



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

**EVALUACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DE
ESFUERZOS EN PREMOLARES
INFERIORES SEGÚN LA MORFOLOGÍA DE
LA LESIÓN CERVICAL NO CARIOSA Y EL
MATERIAL DE RESTAURACIÓN POR EL
MÉTODO DE ELEMENTO FINITO**

Tesis para obtener el Título Profesional de Cirujano
Dentista

FLAVIA AIMÉ CASTILLÓN ELESCANO

Lima - Perú

2019

JURADO EXAMINADOR

Coordinador : Mg. Esp. Janett Mas López

Calificador : Mg. Louise Jacqueline Webb Linares

Calificador : CD.Elizabeth Rosario Casas Chávez

FECHA DE SUSTENTACIÓN : 25 de Marzo del 2019

CALIFICATIVO : Aprobado

ASESORES:

Mg. Leyla Delgado Cotrina
Coordinadora del Programa de Maestrías

Mg. Daniel Paredes Ruíz

DEDICATORIA

Dedicado a mi familia, por alentarme a perseguir
mis sueños y superarme cada día más.

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por hacer posible la culminación de esta meta.

A mis padres por su apoyo incondicional siempre y su gran amor. A mis hermanos, que entre broma y broma me daban fuerza y aliento de seguir adelante.

Gracias a mi asesora, la Dra, Leyla Delgado, por la paciencia y el cariño con el que me asesoró.

A todos los que formaron parte de esta investigación y a los que pusieron trabas haciendo que ponga más esfuerzo y sacrificio.

RESUMEN

Objetivo: Evaluar la distribución de esfuerzos en premolares inferiores según la morfología de la lesión cervical no cariosa y el material de restauración por el método de elemento finito. **Materiales y métodos:** Se desarrollaron 7 simulaciones de una premolar inferior derecha: pieza sin lesión, con lesión cuña, lesión cóncava, lesión cuña restaurada con resina compuesta, lesión cuña restaurada con resina fluida, lesión cóncava restaurada con resina compuesta y lesión cóncava restaurada con resina fluida. Las simulaciones fueron exportadas al software ANSYS (Ansys Workbench 17, PA, EUA), se replicó una oclusal de 500 N sobre la vertiente externa de la cúspide vestibular a 2 mm de la punta de dicha cúspide. En la zona cervical se registró el máximo esfuerzo en 3 planos: UCA +0.25, UCA -0.25 y UCA +0.5. **Resultados:** Se encontró el mayor esfuerzo en la lesión cóncava sin restauración. Cuando se restauró con resina compuesta, la lesión cóncava registró mayor nivel de esfuerzo en UCA+0.25 y la lesión cuña en UCA-0.25, mientras que cuando se restauró con resina fluida ambas presentaron mayor esfuerzo en UCA+0.25. **Conclusiones:** La distribución de esfuerzo en zona cervical fue mayor en lesión cóncava. La pieza sin lesión y la lesión cóncava presentaron el mayor esfuerzo en el ángulo de la lesión y la lesión cuña en el borde superior. Restaurar una lesión cervical disminuye los valores de esfuerzos, sin embargo, no llegan a los valores de una pieza sin lesión.

Palabras claves: Análisis de elementos finitos, LCNC, resinas compuestas, resina fluida

ABSTRACT

Objective: Evaluation of the distribution of stress in lower premolars according to the morphology of non-carious cervical lesion and the restoration material by the finite element method. **Materials and methods:** Seven simulations of a right lower premolar were developed: piece without lesion, wedge-shaped lesion, concave lesion, wedge-shaped restored with composite resin and flow resin, concave restores with composite resin and flow resin. The simulations were exported to the ANSYS software (Ansys Workbench 17, PA, USA), it was replicated one more time with 500 N on the external vertical cusp to 2 mm from the top. In the cervical zone the maximum effort was observed in 3 planes: UCA +0.25, UCA -0.25 and UCA +0.5.

Results: The greatest effort was found in the concave lesion without restoration. When it was restored with composite resin, the maximum effort of concave lesion was in UCA + 0.25 and the wedge-shaped lesion in UCA-0.25, whereas when it was restored with flow composite the maximum effort was in UCA + 0.25. **Conclusions:** The distribution of effort in the cervical area was higher in concave lesion. The piece without lesion and the concave lesion presented the maximum effort in the angle of the lesion and the wedge-shaped lesion in the upper border. Restore a cervical lesion decreases the values of effort, however, do not reach the values of a piece without lesion.

Key words: Finite element analysis, NCCL, composite resin, flow composite

ÍNDICE DE CONTENIDOS

	Pág.
I. Introducción	1
II. Objetivos	3
III. Materiales y métodos	4
IV. Resultados	6
V. Discusión	8
VI. Conclusiones	13
IX. Referencias bibliográficas	14
Anexos	16

I. INTRODUCCIÓN

Las lesiones cervicales donde no intervienen los microorganismos producen pérdida progresiva de estructura dental. Por lo general ocurren en la zona cervical y están asociadas a fuerzas biomecánicas de carga como resultado de flexión. Factores como los estilos de vida, cambios demográficos y el incremento de expectativa de vida están asociados al desarrollo y progresión de este tipo de lesión (1).

La tensión constante y la compresión en el área cervical producen la separación de enlaces químicos entre la hidroxiapatita del esmalte y la dentina, permitiendo que moléculas pequeñas penetren impidiendo de ese modo el restablecimiento de los enlaces. Esta lesión se ubica frecuentemente en la unión cemento esmalte donde el esmalte es más delgado (2). La hiperfunción o maloclusión juega un papel importante en la formación de microfracturas en el esmalte y dentina de la unión cemento-esmalte (3). Según Antonelli et al (4), cuando existen cargas verticales y parafuncionales en premolares, en el rango de 170-250 N, aumenta la tracción y tensión en o cerca de la unión cemento-esmalte.

La morfología de este tipo de lesión en un diente anterior es muy variable, las que según Michael et al (5), pueden clasificarse como: superficial, cóncava, cuña, muescas e irregulares. La distribución de esfuerzos en una pieza con lesión determina el tipo de defecto donde el deterioro progresa hasta alcanzar una situación indeseable como sensibilidad, acumulación de placa, compromiso pulpar o fracturas (2).

Si las lesiones producidas no se restauran la concentración de tensiones en la lesión cervical facilitaría el pronto deterioro de la estructura del diente (6). Diferentes materiales se han propuesto para restaurar este tipo de lesión como resina compuesta e ionómero de vidrio, entre otros.

La restauración con resina compuesta simula los puentes marginales promoviendo la rehabilitación de la estructura perdida del diente (7). Presenta módulo de elasticidad similar a la dentina; ayudando a compensar la tensión generada por la pérdida de tejido dental. Por otro lado, la carga y la resina compuesta son factores que influyen en la modificación del patrón de distribución del estrés (8).

El método de elementos finitos (MEF) es un método matemático que permite comprender como se distribuye el estrés en la estructura dental y ayuda a predecir el comportamiento de dichas estructuras en diferentes situaciones (8).

Teniendo en cuenta que este tipo de lesiones puede afectar tanto a hombres como a mujeres a cualquier edad, comprender como se distribuyen las tensiones es necesario para generar soluciones tempranas evitando tratamientos complejos y costosos.

