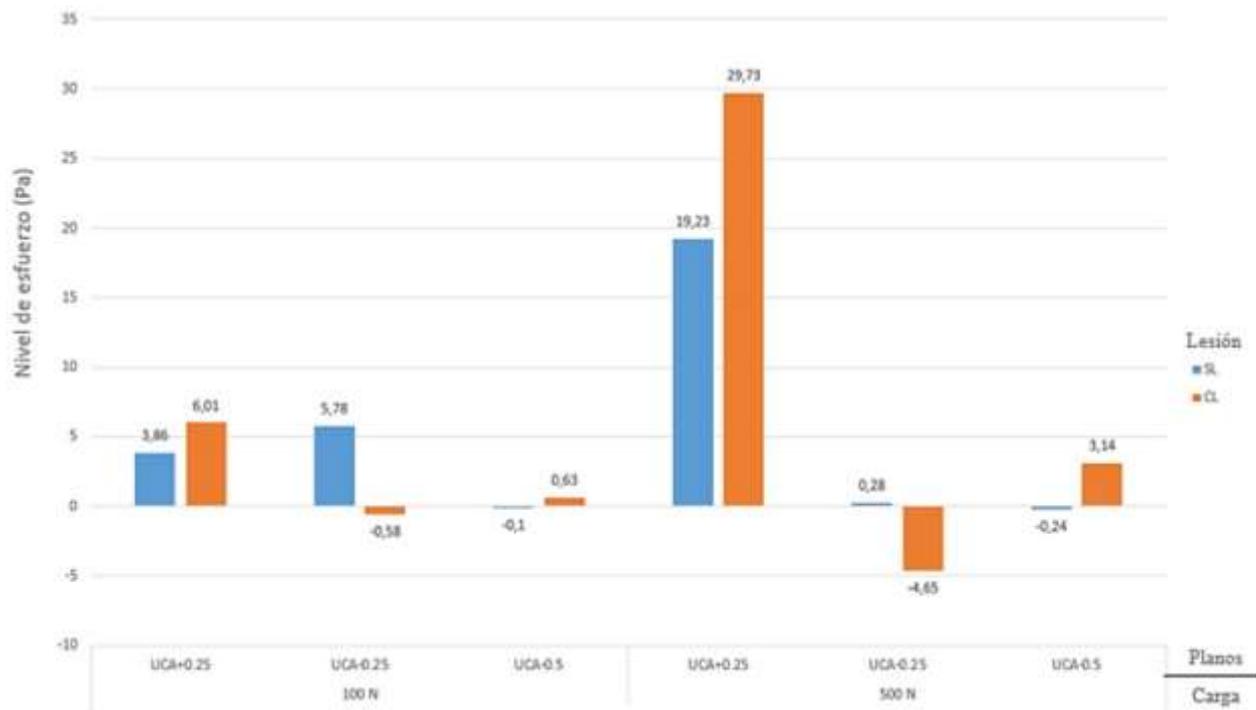
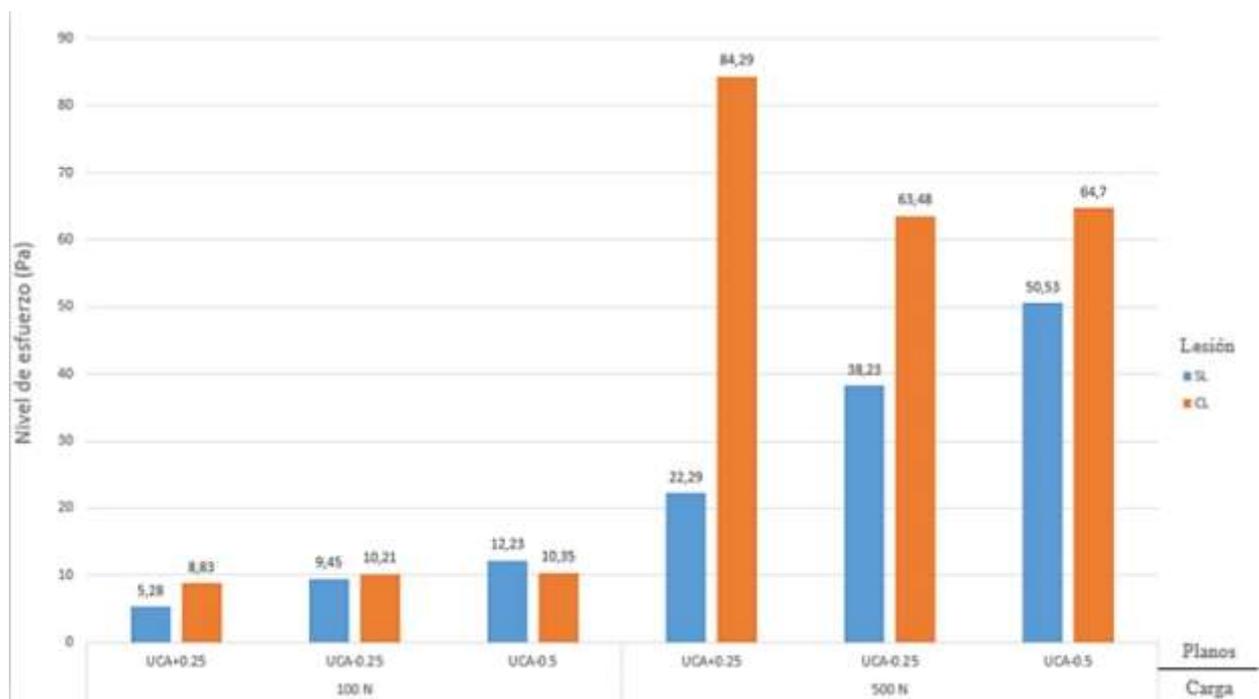


