



UNIVERSIDAD PERUANA  
**CAYETANO HEREDIA**  
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

**EVALUACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DE  
ESFUERZOS A NIVEL CERVICAL DE PRIMEROS  
PREMOLARES INFERIORES SEGÚN ÁREA DE  
CONTACTO Y PRESENCIA DE LESIÓN CERVICAL  
NO CARIOSAS ESTUDIADO MEDIANTE EL  
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Tesis para obtener el Título de Cirujano Dentista

Keyla Nohely Tueros Rodríguez

Lima - Perú

2018

**ASESOR**

**Mg. Jacqueline Webb Linares**

Departamento Académico de Clínica  
Estomatológica

**Daniel Paredes Ruíz**

Departamento Académico de Odontología Social

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradezco a mi familia por su apoyo y asesores por su tiempo y dedicación en el desarrollo de esta tesis.

## RESUMEN

**OBJETIVO:** evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical de un primer premolar inferior con y sin LCNC según el área de contacto estudiado a través del método de elementos finitos (MEF).

**MATERIALES Y MÉTODOS:** La primera premolar inferior fue modelada vía MEF. Se exportaron al software ANSYS 18, en donde se aplicaron las propiedades físicas y cargas oclusales con una carga oclusal de 500N y angulación de 45° con respecto al eje axial de la pieza, se generó simulaciones con tres diferentes áreas de contacto: 0,1mm<sup>2</sup>, 0.75mm<sup>2</sup> y 1.5mm<sup>2</sup>. Para su análisis se desarrolló tres cortes transversales a nivel cervical: Plano 1 a +0.25mm de UCA, Plano 2 a -0.5mm de UCA y Plano 3 a -0.25mm de UCA. **RESULTADOS:** Se evidencia una mayor distribución de esfuerzos a nivel vestibular. En el análisis según área de contacto se observó que el área de 0.75mm<sup>2</sup> genera mayor nivel de esfuerzo sea con lesión o sin lesión. En el análisis por planos se observa que el plano superior (UCA +0.25mm) presenta mayor distribución de esfuerzos para piezas con lesión y sin lesión. **CONCLUSIONES:** Existe una relación diferenciada en la distribución de esfuerzos según el área de contacto oclusal, donde siempre destaca el área de 0.75mm<sup>2</sup> como la que genera mayor nivel de fuerza en vestíbulo-cervical, sea con lesión o sin lesión.

Palabras claves: Biomecánica, abfracción, análisis elemento finite, área de contacto.

## ABSTRACT

**OBJECTIVE:** Evaluation of stress distribution in the cervical area of a first lower premolar with and without non-carious cervical lesion according to contact area studied through the finite element method (FEM). **MATERIALS AND METHODS:** The first lower premolar was modeled by MEF. They were exported to the ANSYS 18 software in which the physical properties and occlusal loads were applied with an occlusal load of 500N and 45° angulation respect to the axial axis of the piece, simulations were generated with three different contact areas: 0.1mm<sup>2</sup>, 0.75mm<sup>2</sup> and 1.5mm<sup>2</sup>. Three transversal sections were generated at cervical area: Plane 1: +0.25mm, Plane 2: -0.5mm and Plane 3: -0.25mm. **RESULTS:** it was evidenced a greater stress distribution at vestibular level. According to contact area, it was observed that the area of 0.75mm<sup>2</sup> generates a greater level of stress whether it is with lesion or without lesion. In the analysis by sections it is observed that the upper section (UCA + 0.25mm) presents a greater stress distribution for pieces with lesion and without lesion. **CONCLUSIONS:** There is a differentiated relationship in the stress distribution according to the area of occlusal contact, where the area of 0.75mm<sup>2</sup> always stands out as the one that generates the highest stress level in the vestibular-cervical area, whether with lesion or non-lesion.

## ÍNDICE DE TABLAS

		<b>Pág.</b>
<b>Tabla 1.</b>	Módulos de elasticidad y coeficiente de Poisson según material.	17
<b>Tabla 2.</b>	Conformación del mallado, según triángulos y tetraedro	18

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

	<b>Pág.</b>
<b>Gráfico 1.</b> Distribución de esfuerzos según planos.	25
<b>Gráfico 2.</b> Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos según presencia/ausencia de LCNC.	26
<b>Gráfico 3.</b> Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos según área de contacto tomando como base $0.1\text{mm}^2$	27

## ÍNDICE DE FIGURAS

	<b>Pág.</b>
<b>Figura 1.</b> Simulación de primera premolar derecha inferior (A) Pieza con lesión (B) Pieza sin lesión.	16
<b>Figura 2.</b> Simulación de pieza con lesión y sin lesión, se ubica tres planos.	29
<b>Figura 3.</b> Simulación de pieza sin lesión analizado por planos. (A) Área de contacto $0.1\text{mm}^2$ . (B) Área de contacto $0.75\text{mm}^2$ . (C) Área de contacto $1.5\text{mm}^2$ .	23
<b>Figura 4.</b> Simulación de pieza con LCNC analizado por planos. (A) Área de contacto $0.1\text{mm}^2$ . (B) Área de contacto $0.75\text{mm}^2$ . (C) Área de contacto $1.5\text{mm}^2$ .	24
<b>Figura 5.</b> Simulación de piezas sin lesión analizado por capas. (A) Área de contacto $0.1\text{mm}^2$ . (B) Área de contacto $0.75\text{mm}^2$ . (C) Área de contacto $1.5\text{mm}^2$ .	28
<b>Figura 6.</b> Simulación de piezas con LCNC analizado por capas. (A) Área de contacto $0.1\text{mm}^2$ . (B) Área de contacto $0.75\text{mm}^2$ . (C) Área de contacto $1.5\text{mm}^2$ .	39



## ÍNDICE DE CUADROS

		<b>Pág.</b>
<b>Cuadro 1.</b>	Resultados de la distribución de esfuerzos analizado por planos.	30
<b>Cuadro 2.</b>	Resultados de la distribución de esfuerzos analizado por capas.	31

## **LISTA DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS**

<b>LCNC</b>	<b>:</b>	Lesión cervical no cariosa
<b>MEF</b>	<b>:</b>	Método de elemento finitos
<b>UCA</b>	<b>:</b>	Unión cemento-adamantina
<b>MPA</b>	<b>:</b>	Megapascales
<b>SL</b>	<b>:</b>	Sin lesión
<b>CL</b>	<b>:</b>	Con lesión

## ÍNDICE DE CONTENIDO

	<b>Pág.</b>
<b>I. INTRODUCCIÓN</b>	1
<b>II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN</b>	3
II.1. Planteamiento del problema	3
II.2. Justificación	4
<b>III. MARCO TEÓRICO</b>	5
<b>IV. OBJETIVOS</b>	12
IV.1. Objetivo General	12
IV.2. Objetivos Específicos	12
<b>V. HIPÓTESIS</b>	13
<b>VI. MATERIALES Y MÉTODOS</b>	14
VI.1. Diseño de Estudio	14
VI.2. Muestra	14
VI.3. Unidad de muestreo	14
VI.4. Tamaño muestral	14
VI.5. Unidad de análisis	14
VI.6. Criterios de selección	15
VI.7. Operacionalización de variables	15
VI.7.1. Variable dependiente	15
VI.7.2. Variable independiente	15
VI.8. Técnicas y procedimientos	15
VI.9. Plan de análisis	20
VI.8. Consideraciones éticas	20
<b>VII. RESULTADOS</b>	21
<b>VIII. DISCUSIÓN</b>	32
<b>IX. CONCLUSIONES</b>	37
<b>X. REFERENCIAS</b>	38
<b>ANEXOS</b>	

## I. INTRODUCCIÓN

Las lesiones cervicales no cariosas (LCNC) son un reto en la práctica dental, debido a su origen multifactorial y proceso irreversible.

El término LCNC se refiere a la pérdida de estructura dental, una patología siempre presente y actualmente muy investigado. Las LCNC son una descripción general de tres tipos de patologías: abrasión, erosión y abfracción.

En una revisión de literatura de 15 estudios se reportó una prevalencia en un rango de 5-85% en la población. Además, denota que las piezas más afectadas por LCNC son las piezas posteriores, con predominio en piezas premolares inferiores<sup>1</sup>.

La morfología normal del diente puede alterarse como consecuencia de las fuerzas o sobrecargas a los que el diente está sometido durante las actividades funcionales y parafuncionales como la masticación y bruxismo, las grandes cargas oclusales influyen significativamente en la pérdida de estructura dental<sup>2</sup>. Por otro lado, teniendo en cuenta que la porción cervical de los dientes es propensa al desarrollo de estas destrucciones patológicas del tejido dental duro debido a que el esmalte ubicado a nivel cervical no es de buena calidad como el que se encuentra en la cara oclusal<sup>3</sup>. Por tanto, su etiología no se puede atribuir a un solo factor; sin embargo, los factores de estrés oclusal han ganado atención como causas de LCNC. La hipótesis más común propone que los esfuerzos creados en el diente durante la carga oclusal pueden tener un papel en la etiología de las lesiones cervicales no cariosas<sup>4</sup>.