Debido a que la lesión de abfracción es de origen múltiple y con morfología variable, los materiales de restauración en cada situación sigue siendo motivo de discusión por lo que el propósito de la presente investigación fue evaluar la distribución de esfuerzo en premolares inferiores según la morfología de la lesión cervical no cariosa y material de restauración por el método de elementos finitos.

II. OBJETIVOS

Objetivo general

Evaluar la distribución de esfuerzos en premolares inferiores según la morfología de la lesión cervical no cariosa y el material de restauración por el método de elemento finito.

Objetivos específicos

1. Determinar la distribución de esfuerzos en premolares inferiores según la morfología de la lesión cervical no cariosa por el método de elemento finito.
2. Determinar la distribución de esfuerzos en premolares inferiores según el material de restauración por el método de elemento finito

III. MATERIALES Y MÉTODOS

El estudio se realizó luego de recibir la aprobación por el Comité de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia con fecha 6/10/2017, código 101519. El diseño del estudio fue descriptivo y analítico. Se empleó una simulación 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; esta fue obtenida de la tomografía que cumplió los criterios anatómicos cualitativos y cuantitativos de Fuentes et al (9). Los modelos fueron diseñados con esmalte, dentina, pulpa, ligamento periodontal y hueso alveolar. Debido a que se trabajó con una simulación en modelo matemático y que la aplicación de éste fue siempre la misma invariablemente, no se requirió determinar un tamaño muestral.

Del modelo geométrico 3D del premolar se generaron diferentes diseños en el Software Freecad en función a la morfología de la lesión y el material de restauración: 1. Sin lesión cervical, 2. Lesión cóncava, 3. Lesión cuña, 4. Lesión cóncava restaurada con resina compuesta, 5. Lesión cóncava restaurada con resina fluida, 6. Lesión cuña restaurada con resina compuesta, 7. Lesión cuña restaurada con resina fluida.

Se evaluó distribución de esfuerzos: variable cuantitativa discreta que registró la distribución de esfuerzos a nivel cervical en las piezas modeladas en el programa de Elementos Finitos: se utilizó la escala de Von Mises y se registró en MegaPascales (MPa) en tres líneas de observación de la presente variable; morfología de la lesión: variable cualitativa nominal, forma que toma la lesión cervical no cariosa en la simulación como sin lesión, cuña y cóncava; material de restauración: variable cualitativa nominal, material con el que se reconstruyó la lesión cervical no cariosa en la simulación fueron sin restauración, resina compuesta y resina fluida (Anexo N° 1). Las lesiones tipo cuña o tipo cóncava presentaron una altura de 0.75 mm, una

profundidad de 0.75mm y un ancho (m – d) de 3.5 mm. En la zona cervical se ubicaron tres planos perpendiculares al eje longitudinal de la pieza. UCA + 0.25: límite superior de la LCNC a 0.25 mm por encima de UCA. UCA -0.25: límite interno de la LCNC a 0.25 mm por debajo de UCA. UCA -0.5: límite inferior de la LCNC a 0.5 mm por debajo de la línea de UCA. Para el análisis de cortes en cada plano se registró el máximo valor en MPa.

Las simulaciones fueron exportadas al software ANSYS (Ansys Workbench 17, PA, EUA) con una carga oclusal de 500 N sobre la vertiente externa de la cúspide vestibular a 2 mm de la punta de dicha cúspide, en una dirección de +45°. Se realizaron los procesos de definición de volumen e inserción de propiedades mecánicas (Anexo N°2), definición de tipos de conexión, creación del mallado de cada simulación (utilizando como base un sólido del tipo tetraédrico cuadrático de 10-nodos), definición de condiciones límites, fijando cada simulación hacia las caras laterales del cilindro de la representación de hueso, procesamiento de datos y el post-proceso, presentando la distribución de esfuerzos para las simulaciones programadas. Las propiedades mecánicas (módulo de Young y el Coeficiente de Poisson) de los diferentes materiales que se emplearon se incorporaron al sistema para el procesamiento del análisis (Anexo N° 2). La identificación del valor para la distribución de esfuerzo en las zonas seleccionadas se compatibilizó con el registro cualitativo en colores de los resultados con la escala de Von Mises para análisis de distribución de esfuerzos (Figura N° 1, 2, 3, 4).

Se calculo la diferencia porcentual utilizando las siguientes fórmulas:

$$[\text{Esfuerzo de pieza c/ lesión (con o sin restauración)}/\text{esfuerzo de pieza sana}]*100$$

$$[\text{Esfuerzo de pieza c/ lesión (cuña o cóncava) restaurada con RC o RF}/\text{esfuerzo de pieza c/ lesión (cuña o cóncava)}]*100$$

IV. RESULTADOS

La distribución del esfuerzo en las piezas evaluadas se observaron en la Figura N°1 donde se identifica que el máximo esfuerzo se ubicó en la zona cervical. La distribución de esfuerzo por planos se observó en la Figura N° 2, 3 y 4.

Al analizar la distribución de esfuerzos en la zona cervical se observó mayores valores cuando una pieza presenta lesión, siendo mayor para lesión cóncava.

En la pieza sin lesión el plano UCA -0.25 presentó el mayor esfuerzo (76.7MPa), seguido del plano UCA +0.25 (70.2MPa) y UCA -0.5 (50.2MPa), observándose el mismo comportamiento para una pieza con lesión cóncava. La lesión cuña tiene el patrón con mayor esfuerzo en UCA +0.25 (81.1MPa), seguido de UCA -0.5 (64.9MPa) y finalmente UCA -0.25 (63.7MPa). Cuando se restauró con resina compuesta, la lesión cóncava registró mayor nivel de esfuerzo en UCA +0.25 (99.4MPa), y lesión cuña mayor nivel de esfuerzo en UCA -0.25 (89.2MPa), entre ambas la lesión cóncava presentó el mayor nivel de esfuerzo. Cuando se restaura con resina fluida la lesión cuña y la lesión cóncava presentaron mayor esfuerzo en UCA +0.25, destacando la lesión cóncava (101.8MPa). Solo la lesión cuña restaurada con resina compuesta, reprodujo el patrón de un diente sin lesión, con mayor nivel de esfuerzo en UCA -0.25(89.2MPa) y menor en UCA -0.5 (72.9MPa) (Gráfico N° 1).

En el Gráfico N°2 se observó que la pieza sin lesión con lesión cóncava/cuña con y sin restauración presentaron un aumento porcentual del esfuerzo en los planos UCA +0.25 y UCA -0.5 con respecto a la pieza sin lesión. En UCA+0.25 el esfuerzo fue mayor al restaurar la lesión cóncava independientemente del material. En UCA -0.5 resalta la lesión cóncava (62.35%). Se puede observar que hay mayor variación de esfuerzo en UCA-0.5 en todas las lesiones con o sin restauración. Se puede destacar que tanto la

lesión cuña como la lesión cóncava presentan una disminución en el nivel de esfuerzo en la zona del ángulo al ser restauradas con resina compuesta.

En el Gráfico N°3 al comparar la lesión no restaurada cuña/cóncava con sus respectivas lesiones restauradas, se puede observar que la lesión cuña en UCA +0.25 con ambos materiales su esfuerzo disminuyó por debajo de una lesión cuña sin restaurar, mientras que en los planos inferiores habrá un aumento de esfuerzo ligero con resina fluida y con resina compuesta en el ángulo de la lesión el esfuerzo aumenta considerablemente (40%). La lesión cóncava al ser restaurada presentó solo aumento de esfuerzo en UCA +0.25 independientemente de la restauración (con una diferencia ligera entre ellas), mientras que en los planos inferiores se produce una disminución en el esfuerzo con ambos materiales..