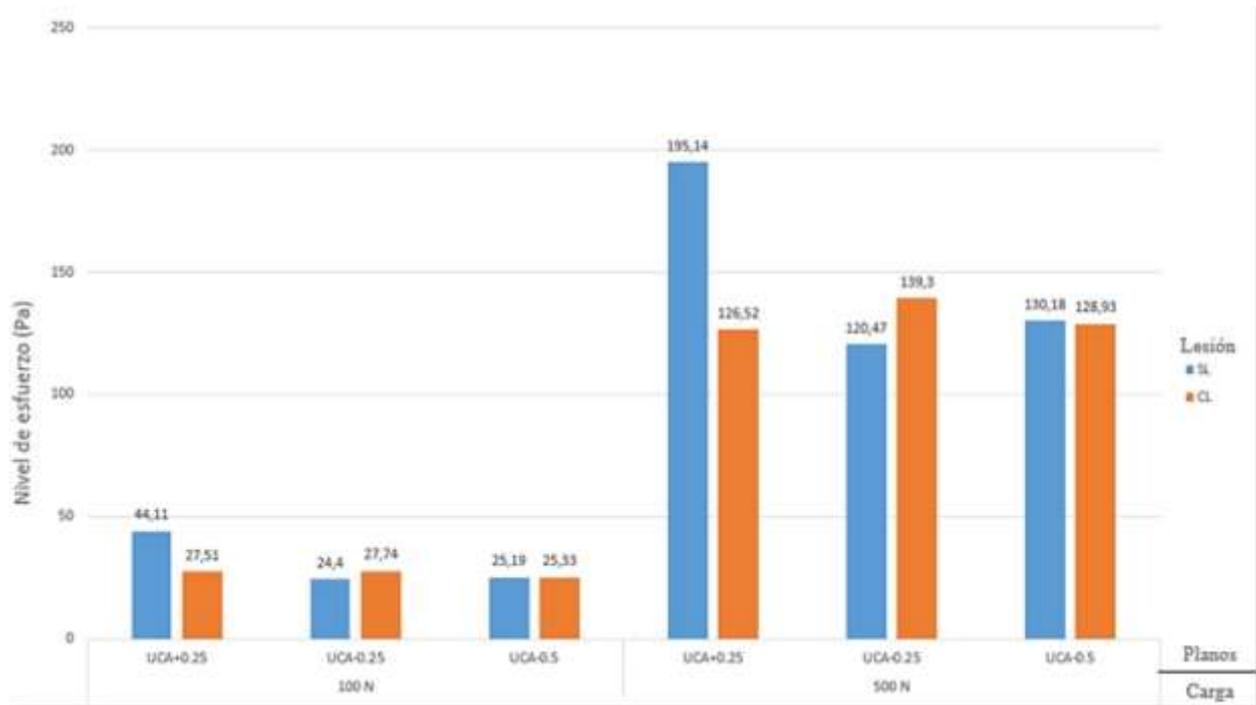
Figura 5. Simulación de pieza con lesión bajo una carga de 500N sometida a las siguientes direcciones. (A)Dirección de 0°. (B)Dirección de 45°. (C)Dirección de 90°.