La mayor concentración de esfuerzos se da en las piezas posteriores y va a depender de la dirección de la carga, las cuales pueden ser fuerzas axiales, también llamado fuerzas verticales; y no axiales, los cuales se componen de una resultante horizontal<sup>5</sup>; para provocar una flexión del diente y se produzca pérdida de estructura dental a nivel

cervical como resultado de la fuerza aplicada<sup>1,2,4</sup>.

La sobrecarga oclusal dentro de una de sus resultantes produce facetas oclusales, las cuales están directamente relacionadas a la fuerza, magnitud y dirección aplicada. Desde un punto de vista biomecánico, es importante comprender las características anatómicas de los dientes y las características básicas del estrés o de la tensión de los dientes bajo diferentes condiciones de carga<sup>6</sup>.

Un método para investigarlo con mayor detalle es por medio de elementos finitos (MEF), ofrece mayor precisión al describir la intensidad, dirección, duración de las fuerzas y sus efectos sobre la deformación y movimiento, así como la distribución de fuerzas externas e internas. Los elementos finitos se conforman al dividir la estructura original en una serie de puntos o nodos a través de softwares especializados. De esta manera contribuye al entendimiento de la influencia de factores limitantes en la estabilidad de la pieza. Con este método es posible evaluar cualitativa y cuantitativamente la biomecánica dental para evaluar tensión y distribución de esfuerzos<sup>7</sup>.

El presente estudio es realizado como una línea de investigación con un enfoque hacia la comprensión de la etiología de LCNC estudiado a través del método de elementos finitos. Teniendo en cuenta la base de datos y criterios referenciales de estudios previos para la creación de la simulación digital en un software de diseño en 3D.

Numerosos estudios han aplicado esta técnica con el objetivo de analizar la distribución de esfuerzos en piezas dentales; sin embargo, no existe muchos estudios que demuestren la asociación entre la distribución de esfuerzos a nivel cervical de una pieza dental según la presencia o ausencia de lesión y variación del área de contacto.

## **II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN**

### **II.1. Planteamiento del problema**

El estudio de las lesiones cervicales no cariosas revela una alarmante prevalencia de 5-85% en la población<sup>1</sup>, siendo la más frecuente las lesiones de abfracción. Esto es un reto frecuente en la práctica clínica dental, por lo tanto, es necesario hacer énfasis en las LCNC para poder realizar un oportuno diagnóstico clínico y plantear el tratamiento adecuado de estas lesiones.

Desde un punto de vista biomecánico, varios autores sugieren la teoría de la flexión de la cúspide provocada por excesivas cargas oclusales, se debe tener en cuenta el efecto que produce estos esfuerzos en el diente porque en actividades funcionales o parafuncionales el diente tendrá una respuesta diferente a nivel cervical como producto de los esfuerzos oclusales. La dirección de la carga es un factor determinante para la formación de abfracción.

A partir de lo mencionado se puede plantear la siguiente pregunta ¿Cómo es la distribución de esfuerzos en presencia y ausencia de lesiones cervicales no cariosas según tres diferentes áreas oclusales?

## **II.2. Justificación**

El estudio de LCNC es un tema estudiado desde hace ya muchos años. El presente estudio es de relevancia teórica porque brinda conocimientos para comprender la biomecánica de la progresión de una lesión cervical no cariosa.

Existen numerosas investigaciones realizadas en años pasados relacionadas a ese tipo de lesiones y estudiado a través del MEF; sin embargo, la valoración del presente estudio se da por el análisis por capas y planos a nivel cervical, de modo que se puede interpretar y comprender con mayor precisión la distribución de esfuerzos en un diente.

Además, este estudio es de relevancia clínica pues el odontólogo tendrá en cuenta los factores de riesgo para la formación de una LCNC y así realizar una adecuada anamnesis. De igual forma, el especialista dará un control adecuado y un enfoque multidisciplinario para su prevención y diagnóstico.

### III. MARCO TEÓRICO

El término lesión cervical no cariosa se refiere a la pérdida de tejido duro a nivel de la unión cemento-dentina; teniendo en cuenta que tanto el cemento como la dentina son estructuras no muy resistentes a los cambios que se da en su ambiente<sup>8,9</sup>. Su etiología puede ser multifactorial; por lo tanto, se ha dividido en tres grupos: Abrasión, erosión y abfracción. Los dos primeros causados por factores ambientales. La abrasión puede ser provocado por una fuerte fricción del cepillo con el diente o hábitos orales. La erosión es el desgaste patológico causado por ácidos de origen extrínseco o intrínseco. La abfracción se define como la pérdida patológica del tejido dental causado por fuerzas oclusales<sup>10</sup>.

En estudios de prevalencia, Shulman y Robinson en 1948 evaluaron mujeres jóvenes, su estudio determinó que un 2% de la población estudiada presenta lesiones no cariosas<sup>11</sup>. Sin embargo, Bergstrom y Eliasson en 1988 dirigieron su población objetivo a adultos en un rango de edad de 31 - 60 años, el resultado fue que un 90% de la población presenta LCNC<sup>12</sup>. Levitch *et al.* en el año 1994 hallaron una prevalencia de 5- 85%<sup>1</sup>. En una revisión sistemática por Senna *et al* realizado en el año 2012 halló una prevalencia de 0.8% - 85.7%<sup>13</sup>. Otros estudios longitudinales, muestran una prevalencia de 50% de LCNC. Por otro lado, la incidencia de abfracción es alto en personas mayores de 45 años<sup>14,15</sup>.

Numerosos estudios determinaron la prevalencia de LCNC en difentes piezas dentales; sin embargo, existe una mayor tendencia a piezas posteriores específicamente en piezas premolares<sup>9,16,17,18,19,20,21</sup>. Esto se puede deber a la alta prevalencia de contactos prematuros y limitada protección de la saliva<sup>13,16,17</sup>.



Grippio<sup>10</sup> en 1991 fue el primero en mencionar el término abfracción a una lesión no cariosa que se define como el desgaste o pérdida de estructura dental a nivel cervical como producto de las sobrecargas oclusales que se aplican a la pieza dental en sentido oclusal. Como resultado, la flexión y fatiga que sufren los tejidos dentales provocan una tensión que se concentra en la raíz dental y con predominio en la cara vestibular<sup>10,22,23</sup>. Es un proceso progresivo e irreversible donde las fuerzas de tensión y compresión provocan microfaturas y desequilibrio interno en la estructura del diente<sup>24</sup>.

Clínicamente se observa que las lesiones de abfracción tienen un aspecto marcado, caracterizadas por su forma angular y de cuña. Localizado en el cuello de la pieza dentaria o fulcrum del diente (unión cemento-dentina) y en algunos casos a nivel subgingival<sup>4</sup>.

La prevalencia de la lesión de abfracción es menor comparado a abrasión y erosión, así lo demostró Oginni<sup>25</sup> en su estudio donde examinó 382 dientes de los cuales el 37.7% presentaban lesión de abfracción y en mayor prevalencia con un 62.3% de abrasión<sup>25</sup>. Sin embargo, Miller et al<sup>26</sup>, estudió a 61 pacientes que se les diagnosticó LCNC, evaluó clínicamente 211 dientes de los cuales 68.3% presentaban una lesión en forma de cuña a nivel cervical<sup>26</sup>.

Manns<sup>27</sup> en 1989, determinó las fuerzas que se aplica en las cúspides produce mayor concentración de tensión en el lado bucal de la raíz, lo que explica su prevalencia en esa región. Su estudio demostró que la distancia entre la cúspide bucal y su centro de resistencia es mayor que de la cúspide lingual<sup>27</sup>.

La pieza dental recibe cargas oclusales en diferentes direcciones, durante el contacto dentario la dirección resultante tiene una orientación vertical; sin embargo, si el

contacto dentario se realiza en la vertiente de la cúspide la dirección de la resultante va a tener un componente horizontal, como consecuencia, las fuerzas horizontales no pueden ser bien dispersadas y provocan una patología o alteración de la morfología del diente<sup>5</sup>.

En una oclusión ideal, las fuerzas masticatorias durante la actividad funcional se dirigen principalmente a lo largo del eje largo del diente, es decir, las fuerzas se disipan<sup>4</sup>.

Las abfracciones resultan de un exceso de fuerzas aplicadas durante la masticación o parafunción. Durante la actividad parafuncional se aplican cargas excesivas<sup>4</sup>.

Una de las teorías de la formación de la abfracción es descrito por Lee y Eakle<sup>4</sup> en el año 1984, su estudio propone que las tensiones causadas por la masticación y maloclusión son factores etiológicos primarios para crear la lesión; el medio local tiene un rol secundario en la pérdida de estructura dental. De igual manera, sugieren que con la dirección de la carga la región que presenta mayor concentración de esfuerzos de tensión son los más cercanos al fulcrum, mientras que la región donde se da mayor compresión es en los contactos oclusales, fulcrum y ápice del diente<sup>4</sup>.