V. DISCUSIÓN

El método de elementos finitos es importante en el estudio de la práctica clínica para solucionar problemas complejos de la función oclusal. Los modelos de las simulaciones con el MEF puede mostrar la morfología anatómica del diente y su volumen como también el diseño de diferentes lesiones o situaciones clínicas(10). Además permite conocer mejor como se distribuyen los esfuerzos en las diferentes estructuras de un diente y su interacción con los diferentes factores etiológicos, pudiendo contribuir a la prevención y el tratamiento de este tipo de lesiones (8,10).

El análisis de MEF presenta varias ventajas como no ser invasiva, permite guardar la información durante el análisis, presenta resultados fiables y tiene un valor predecible, útil para entender el comportamiento biomecánico del diente (restaurado o no restaurado) calculando valores de microtensión inducidos en las regiones de las LCNC (11). Muestra la gran importancia de restaurar parte del diente perdido y removiendo una interferencia oclusal (1,8). Presentan limitaciones debido a que requiere de mallas estructuradas, y limitaciones en el comportamiento de la fractura (12,13).

En la presente investigación se observó que la ubicación de los mayores niveles de esfuerzo en una primera premolar inferior se ubicó en el tercio cervical cuando se evaluó esmalte, dentina y ligamento, independientemente de la lesión o de la restauración (Figura N° 1).

La región cervical es la parte más vulnerable del diente y por eso, es más susceptible a la acción del esfuerzo durante la carga oclusal (12). Las lesiones que aparecen en esta zona están estrechamente relacionadas con la distribución de esfuerzo dentro de las estructuras (8,9,10,12). Se ha demostrado que una lesión cervical es una discontinuidad geométrica, la cual induce a una concentración de tensiones, en donde la severidad de la carga determina la intensidad de la lesión (14).

La flexión constante del diente concentra tensiones en la región cervical, provocando una deformación que altera las uniones cristalinas del esmalte y la dentina, generando grietas donde posteriormente los cristales del esmalte cervical se quiebran y dejan la dentina expuesta, evitando la formación de nuevos enlaces químicos (11). La tensión concentrada en el área cervical depende del efecto de palanca, resistencia propia de la estructura dental, la diversidad de forma en el contorno cervical que posee cada diente, la dirección y fuerza de la magnitud (15,16). Otros factores que hacen más vulnerable esta zona son el grosor del esmalte de $0.5 \mu\text{m}$ cuya calidad es pobre, poroso y cuyo contenido en proteínas es bajo (16).

Lee et al (17) observaron que se producían grietas por tracción alrededor de las varillas del esmalte y a través de la sustancia interprismática. Las microfisuras superficiales debilitan seriamente los materiales frágiles. Las lesiones cervicales no cariosas ocurren predominantemente en la superficie vestibular, sin embargo, estas pueden ser asimétricas y estar inclinadas hacia el lado mesial o distal.

En el presente estudio se observó los mayores valores de esfuerzo en la zona cervical cuando una pieza presenta lesión, siendo mayor para lesión cóncava. En las simulaciones se representaron dos formas de lesiones, cóncava y cuña; este esfuerzo estuvo localizado en la dentina en el tercio cervical distal para ambos tipos de lesiones. Los mayores valores de esfuerzo para la lesión cóncava se presentaron en la parte interna de la lesión (UCA -0.25), mientras que en la lesión tipo cuña se presentó a nivel de esmalte en el área superior de la lesión (UCA+0.25).

Para Jakupovic et al (18) el esfuerzo oclusal se refleja comúnmente en la región cervical del diente y se refleja más con la acción de las fuerzas oclusales no funcionales. En el área cervical el esfuerzo fue 5 veces mayor en comparación en la región superficial del esmalte, por lo que la ruptura de los enlaces entre los prismas

del esmalte ocurre en esta área. Al igual que los resultados del presente estudio se encontró que la geometría de la lesión influye en la distribución interna del esfuerzo en un diente, sin embargo, ellos observaron que las lesiones en cuña presentaron 5 veces mayor esfuerzo en la zona cervical que en una lesión cóncava bajo esfuerzos no funcionales en el cual utilizaron una fuerza de 200N (18). Las diferencias en los resultados puede explicarse por las variaciones en la magnitud de carga utilizada, la geometría y los volúmenes de cada tipo de lesión; cabe resaltar que en el estudio de Jakupovic et al no mencionan las dimensiones de las lesiones.

Soares et al (19) eligieron cinco puntos de evaluación en LCNC. Se identificó que en las LCNC con ángulos agudos, como la lesión tipo cuña, presentaron mayor concentración de esfuerzo especialmente en el centro de la lesión debido a la forma de los ángulos que promovían áreas más pequeñas para la disipación del esfuerzo, a diferencia del presente estudio donde en ese mismo ángulo presentó el menor esfuerzo para lesión cuña y en los extremos de la lesión cóncava. Cabe mencionar que en el estudio de Soares et al no mencionan la localización exacta de los puntos de evaluación ni la profundidad de la lesión, lo que puede influir en la diferencia de resultados.

Asimismo, Zeola et al (13) indican que la flexión de la cúspide, genera grietas relacionando directamente el tamaño de la LCNC y la concentración de esfuerzo según las direcciones de carga, con concentración de tensión más alta en los ápices. Observaron que las lesiones grandes (1.5 mm profundidad) presentaron valores más bajos de resistencia a la fractura, comparados con dientes sanos.

En relación al material de restauración en el presente estudio en la lesión tipo cuña restaurado con resina compuesta o resina fluida generó mayor esfuerzo, mientras que la lesión tipo cóncava provocó menor esfuerzo hasta asemejarse más a una pieza sin lesión. Si lo observamos a nivel de planos al restaurar con resina fluida existe una

homogeneidad de esfuerzo en los 2 niveles por debajo de UCA independientemente de la morfología, mientras que con resina compuesta en la lesión tipo cuña aumenta el esfuerzo en el ángulo y en la lesión tipo cóncava en los márgenes superior e inferior de la lesión.

El éxito de un material restaurador depende de su propiedad para soportar y oponerse a fuerzas oclusales (20). La resina compuesta sella correctamente los bordes marginales de la lesión promoviendo la rehabilitación de la estructura de diente perdido (12).

Zeola et al (13) mencionaron que las piezas restauradas mostraron disminución significativa en la distribución de esfuerzo. De la misma forma, en la resina compuesta mejoró la integridad estructural y la función biomecánica alrededor de la LCNC casi como una pieza sana, a diferencia de un ionómero de vidrio.

Soares et al (8) observaron que en todas las piezas simuladas restauradas con resina compuesta la concentración de esfuerzo era inferior. Además para ellos las lesiones restauradas adhesivamente, como la resina compuesta lograron mejorar la distribución de estrés; sin embargo, se debe tener en cuenta que la contracción de la polimerización de la resina ejerce influencia y depende del tipo y de la cantidad de material que se utilice.