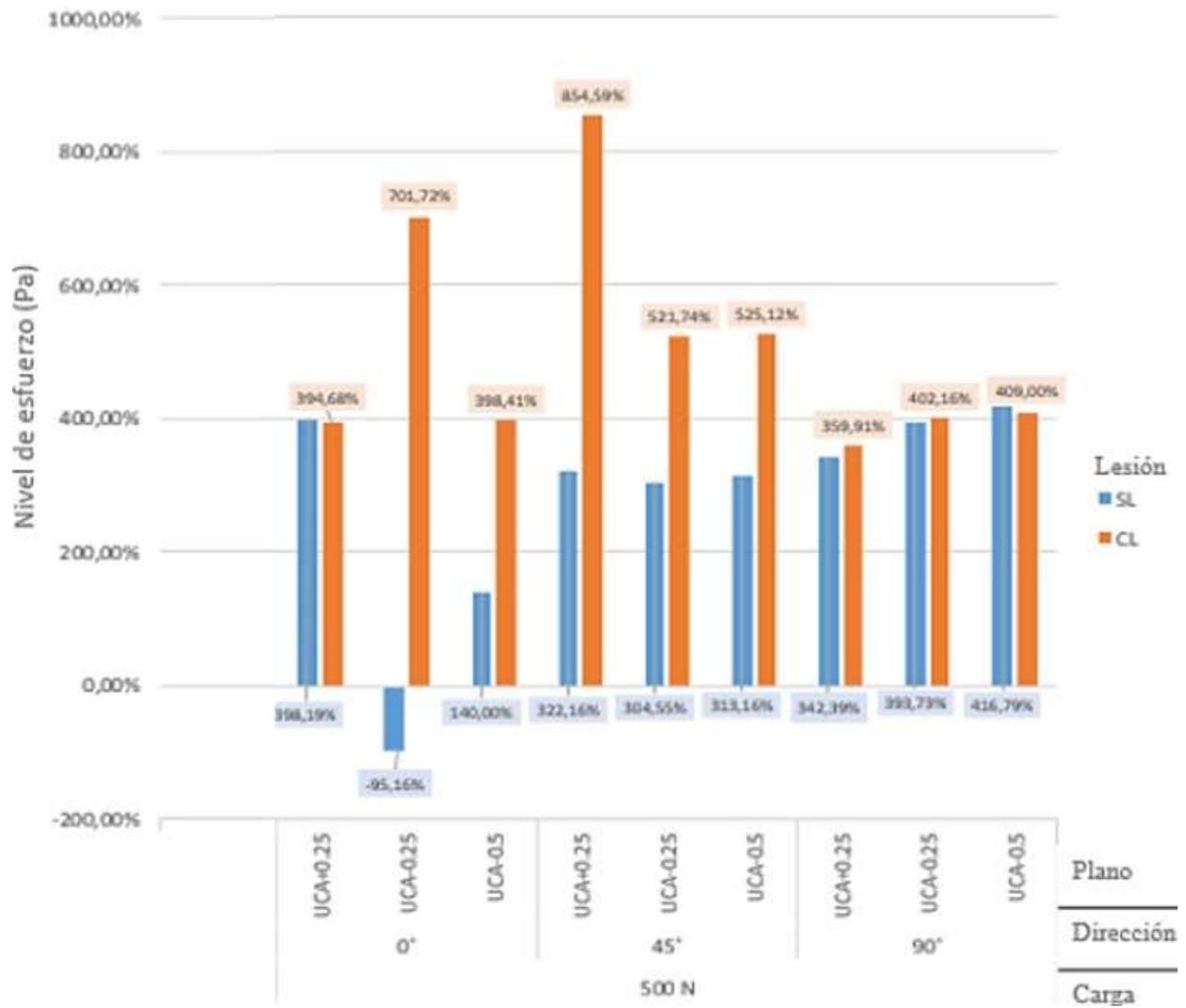
Gráfica 1. Distribución de esfuerzo en piezas con/sin presencia de lesión cervical no cariosa con aplicación de la carga de 100 y 500 N, para una dirección de 0°.



Gráfica 2. Distribución de esfuerzo en piezas con/sin presencia de lesión cervical no cariosa con aplicación de la carga de 100 y 500 N, para una dirección de 45°.



Gráfica 3. Distribución de esfuerzo en piezas con/sin presencia de lesión cervical no cariosa con aplicación de la carga de 100 y 500 N, para una dirección de 90°.



Gráfica 4. Valores porcentuales de la distribución de esfuerzo en piezas con/sin presencia de lesión cervical no cariosa con aplicación de la carga de 100 y 500 N, para una dirección de 0°, 45° y 90°.