Existen factores que predisponen a las fuerzas no axiales como maloclusión y contactos prematuros los cuales predisponen al diente a una fuerza excesiva<sup>4</sup>.

Palamara *et al.* en el año 2000 en su estudio usando MEF observa que cuando la carga es de 45° las fuerzas tensionales se concentran más en la región vestibular-cervical y en menor proporción las fuerzas de compresión. Sin embargo, a nivel lingual-cervical hay mayores fuerzas compresivas.

Palmará *et al.*<sup>29</sup> en el año 2002, realizan un estudio el cual sugieren que durante el

contacto dentario se incluye un componente oblicuo. Por medio del análisis con MEF en 3D estudiaron la distribución de esfuerzos de un segundo premolar con fuerzas en diferentes direcciones, aplicadas sobre la vertiente externa e interna de la cúspide bucal. Los resultados demuestran que existe mayor estrés a nivel cervical tanto en vestibular como en lingual, el cual varía según la dirección de la carga, la distribución de esfuerzos no se concentra en el área distal de la premolar<sup>29</sup>.

De igual manera Rees<sup>30</sup> en el año 2002 en su estudio de elementos finitos en 2D. Aplicó una fuerza de 500N a un 1mm de la cúspide hacia la vertiente externa e interna. Estableció también dos planos: A-A, el cual se encuentra a un 1mm de distancia de la unión amelocementaria, y el plano B-B que se encuentra a 2mm de distancia de misma. En los resultados se evidencia una variación en la concentración de estrés a nivel cervical del diente, especialmente con las cargas aplicadas en la vertiente interna de la cúspide, tanto bucal como lingual. En el plano A-A se halló la mayor tensión cuando la dirección es oblicua hacia la cara interna de la cúspide lingual. El estudio concluye que las cargas aplicadas a las vertientes tanto interna como externa de la cúspide bucal y lingual producen valores máximos de estrés que superan al que el esmalte puede tolerar<sup>30</sup>.

Palmará *et al*<sup>6</sup>. en el 2006 realizaron un estudio con elementos finitos, se usó un modelo simulado en 3D de un premolar inferior. Aplicando una carga oclusal (100N) con una dirección de 45° y otra dirección paralela a lo largo del eje del diente (carga axial). La carga vertical demostró una mayor concentración a nivel lingual; a diferencia de la carga de 45° que se halló una mayor concentración a nivel bucal<sup>6</sup>.

En otro estudio similar, Ichim<sup>31</sup> en el 2007, realizó un estudio a través de MEF. Utilizando un modelo simulado en 3D de una pieza dental, aplicó fuerzas (200N) sobre la vertiente externa en diferentes angulaciones. Los resultados demostraron que una

dirección de 20° genera bajos esfuerzos. Sin embargo, en ángulos de 30° y 40°, las cargas actúan con un ángulo mayor y, por lo tanto, resulta una mayor concentración de esfuerzos a nivel cervico-bucal<sup>31</sup>.

Durante la biomecánica de la oclusión, existen múltiples y simultáneos contactos oclusales; por lo tanto, no se puede asumir que las fuerzas son uniformemente distribuidas, varía según su localización, distribución, número, secuencia e intensidad<sup>33</sup>.

Los contactos oclusales influyen en la posición y alineación dental. La estabilidad de los dientes depende de los resultados de las interacciones oclusales<sup>5</sup>.

La presencia de facetas oclusales se refiere a la pérdida de tejido dentario causado por contactos entre los dientes, objetos o comidas de consistencia dura. Es un proceso irreversible que ocurre continuamente, resulta de las cargas oclusales excesivas que se da en la cara oclusal<sup>34</sup>.

En una oclusión ideal las piezas posteriores están en contacto con sus antagonistas a través de áreas puntuales como producto del contacto entre dos áreas convexas. En una oclusión ideal, el contacto dentario se establece por puntos medidos en milímetros cuadrados. Sin embargo, en una oclusión no ideal estas áreas aumentarían considerablemente<sup>34</sup>. Los altos niveles de estrés que ocurren durante la masticación se transmiten desde la cara oclusal hasta el ápice de la raíz del diente<sup>7</sup>.

Lee y Eakle<sup>4</sup> en su estudio denotaron que existe una relación entre la presencia de facetas de desgaste oclusal y lesiones cervicales en la misma estructura dental.

Figueredo *et al*<sup>36</sup>. en su estudio a través del análisis por elementos finitos donde estudia la distribución de esfuerzos y desplazamiento de la cúspide estableciendo áreas

de aplicación de fuerza de 100N en 0.1mm<sup>2</sup>, 0.75mm<sup>2</sup> y 1.5mm<sup>2</sup> en piezas restauradas y no restauradas. Los resultados demuestran que las simulaciones sin restauración obtuvieron mayor distribución de esfuerzos. Por otro lado, el área de contacto oclusal no tuvo influencia en su distribución en la corona dental pues presentaron resultados similares<sup>36</sup>. También demostró que el desplazamiento de la cúspide fue mayor en piezas restauradas y similares resultados en las tres áreas de contacto. Sin embargo, para piezas intactas cuanto menor el área de contacto, mayor el desplazamiento de cúspide.

Benazzi *et al*<sup>37</sup> en 2012, realizaron un estudio para comparar los patrones de distribución de estrés en un segundo premolar inferior utilizando tres cargas oclusales convencionales y dos escenarios de carga más realistas basados en áreas de contacto oclusal. En el caso de cargas oblicuas sobre la cúspide bucal encontraron mayor concentración a nivel vestibular de la raíz<sup>37</sup>.

Los dos últimos casos, demuestra mayor concentración en la pared mesiovestibular de la corona, de la misma forma se induce hacia la región bucal-cervical. Benazzi en este estudio concluye que los resultados de la simulación de la biomecánica dental pueden ser avanzados si se considera patrones de desgaste oclusal, sólo en los dos últimos escenarios son los casos más realistas porque no sólo se aplica una sola carga al diente y no se puede reducir todos los puntos de contacto a una sola área<sup>37</sup>. Así mismo, se observa que cuando existen mayores zonas de áreas de contacto hay una menor concentración de estrés en la raíz. Estos últimos muestran que los esfuerzos de tensión podrían concentrarse en las ranuras y fisuras de la superficie oclusal, en las crestas marginales, en el lado disto-lingual y en el distal de la raíz. Además, el premolar experimenta tensiones de alta valor en el aspecto bucal de la corona, apoyando la idea de que la abfracción podría ser un factor dominante en la etiología de las lesiones

cervicales no cariosas<sup>37</sup>.

Ritter<sup>38</sup> *et al.* en 2009 reportaron que la magnitud de la tensión aumentó considerablemente cuando el plano de oclusión es llano debido a un cambio en la distribución de la fuerza, mientras que la fuerza total era la misma. Una fuerza vertical que entra en contacto con una superficie inclinada se resuelve en una fuerza normal a la superficie y una paralela a la superficie. A medida que la inclinación se hace horizontal, la fuerza normal aumenta y la fuerza paralela disminuye, pero la fuerza total, es la misma. El cambio en la dirección del estrés de la oclusión resulta en menos estrés en la región cervical<sup>38</sup>.

Gallo<sup>39</sup> en el 2007 En un estudio en pacientes, encontró relación entre la presencia de facetas oclusales y lesión cervical no cariosa, encontraron que la mayor frecuencia ocurre en segundos premolares, seguido de primeras premolares<sup>39</sup>.

Por último, son numerosas las investigaciones sobre LCNC, la literatura sugiere que las cargas aplicadas varían dependiendo de las actividades funcionales o parafunción como bruxismo. Benazzi *et al*<sup>37</sup>. en su estudio hace referencia a diferentes cargas que se utiliza en otros estudios que utiliza diferentes magnitudes: 50N, 100N, 135N, 250N, 300N y 500N. Los resultados varían dependiendo del estado del diente sea por presencia de prótesis fijas, tratamiento pulpar previo, restauraciones y tipo de material usado, presencia de enfermedad gingival, etc.

El propósito del siguiente estudio es hallar la distribución de esfuerzos a nivel cervical de un diente premolar en presencia y ausencia de lesión cervical según tres diferentes áreas de contacto.

## **IV. OBJETIVOS**

### **IV. 1. Objetivo General**

Evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical de un primer premolar inferior con y sin LCNC según el área de contacto estudiado a través del MEF.

### **IV. 2. Objetivo Específico**

1. Evaluar la distribución de esfuerzos a nivel de cervical según tres diferentes áreas de contacto oclusal ( $0.1\text{mm}^2$ ,  $0.75\text{mm}^2$ ,  $1.5\text{mm}^2$ ) en un primer premolar inferior en presencia y ausencia de LCNC.