La resina compuesta ha logrado proporcionar resultados clínicos deseables como longevidad, estética y propiedades biomecánicas para diferentes tipos de cavidades mejorando la distribución de esfuerzo, a diferencia de los otros materiales, que según estudios clínicos, muestran una longevidad más corta (6). El fracaso de las restauraciones mayormente se da en pacientes con cargas oclusales elevadas, identificados con alguna alteración (1). El fracaso de procedimiento restaurador por lo general ocurre a consecuencia de la acumulación de tensión sobre el interfaz del

material, principalmente cuando es sometido a cargas continua, promoviendo tensión sobre el material, causando grietas iniciales y disminuyendo la resistencia del material. Después de un ciclo de fatiga, el material comienza a ofrecer resistencia de deformación inferior y se hace más susceptible a la acción de otros factores etiológicos (21).

La formación de LCNC esta influenciada por muchos otros factores clínicos, como el sexo, la edad, la técnica del cepillado dental, la recesión gingival, la salud periodontal y la dieta. Por lo tanto, su etiología es muy compleja y su morfología muy variada, siendo imposible definir una forma y dimensión típica. Una vez que se ha perdido la sustancia dental, la concentración de estrés en el área cervical aumentará en magnitud y acelerará el proceso de pérdida de tejido. Además, las lesiones cervicales localizadas son propensas a ocurrir en dientes con tejido periodontal comprometido (22). Sería recomendable en un futuro hacer mayores investigaciones para observar la distribución de esfuerzo en pacientes con diferente problemas temporomandibulares o en paciente con difertentes maloclusiones, para de esa forma ver la prevalencia del tipo de lesión, el material adecuado a utilizar e identificar la disperción del esfuerzo.

VI. CONCLUSIONES

1. La lesión cóncava generó mayores valores de esfuerzo.
2. La pieza sin lesión y la lesión cóncava presentaron el mayor esfuerzo en el ángulo de la lesión y la lesión cuña en el borde superior.
3. Las piezas con lesión al ser o no restauradas tienden a dirigir la distribución de esfuerzo hacia la zona apical.
4. Al restaurar una lesión cervical disminuye los valores de esfuerzos, sin embargo, no llegan a los valores de una pieza sin lesión.

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Cieplik F, Scholz KJ, Tabenski I, May S, Hiller KA, Schmalz G, Buchalla W, Federlin M. Flowable composites for restoration of non-carious cervical lesions: Results after five years. *Dent Mater.* 2017 Dec;33(12):e428-37.
2. Gupta V, Govil S, Bhatt A. Abfraction - An Update. *IJCPHR.* 2016;1(1):31-33.
3. Kuroe T, Itoh H, Caputo AA, Konuma M. Biomechanics of cervical tooth structure lesions and their restoration. *Quintessence Int.* 2000 Apr;31(4):267-74.
4. Antonelli JR, Hottel TL, Garcia-Godoy F. Abfraction lesions--where do they come from? A review of the literature. *J Tenn Dent Assoc.* 2013;93(1):14-9; quiz 20-1.
5. Michael JA, Kaidonis JA, Townsend GC. Non-carious cervical lesions on permanent anterior teeth: a new morphological classification. *Aust Dent J.* 2010 Jun;55(2):134-7.
6. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent.* 1991 Jan-Feb;3(1):14-9.
7. Pereira FA, Zeola LF, de Almeida Milito G, Reis BR, Pereira RD, Soares PV. Restorative material and loading type influence on the biomechanical behavior of wedge shaped cervical lesions. *Clin Oral Investig.* 2016 Apr;20(3):433-41.
8. Soares PV, Machado AC, Zeola LF, Souza PG, Galvão AM, Montes TC, Pereira AG, Reis BR, Coleman TA, Grippo JO. Loading and composite restoration assessment of various non-carious cervical lesions morphologies - 3D finite element analysis. *Aust Dent J.* 2015 Sep;60(3):309-16.
9. Fuentes FR, Borie EE, Bustos ML, Tomas MD. First premolar morphometry: a study in 54 cases. *Int. J. Morphol.* 2011. 29(1):234-39.
10. Yuan K, Niu C, Xie Q, Jiang W, Gao L, Huang Z, et al. Comparative evaluation of the impact of minimally invasive preparation vs. conventional straight-line preparation on tooth biomechanics: a finite element analysis. *Eur J Oral Sci.* 2016 Dec;124(6):591-96.
11. Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Cohen RE. Tooth wear: attrition, erosion, and abrasion. *Quintessence Int.* 2003 Jun;34(6):435-46.
12. Pereira F, Zeola L, de Almeida Milito G, Reis B, Pereira R, Soares P. Restorative material and loading type influence on the biomechanical behaviour of wedge shaped cervical lesions. *Clinical Oral Investigations.* 2015;20(3):523-30.
13. Zeola LF, Pereira FA, Machado AC, Reis BR, Kaidonis J et al. Effects of non-carious cervical lesion size, occlusal loading and restoration on biomechanical behaviour of premolar teeth. *Aust Dent J.* 2016 Dec;61(4):408-17.
14. Kuroe T, Caputo AA, Ohata N, Itoh H. Biomechanical effects of cervical lesions and restoration on periodontally compromised teeth. *Quintessence Int.* 2001 Feb;32(2):111-8.
15. Estafan A, Furnari PC, Goldstein G, Hittelman EL. In vivo correlation of noncarious cervical lesions and occlusal wear. *J Prosthet Dent.* 2005 Mar;93(3):221-6.

16. 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 Sep-Nov;30(7-8):283-90.
17. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *J Prosthet Dent.* 1984 Sep;52(3):374-80.
18. Jakupović S, Anić I, Ajanović M, Korać S, Konjhodžić A, Džanković A, Vuković A. Biomechanics of cervical tooth region and noncarious cervical lesions of different morphology; three-dimensional finite element analysis. *Eur J Dent.* 2016 Jul-Sep;10(3):413-8.
19. Soares PV, Santos-Filho PC, Soares CJ, Faria VL, Naves MF, Michael JA, et al. Non-carious cervical lesions: influence of morphology and load type on biomechanical behaviour of maxillary incisors. *Aust Dent J.* 2013 Sep;58(3):306-14.
20. Abdel-Fattah W. Effect of occlusal loading on microleakage of wedge-shaped abfraction-like cavities restored with three different esthetic restorative materials. *J Tanta Dent.* 2016;13:11-17.
21. Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *J Am Dent Assoc.* 1991 May;122(5):41-7.
22. Palamara JE, Palamara D, Messer HH, Tyas MJ. Tooth morphology and characteristics of non-carious cervical lesions. *J Dent.* 2006 Mar;34(3):185-94.
23. Chung S, Yap A, Koh W, Tsai K, Lim C. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. *Biomaterials.* 2004;25(13):2455-60.

ANEXOS

ANEXO 1: CUADRO DE OPERACIÓN DE VARIABLES

VARIABLES	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	TIPO	INDICADORES	ESCALA DE MEDICIÓN	VALORES Y CATEGORÍAS
Distribución de esfuerzos (variable dependiente)	Efecto de distribuir esfuerzos sobre la superficie dental	Distribución de esfuerzos en la superficie cervical de primeros premolares inferiores	Cuantitativa	Escala de Von Mises	Discreta	MPa
Morfología de la lesión (variable independiente)	Forma que presenta la lesión cervical no cariosa	Forma que toma la lesión cervical no cariosa	Cualitativa	Forma de la lesión según la clasificación de Michael <i>et al.</i> (2010) modificado	Nominal	1. Sin lesión 2. Lesión cóncava 3. Lesión en forma de cuña
Material de restauración (variable independiente)	Material dental diseñado para uso como relleno o restauración dental	Material con el que será reconstruido la lesión cervical no cariosa	Cualitativa	Tipo de material simulad para la restauración	Nominal	1. Sin restauración 2. Resina compuesta 3. Resina fluida

ANEXO 2: Propiedades mecánicas de las estructuras

Material	Tipo de propiedades	Módulo de elasticidad			Coeficiente de Poisson			Coeficiente de Corte		
		longitudinal	Transversal	Z	Longitudinal	Transversal	Z	Longitudinal	Transversal	Z
Esmalte	isotrópicas	73.72 GPa	63.27 GPa	63.27 GPa	0.23 GPa	0.45 GPa	0.23 GPa	20.89 GPa	24.07 GPa	20.89GPa
Dentina	isotrópicas	17.07 GPa	5.61 GPa	5.61 GPa	0.3 GPa	0.33 GPa	0.3 GPa	1.7 GPa	6 GPa	1.7 GPa
Hueso	isotrópicas	13.70 Gpa			0.3					
Pulpa	isotrópicas	0.00207 Gpa			0.45					
Ligamento periodontal	isotrópicas	0.0689 Gpa			0.45					

Tomado de Soares et al (8).

Resina compuesta	Isotrópicas	6.08E+09	0.393
Resina fluida	Isotrópicas	1.252E+10	0.308

Tomado de Chung et al (23).

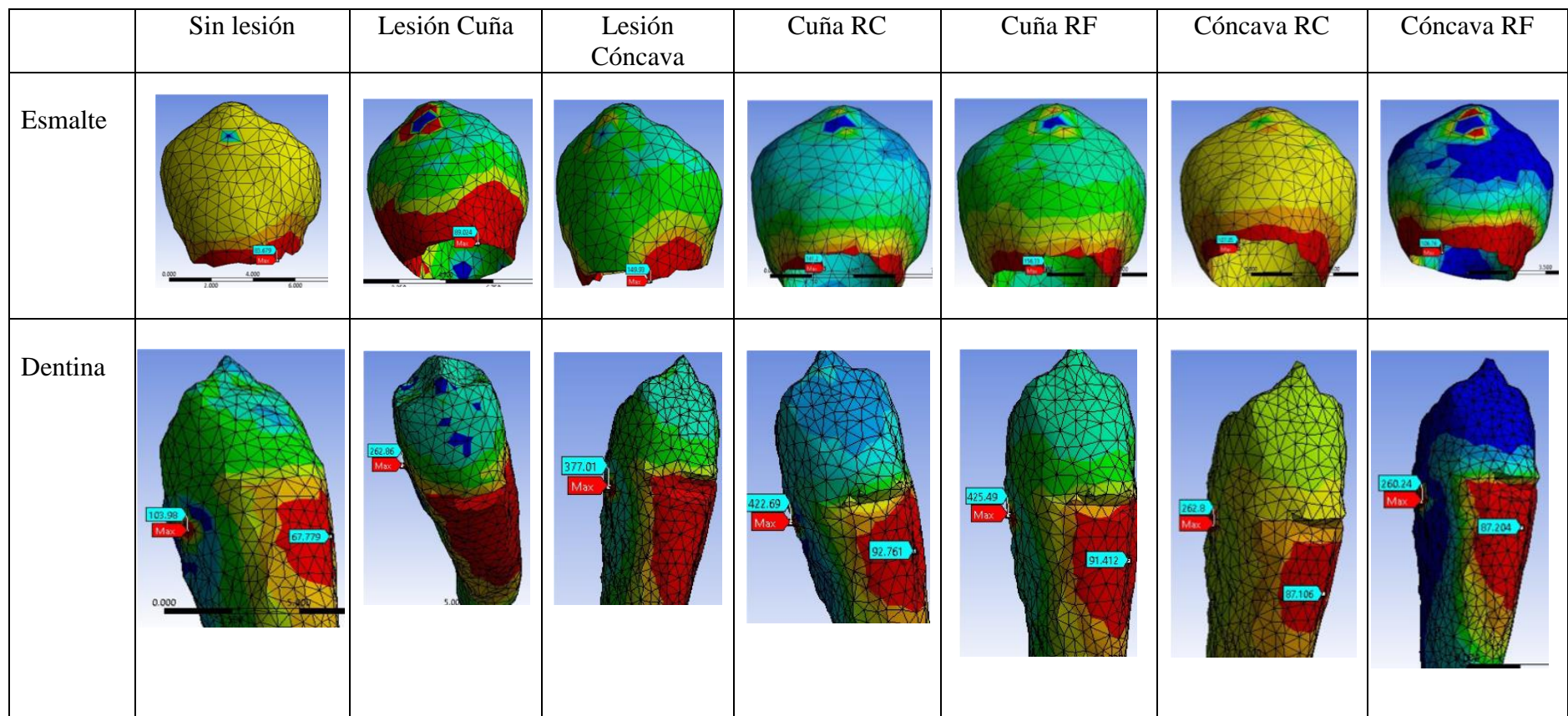


Figura N°1. Distribución de esfuerzo en la simulación del premolar inferior derecho sin lesión, con lesión (cuña/cóncava), con restauración (resina fluida, resina compuesta) en esmalte y dentina.