## **V. HIPÓTESIS**

No existe diferencia en la distribución de esfuerzos a nivel cervical de un primer premolar inferior según tres diferentes áreas de contacto en presencia o ausencia de LCNC.



## **VI. MATERIALES Y MÉTODOS**

### **VI.1. Diseño del estudio**

El presente estudio fue de tipo experimental *in silico*, analítico y comparativo.

### **VI.2. Muestra**

Modelos computarizados de una pieza primera premolar inferior sana y con lesión con medidas estándar.<sup>40</sup>

### **VI.3. Unidad de muestreo**

La unidad de muestreo de investigación fue una construcción digital de una pieza premolar inferior con dimensiones medias de un grupo humano similar al peruano que cumplió los criterios anatómicos cualitativos (Anexo 1) y cuantitativos (Anexo 2).

### **VI.4. Tamaño muestral**

No se aplica por ser un modelo matemático.

### **VI.5. Unidad de análisis**

La unidad de análisis para el presente estudio *in silico* es llamada simulación, el cual fue evaluado en un programa de modelamiento para el análisis de la distribución de esfuerzos según las variables independientes. Los grupos experimentales fueron:

Grupo 1: Simulación sin lesión con área de contacto  $0.1\text{mm}^2$ .

Grupo 2: Simulación con lesión con área de contacto  $0.1\text{mm}^2$ .

Grupo 3: Simulación sin lesión con área de contacto  $0.75\text{mm}^2$ .

Grupo 4: Simulación con lesión con área de contacto  $0.75\text{mm}^2$ .

Grupo 5: Simulación sin lesión con área de contacto  $1.5\text{mm}^2$ .

Grupo 6: Simulación con lesión con área de contacto  $1.5\text{mm}^2$ .

## **VI.6. Criterios de selección**

Las simulaciones fueron construidas siguiendo los criterios del Anexo 1 y Anexo 2.

## **VI.7. Operacionalización de variables**

### **VI.7.1. Variable dependiente**

✓ Distribución de esfuerzos: Variable cuantitativa continua que registrará la fuerza generada sobre el primer premolar inferior de la pieza modelada en el programa de Elemento Finito. Se utilizará la escala de von Mises y se registrará en Mega Pascales (MPa).

### **VI.7.2. Variable independiente**

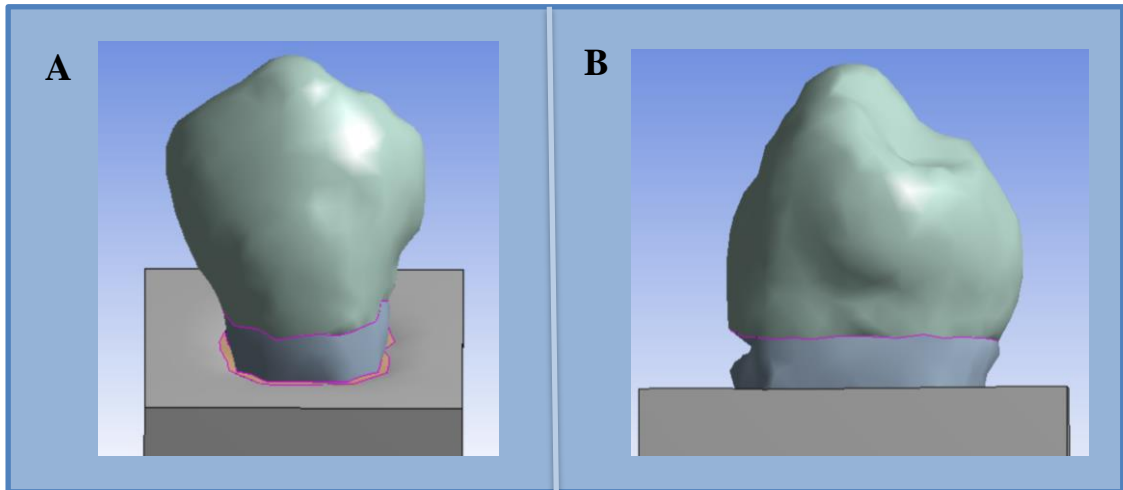
- ✓ Área de contacto: El área donde la superficie de un diente toca a otro.
- ✓ Presencia o ausencia de lesión a nivel cervical: Pérdida mecánica de la estructura del diente que no es causada por la caries dental, ubicada a cerca de la unión cementoadamantina.

El cuadro de operacionalización de variables se observa en el Anexo 3.

## **VI.8. Técnicas y procedimientos**

Las muestras digitales del presente estudio utilizaron las medidas reportadas por Fuentes *et al.* Las simulaciones fueron realizadas a partir de una tesis previa. Estas fueron realizadas considerando la presencia de la lesión tipo cuña y el área de contacto. En el caso de las piezas con lesión se consideró que su morfología sea tipo cuña con un margen cavoexterno superior o coronal, un margen cavoexterno inferior o radicular y un ángulo interno. El margen superior a 0.25 mm de la unión cementoadamantina y

el margen inferior a 0.5mm hacia apical debajo de UCA. El ángulo interno sobre UCA a 2 mm de la cara externa de la pieza. La lesión presentó una extensión de 4 mm en sentido mesiodistal, equidistante a la línea media.



**Figura 1.** Simulación de primera premolar derecha inferior (A) Pieza sin lesión (B) pieza con lesión.

Las áreas de contacto se presentan como áreas planas de  $0.1\text{mm}^2$ ,  $0.75\text{mm}^2$  y  $1.5\text{mm}^2$ , localizadas a nivel vestibular de la cúspide en el tercio oclusal de la pieza simulada. Se trasladó las simulaciones a un software de elementos finitos ANSYS (Ansys Workbench 18, PA, EUA) en el cual se realizó la definición de volúmenes e inserción de propiedades mecánicas<sup>41</sup>, siendo capacitada por el Dr. Daniel Parades para su crear el mallado de cada simulación utilizando como base un sólido del tipo tetraédrico cuadrático de 10-nodos constituido por triángulos y tetraedros, refinamiento del modelado, mallado y aplicación de propiedades físicas a cada capa. Los materiales utilizados fueron isotrópicos; es decir, presentan las mismas propiedades (Tabla 2).

**Tabla 1.** Módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson según material.

<b>Material</b>	<b>Tipo de propiedades</b>	<b>Módulo de elasticidad</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>
<b>Esmalte</b>	Isotrópico	73.72 GPa	0.23
<b>Dentina</b>	Isotrópico	17.07 GPa	0.3
<b>Hueso</b>	Isotrópico	13.70 GPa	0.3
<b>Pulpa</b>	Isotrópico	0.00207 GPa	0.45
<b>Ligamento Periodontal</b>	Isotrópico	0.0689 GPa	0.45

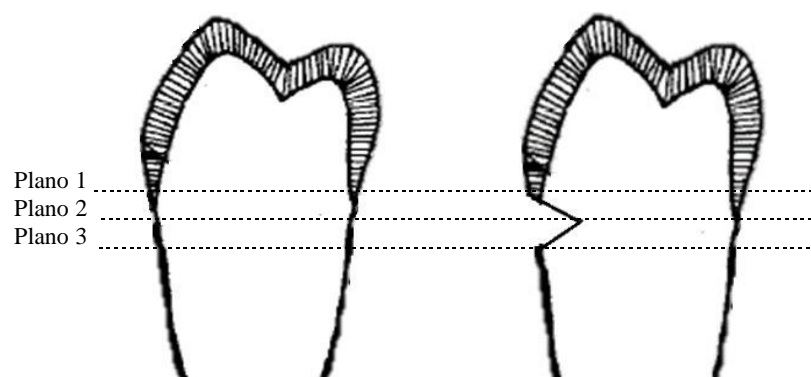
**Tabla 2.** Conformación del mallado por triángulo y tetraedros.

<b>Capas o procesos</b>	<b>Triángulos</b>	<b>Tetraedros</b>
<b>Esmalte</b>	322.996	2.715
<b>Dentina</b>	456.424	6.547
<b>Pulpa</b>	100.404	1.263
<b>Ligamento Periodontal</b>	412.228	4.108
<b>Hueso</b>	1.282.896	8.886
<b>Total</b>	2.575.356	23.519

En todas las simulaciones la aplicación de la carga oclusal tiene una dirección de  $45^\circ$  y 500 N de magnitud, aplicado a 2 mm de la punta de la vertiente externa en la cúspide vestibular el cual presenta una angulación de  $45^\circ$  con respecto al eje, exactamente sobre un nodo.

Además, se realizó la evaluación de las simulaciones por planos que se muestran en la Figura 3.