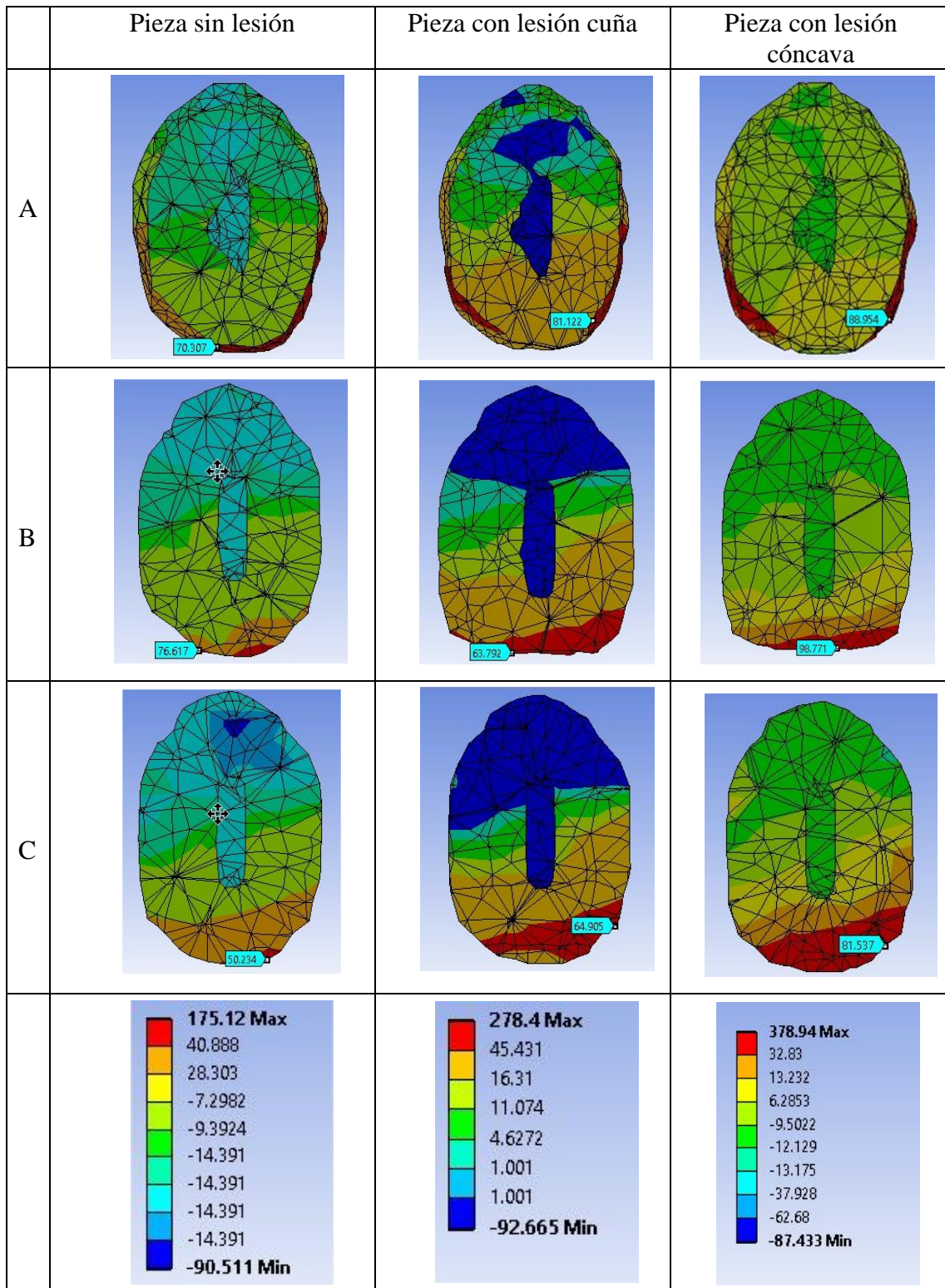


Figura N°2. Distribución de esfuerzo en la simulación de pieza sin lesión y piezas sin restauración según planos A) UCA+0.25 B) UCA-0.25) UCA-0.5.

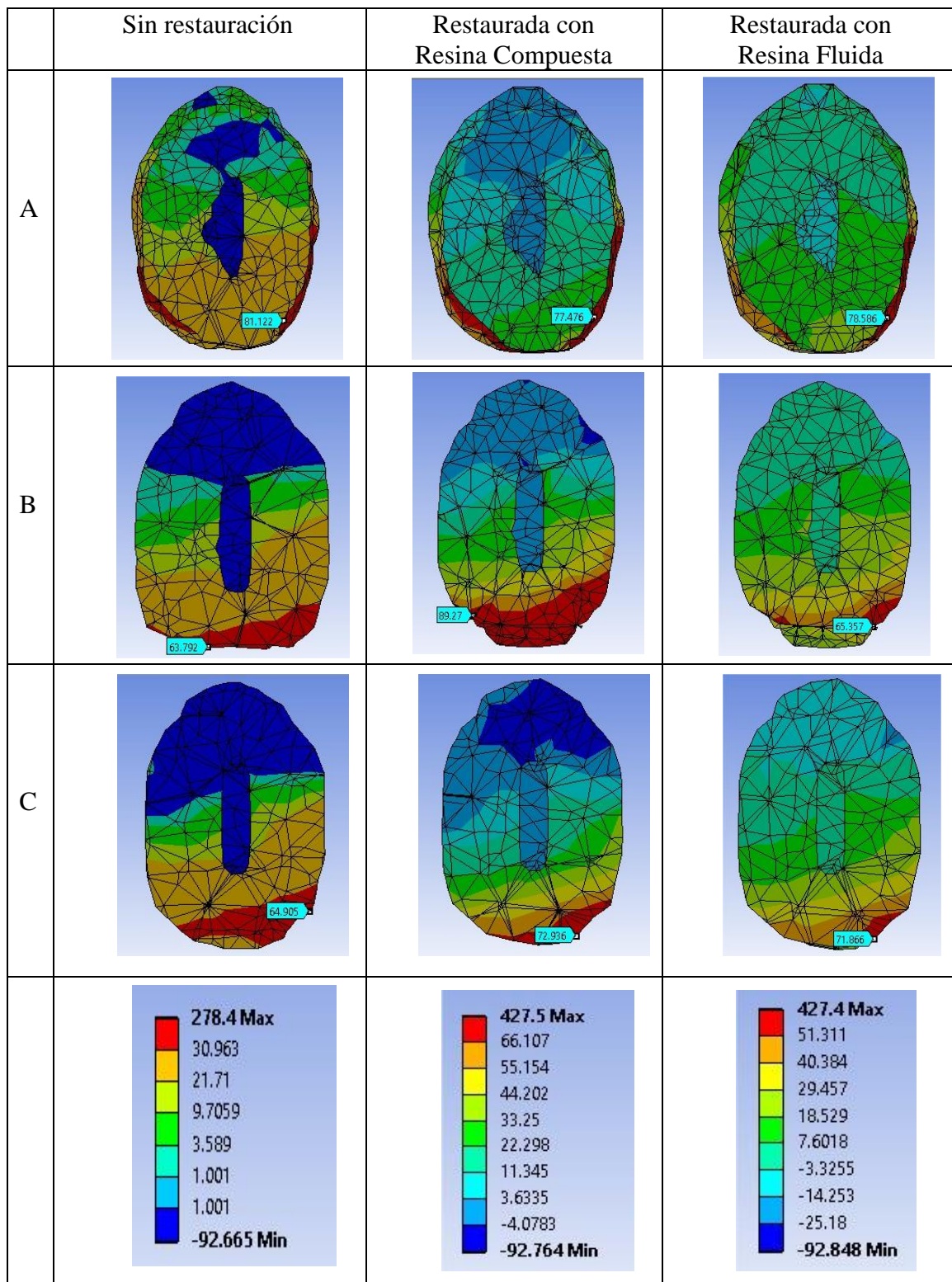


Figura N°3: Distribución de esfuerzo en la simulación de pieza con lesión cuña según capas: A) UCA+0.25 B) UCA-0.25 C) UCA-0.5