- Plano 1: Determinado por un punto a 0.25mm por encima de la línea de UCA del modelo. Este corte será perpendicular al eje longitudinal a la pieza. En el caso de pieza con lesión coincidirá con el límite superior que la LCNC.
- Planos 2: Determinado por un punto a 0.25mm por debajo de la línea de UCA del modelo. Este corte será perpendicular al eje longitudinal a la pieza. En el caso de pieza con lesión coincidirá con el ángulo interno de la LCNC.
- Plano 3: Determinado por un punto a 0.5mm por debajo de la línea de UCA del modelo. Este corte será perpendicular al eje longitudinal a la pieza. En el caso de pieza con lesión coincidirá con el límite inferior de la LCNC.



**Figura 2.** Simulación de pieza con lesión y sin lesión, se ubica tres planos.

### **VI.9. Plan de análisis**

El análisis de la distribución de esfuerzo del presente estudio fue descriptivo y analítico.

No se realizó pruebas estadísticas por tratarse de modelos simulados.

Se presentarán las simulaciones con la representación de la simulación de esfuerzos.

La identificación del valor cuantitativo para la distribución de esfuerzos en las zonas seleccionadas se fue compatibilizando con el registro cualitativo en colores de los resultados con la escala de Von Mises para Análisis de la Distribución de Esfuerzos.

Los valores del esfuerzo generado serán relacionados con la variable área de contacto oclusal en tablas de contingencia y gráficos según los objetivos del presente estudio.

### **VI.10. Consideraciones éticas**

La presente investigación fue enviado al Comité Institucional de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia para su evaluación y registro. De igual manera, se solicitó los permisos necesarios para el uso de servicios o laboratorios donde se desarrolló el estudio.

La presente tesis es parte de un curso de pregrado a cargo del Dr. Daniel Paredes como coordinador, en conjunto a otros docentes pertenecientes a la universidad de la facultad de Ciencias y Estomatología se realizó las capacitaciones necesarias al investigador para llevar a cabo el estudio.

## VII. RESULTADOS

En la evaluación por planos en piezas SL, el mayor esfuerzo se concentra en el plano UCA +0.25: 97.984 MPa, seguido por el plano UCA -0.5 y finalmente el plano UCA -0.25. Para los tres planos se cumple que la mayor distribución se concentra en área de contacto de  $0.75\text{mm}^2$ , seguido de  $1.5\text{mm}^2$  y finalmente  $0.1\text{mm}^2$ . (Gráfico 1)

Para piezas con LCNC se evidencia un patrón casi repetitivo entre planos, con UCA+0.25mm con mayor esfuerzo, luego UCA -0.25mm y finalmente UCA-0.5mm, excepto para área de contacto de  $1.5\text{mm}^2$ . También en piezas con LCNC se tiene que en los tres planos presenta más esfuerzo con la carga distribuida en un área de contacto de  $0.75\text{mm}^2$ , seguido de  $0.1\text{mm}^2$  y con menor valor  $1.5\text{mm}^2$ . (Gráfico 1)

Comparando piezas SL y con LCNC observamos que solo el plano 2 (UCA-0.25) la distribución de esfuerzos se incrementa en pieza con LCNC positivamente para las tres áreas de contacto. Siendo el valor de incremento más considerable (62.09%) en  $0.1\text{mm}^2$ . Las áreas de contacto  $0.75\text{mm}^2$  y  $1.5\text{mm}^2$  presenta en los planos correspondientes a los bordes de la lesión un cambio de disminución de esfuerzo. (Gráfico 2)

De otro lado, comparando las tres áreas de contacto observamos que el área  $0.75\text{mm}^2$  siempre se incrementa positivamente comparada con la de  $0.1\text{mm}^2$  tanto en piezas con LCNC y SL. En cambio, el área de  $1.5\text{mm}^2$  en piezas SL se incrementa positivamente y en piezas con LCNC decrece. Para área  $0.75\text{mm}^2$  se registra mayor incremento en sin lesión. (Gráfico 3)

Los valores de la distribución de esfuerzo por capas de las diferentes simulaciones se detallan en el Anexo N° 4 en el cual se observa que el máximo esfuerzo fue para área de contacto  $0.75\text{mm}^2$  independientemente de la presencia y/o ausencia de lesión, excepto en la dentina de un diente

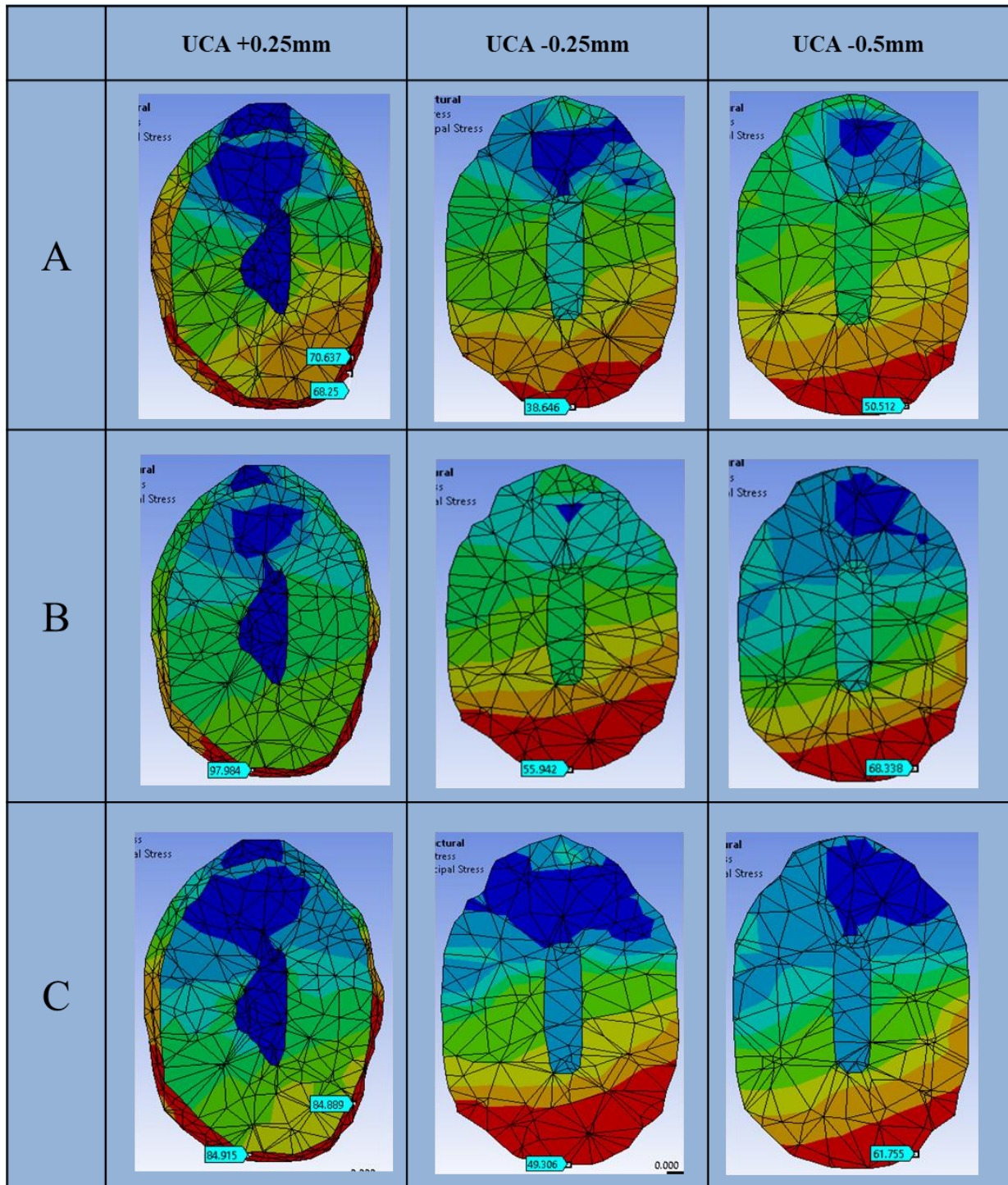


con lesión en donde el máximo valor fue para el área  $0.1 \text{ mm}^2$ . (Figura 5 y Figura 6)