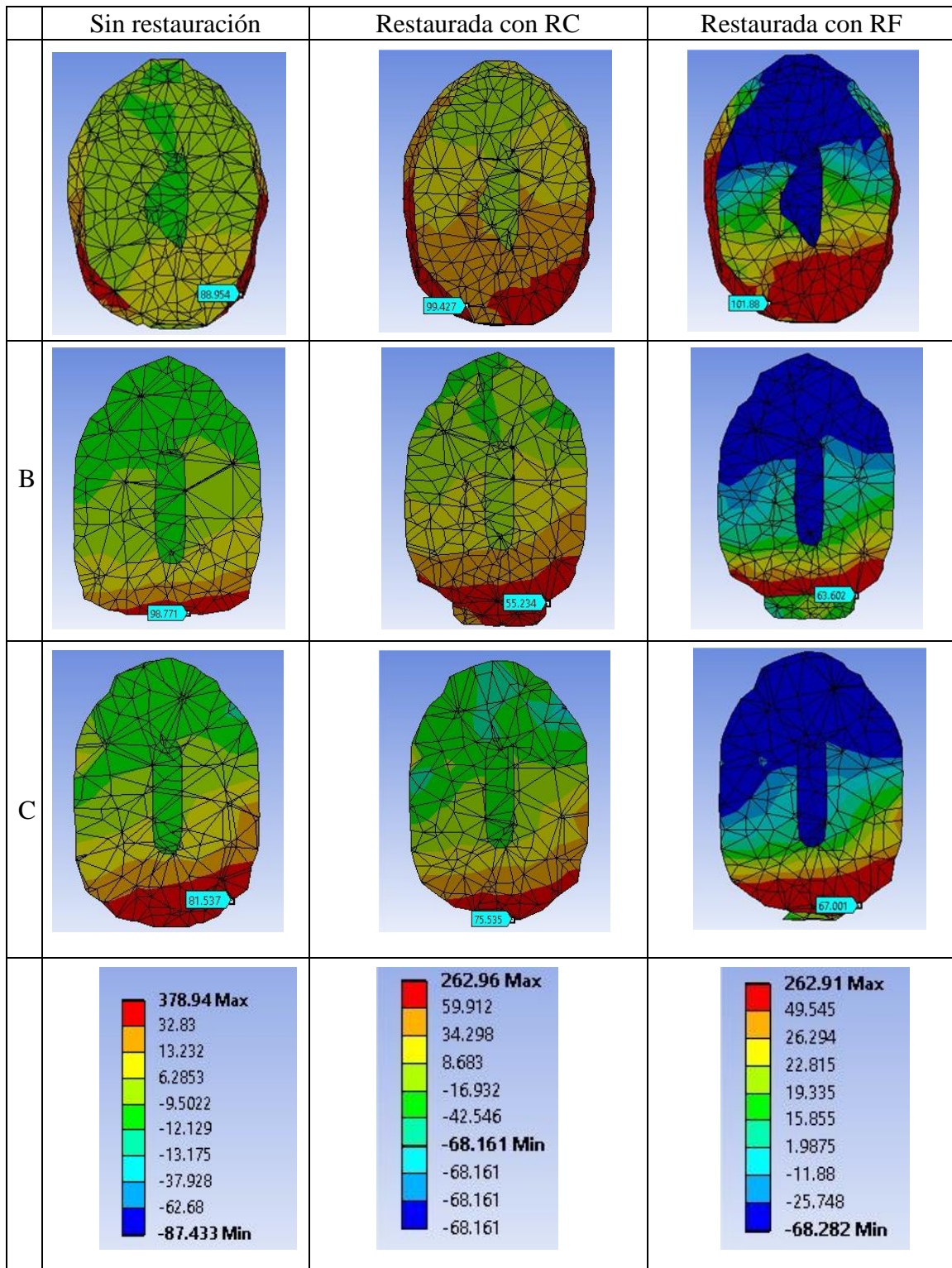


Figura N°4: Distribución de esfuerzo en la simulación de pieza con lesión cóncava según capas:
A) UCA+0.25 B) UCA-0.25 C) UCA-0.5.

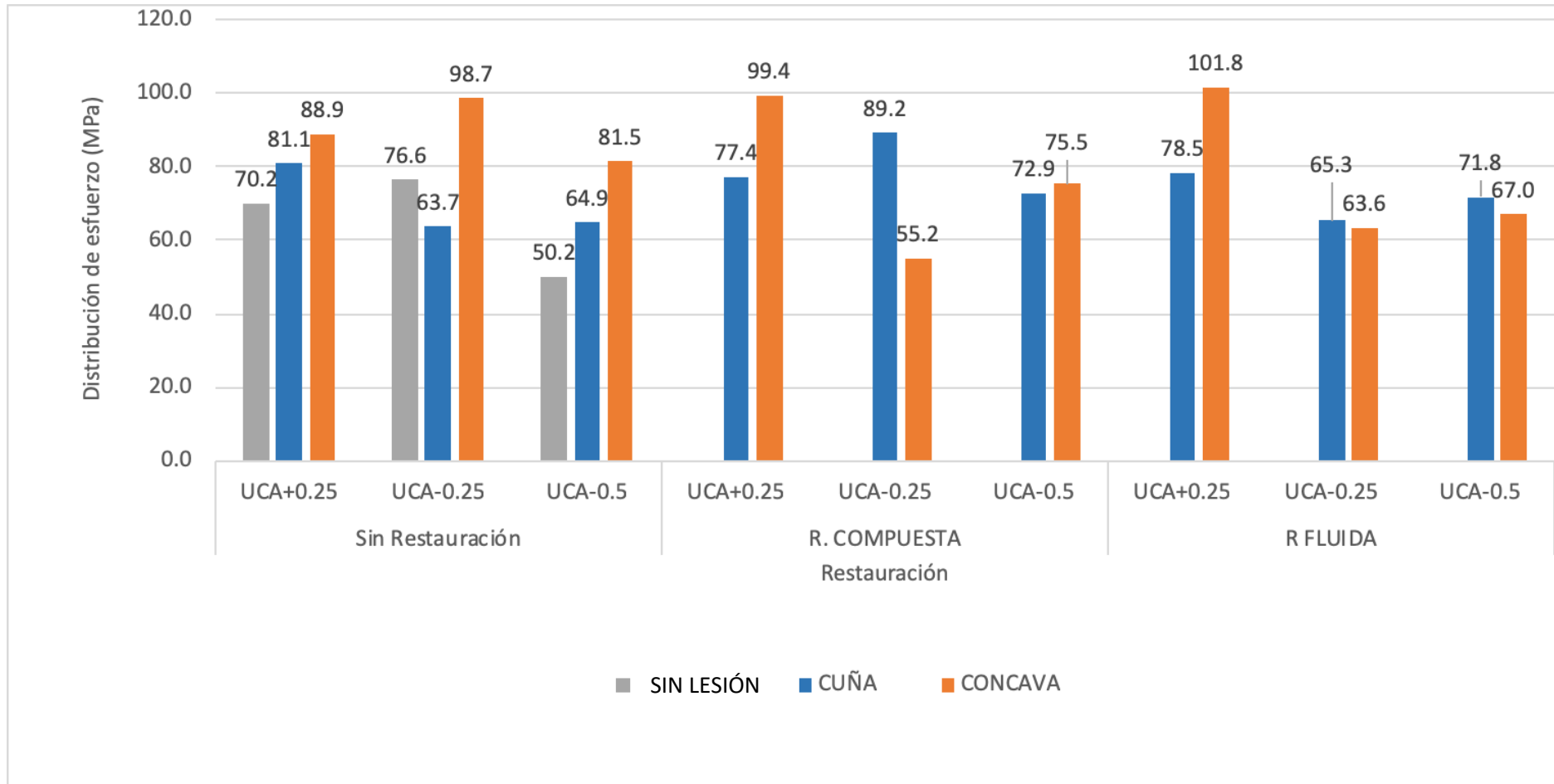


Gráfico 1: Máximo esfuerzo en premolar inferior derecha según restauración y tipo de lesión.