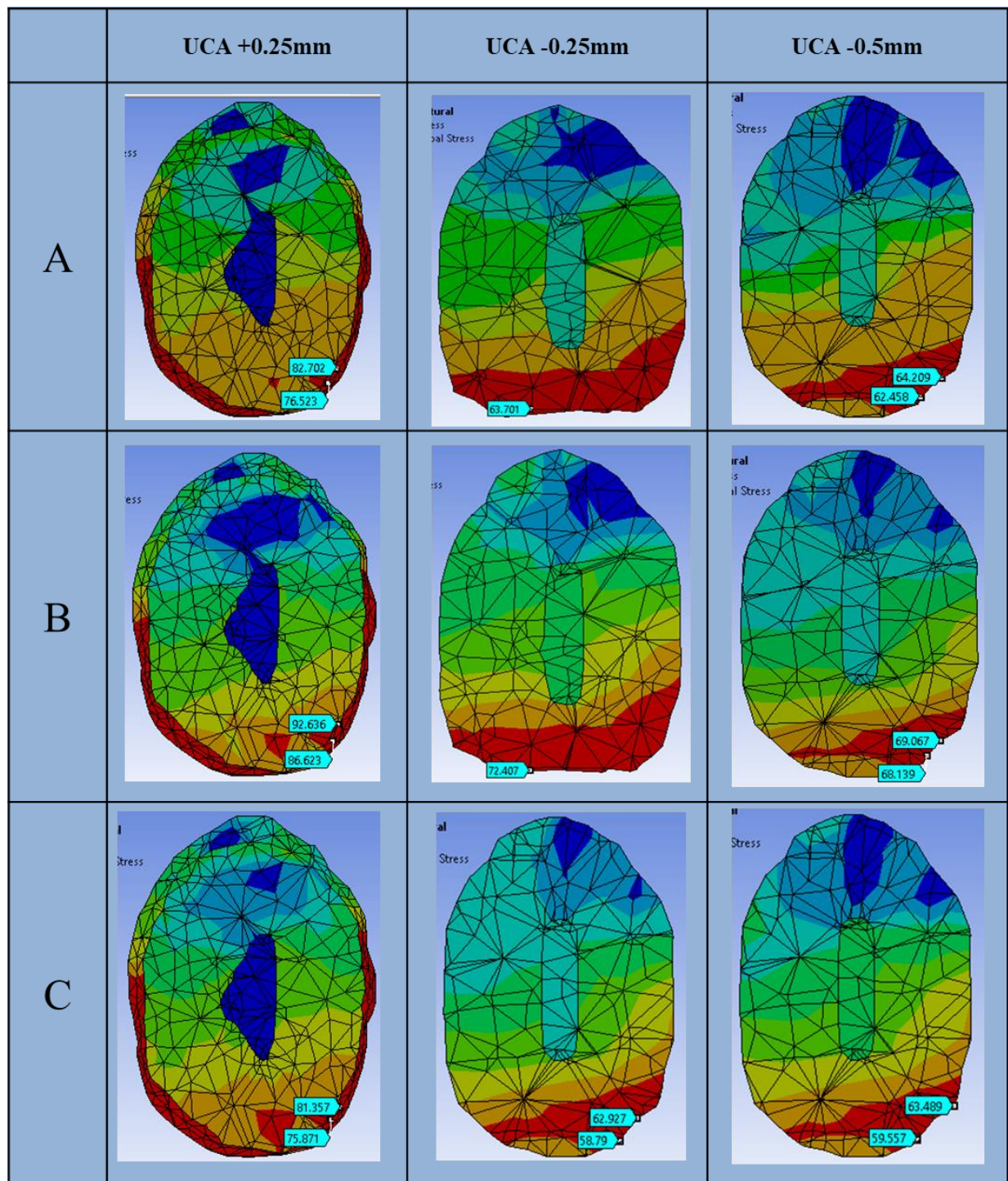
Para un diente sin lesión la distribución de esfuerzos es mayor para área de contacto  $0.75 \text{ mm}^2$  seguido de  $1.5 \text{ mm}^2$  y  $0.1 \text{ mm}^2$ ; para un diente con lesión el mayor valor de esfuerzo estuvo en  $0.75 \text{ mm}^2$  seguido de  $0.1 \text{ mm}^2$  y finalmente  $1.5 \text{ mm}^2$ , excepto en dentina donde el mayor valor de esfuerzo fue para área  $0.1 \text{ mm}^2$  seguido de  $0.75 \text{ mm}^2$  y finalmente  $1.5 \text{ mm}^2$ . (Figura 3 y Figura 4)

Del mismo modo se encontró que en la evaluación cervical, en el análisis por planos se observa que los esfuerzos presentan una distribución horizontal y vertical. En el primer caso, generalmente la distribución es desde vestíbulo mesial hacia proximal y lingual; excepto en el caso de ligamento el cual se dirige de vestibular hacia proximal y en hueso desde mesial hacia vestibular y lingual. La distribución vertical generalmente es hacia apical. (Cuadro 1)

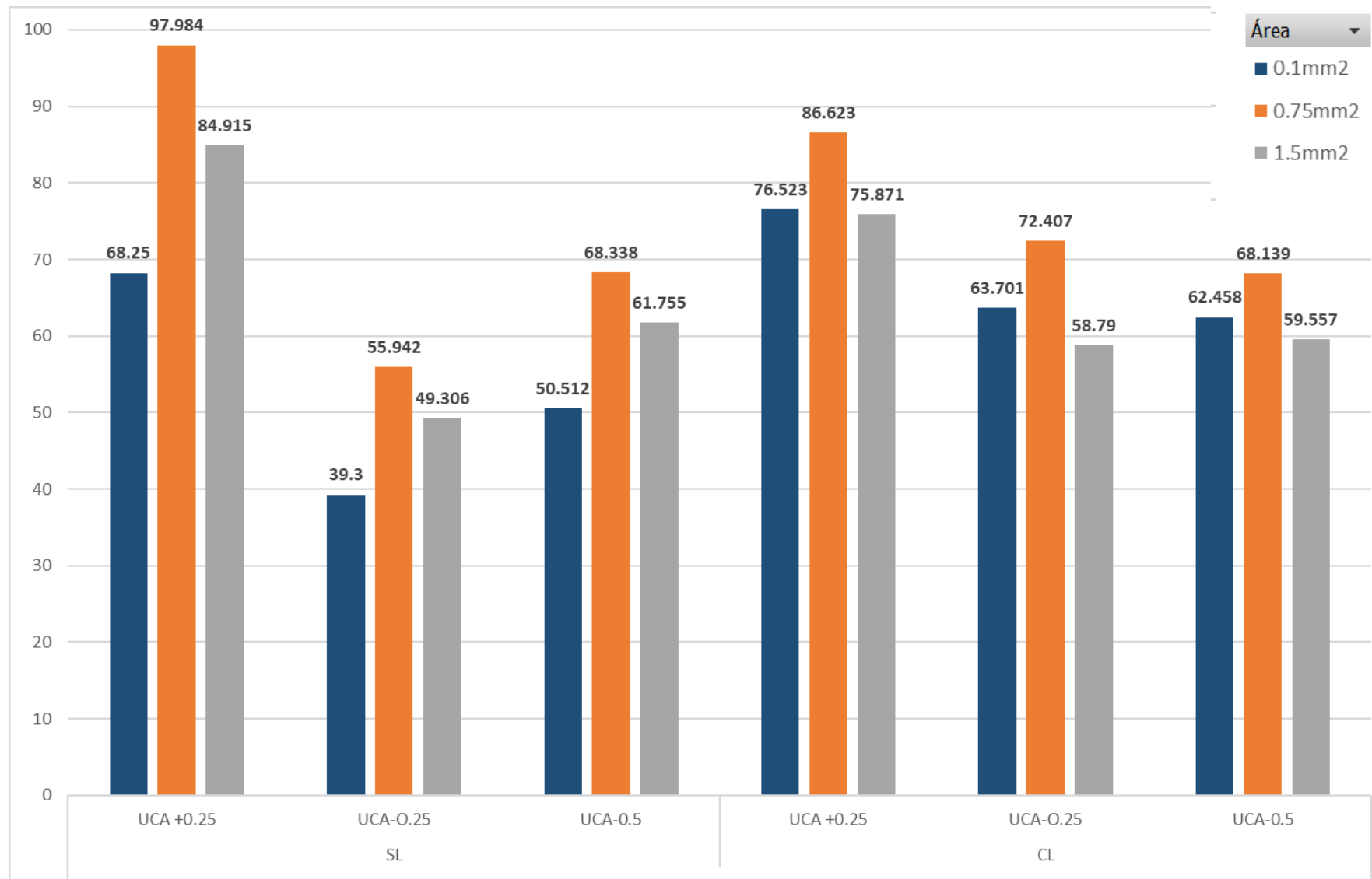
La localización del máximo estrés para una simulación sin lesión se observa a nivel del hueso para las tres áreas de contacto. Sin embargo, para una simulación con lesión la mayor distribución de esfuerzos se encuentra en dentina. En esmalte, dentina y ligamento el máximo estrés está ubicado en la zona cervical y en hueso en la cresta ósea y el mínimo estrés generalmente se encuentra en lingual. (Cuadro 2)



**Figura 3.** Simulación de piezas sin lesión analizado por planos. (A) Área de contacto  $0.1\text{mm}^2$ . (B) área de contacto  $0.75\text{mm}^2$ . (C) área de contacto  $1.5\text{mm}^2$ .