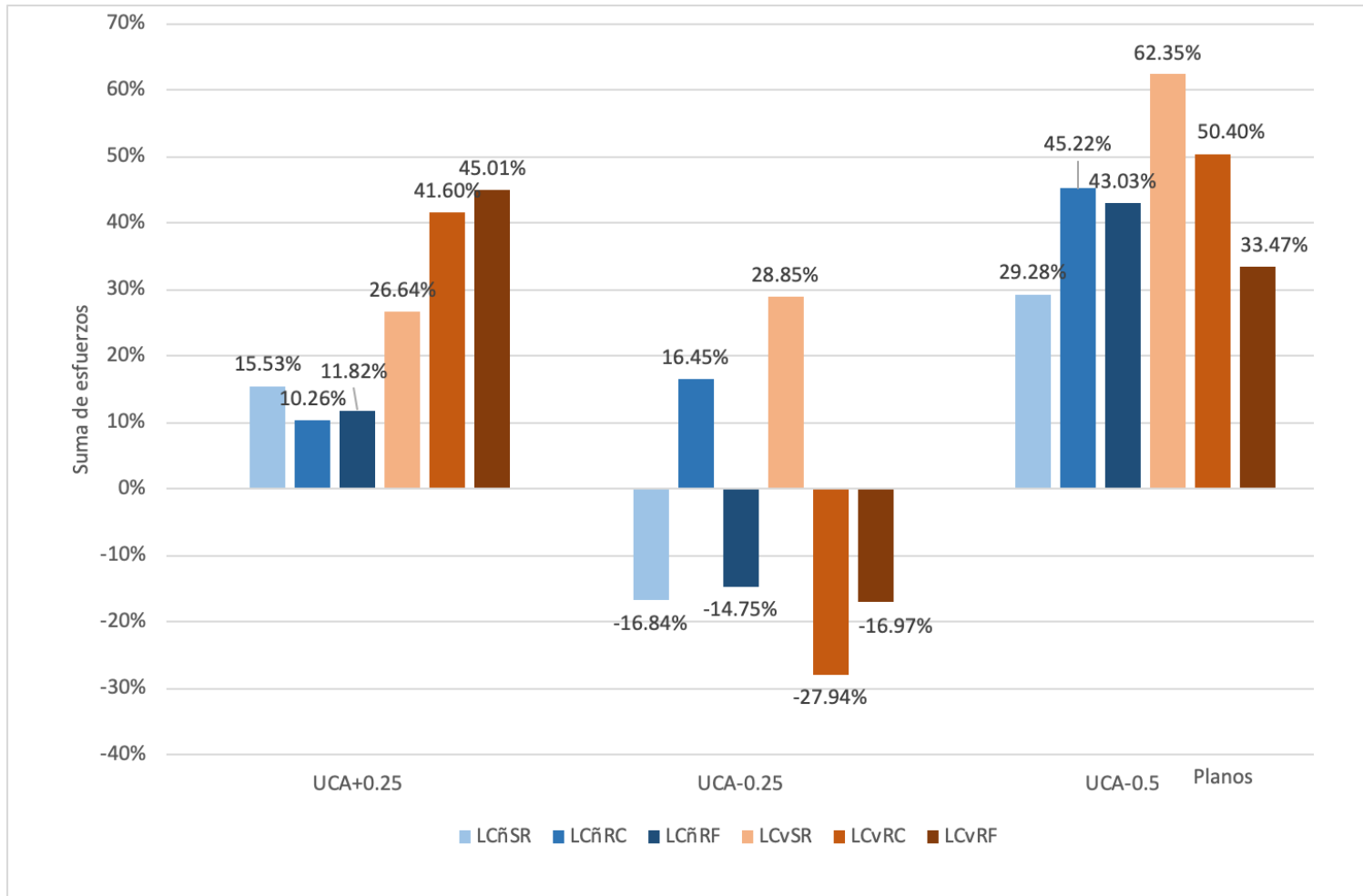


Gráfico 2: Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzo tomando como base comparativa la pieza sin lesión según la morfología de la lesión y el material de restauración utilizado.

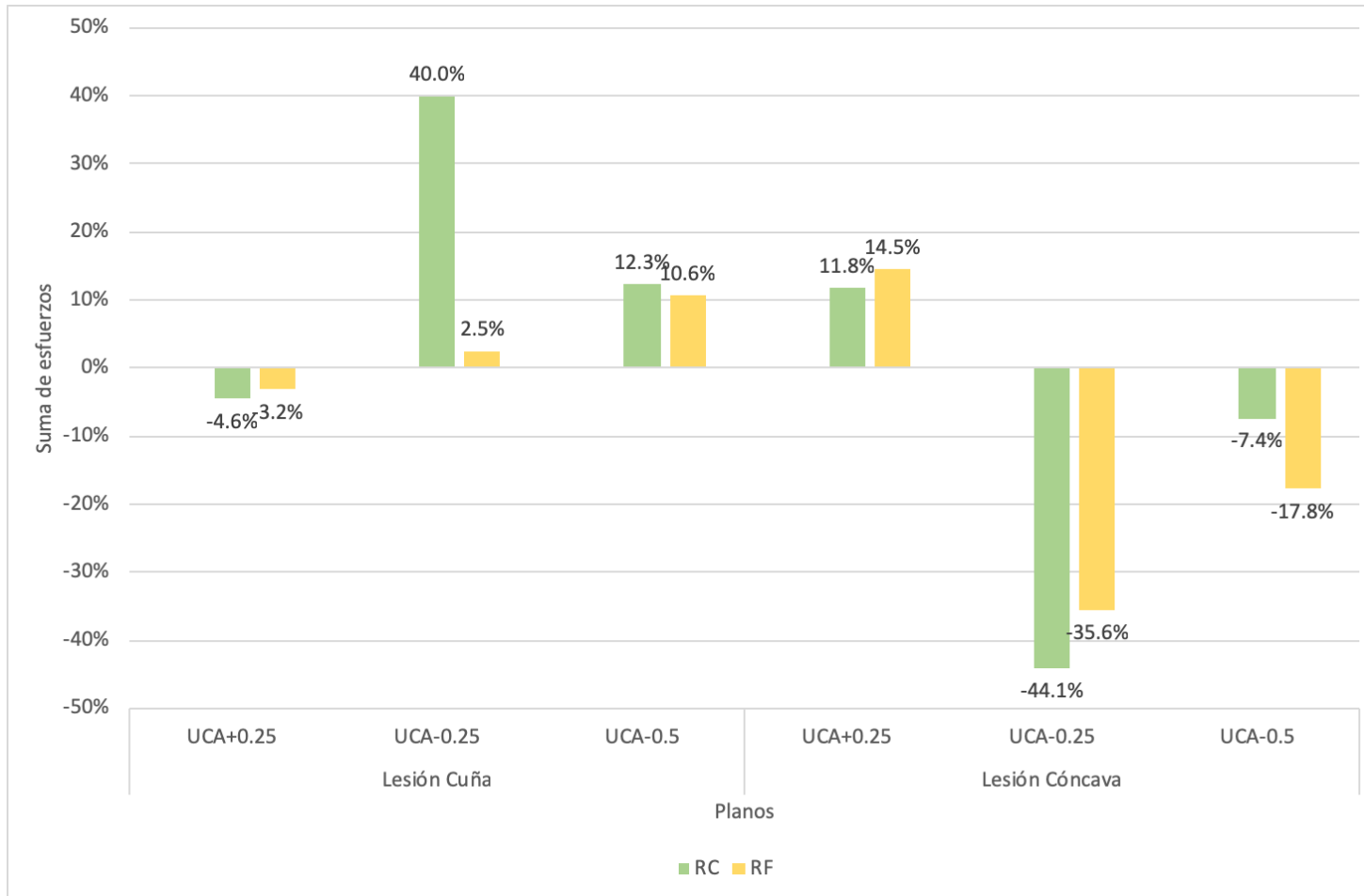


Gráfico 3: Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzo tomando como base comparativa la pieza sin restauración, según el material de restauración utilizado y la morfología de la lesión