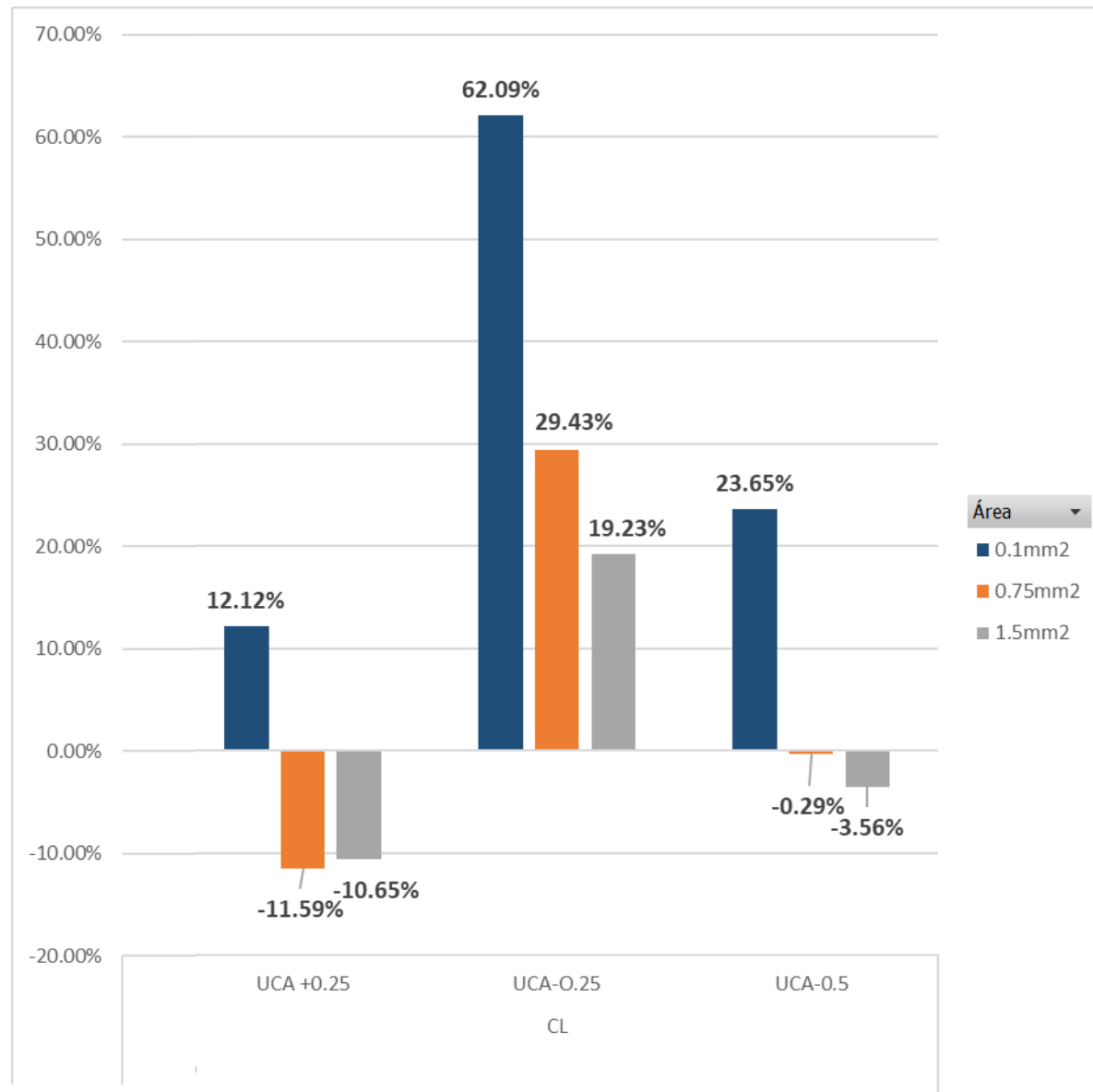


**Figura 4.** Simulación de piezas con LCNC analizado por planos. (A) Área de contacto  $0.1\text{mm}^2$ . (B) área de contacto  $0.75\text{mm}^2$ . (C) área de contacto  $1.5\text{mm}^2$ .

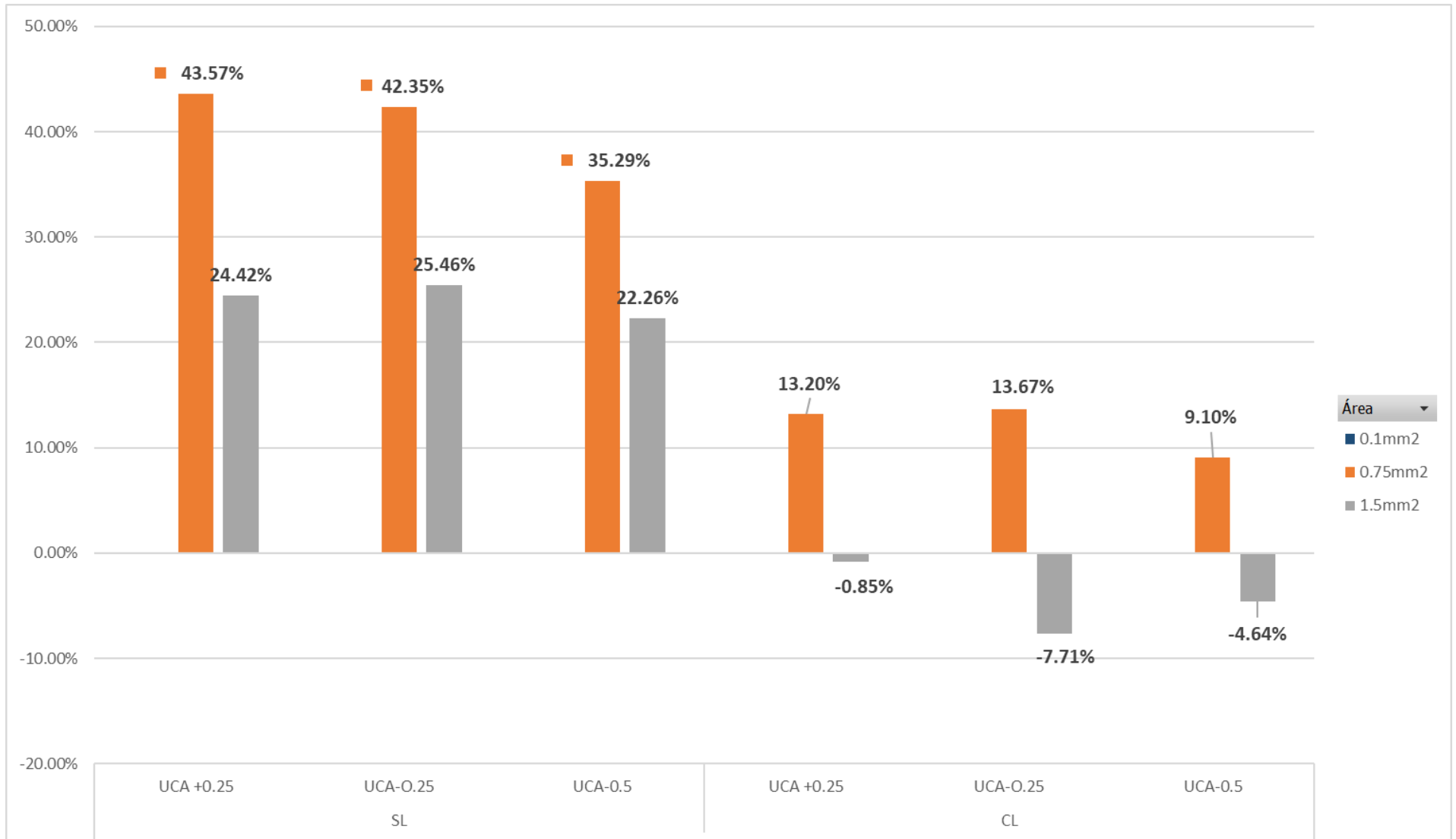


**Gráfico 1.** Distribución de esfuerzos según planos.

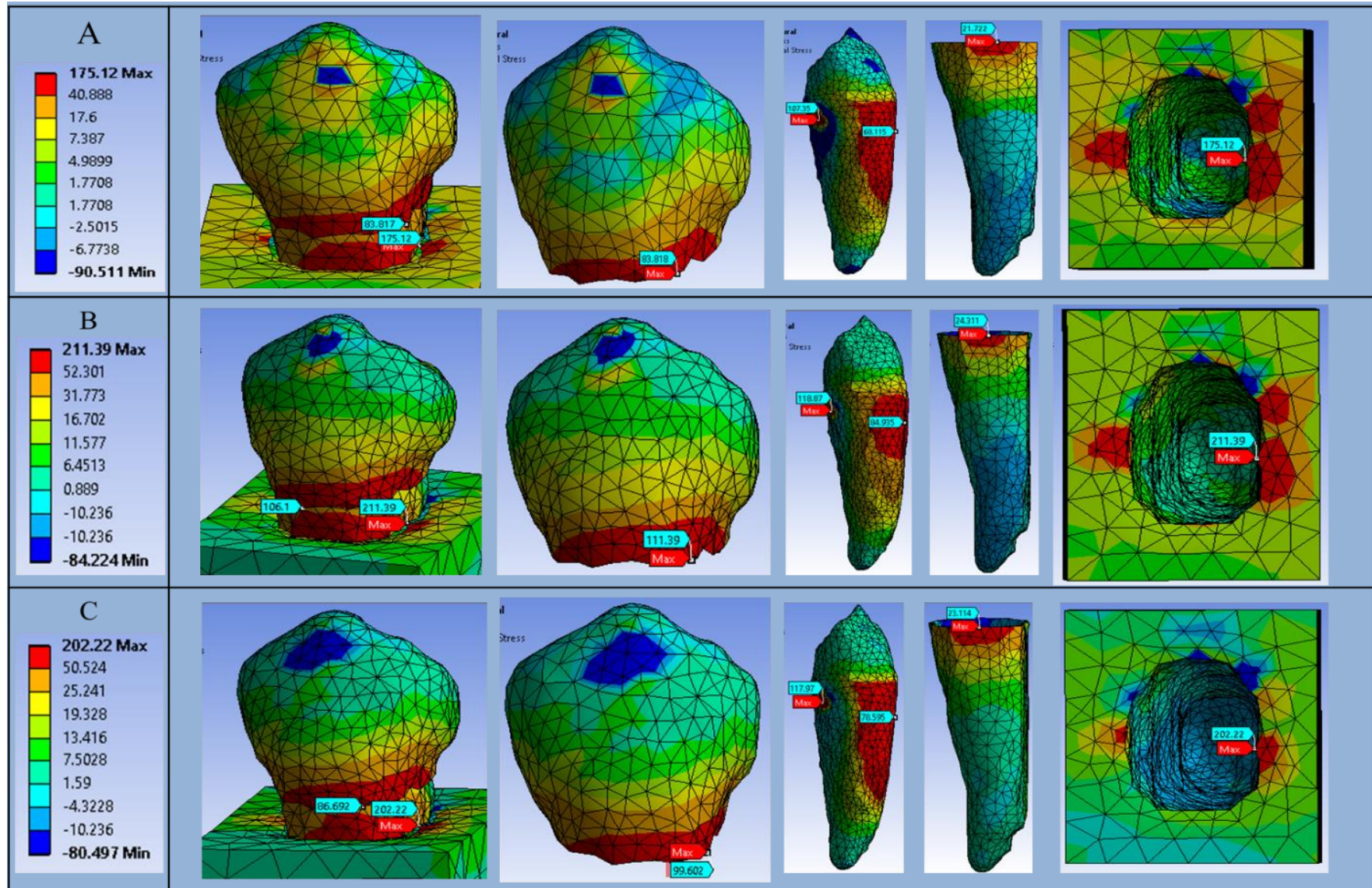




**Gráfico 2.** Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos según presencia/ausencia de lesión.

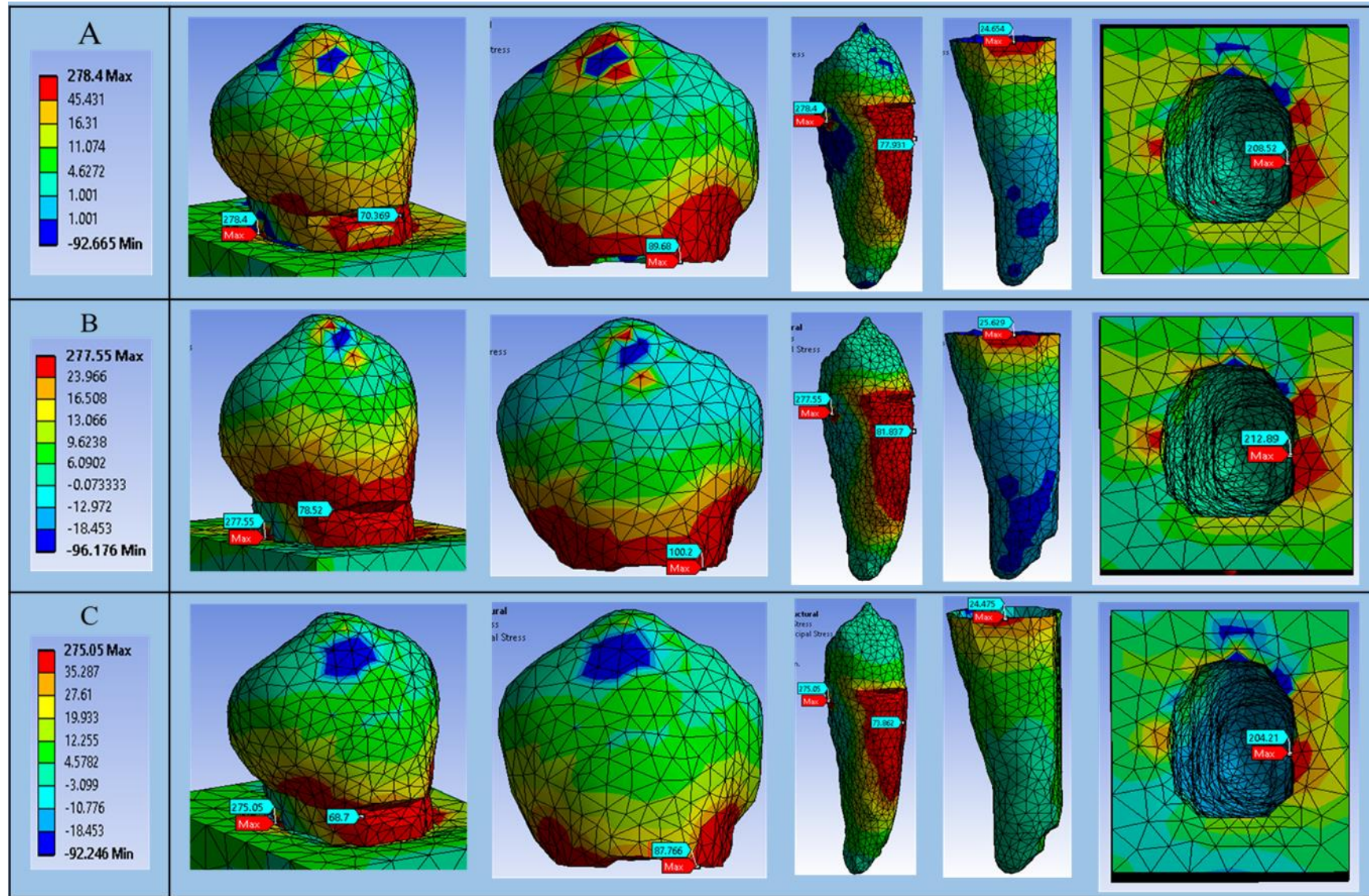


**Gráfico 3.** Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos según área de contacto tomando como base 0.1mm<sup>2</sup>.



**Figura 5.** Simulación de piezas sin lesión analizado por capas. (A) Área de contacto 0.1mm<sup>2</sup>. (B) Área de contacto 0.75mm<sup>2</sup>. (C) Área de contacto 1.5mm<sup>2</sup>.





**Figura 6.** Simulación de piezas con LCNC analizado por capas. (A) Área de contacto  $0.1\text{mm}^2$ . (B) Área de contacto  $0.75\text{mm}^2$ . (C) Área de contacto  $1.5\text{mm}^2$ .



**Cuadro 1.** Distribución de esfuerzos analizado por planos.

	<b>SIMULACIÓN</b>	<b>PLANO 1 (UCA + 0.25mm)</b>	<b>PLANO 2 (UCA - 0.25mm)</b>	<b>PLANO 3 (UCA - 0.5mm)</b>
<b>Máximo estrés (MPa)</b>	SL 0.1	70.637	38.646	50.512
	SL 0.75	97.984	55.942	68.338
	SL 1.5	84.915	49.306	61.755
	CL 0.1	82.702	63.701	64.209
	CL 0.75	92.636	72.407	69.067
	CL 1.5	81.357	62.927	63.489
<b>Localización máximo estrés</b>	SL 0.1	Esmalte (VM)	Dentina (V)	Dentina (VM)
	SL 0.75	Esmalte (V)		
	SL 1.5			
	CL 0.1	Esmalte (VM)	Dentina (VD)	
	CL 0.75		Dentina (VM)	
	CL 1.5			
<b>Distribución: Horizontal (H); Vertical (V)</b>	SL 0.1	Esmalte (VM) → proximal y lingual	Dentina (V) → proximal y lingual	Dentina (VM) → proximal y lingual
	SL 0.75	Esmalte (V) → proximal y lingual		
	SL 1.5			
	CL 0.1	Esmalte (VM) → proximal y lingual	Dentina (VD) → proximal y lingual	
	CL 0.75			
	CL 1.5			
<b>Localización del mínimo estrés</b>	SL 0.1	Esmalte (L)	Dentina (L)	Dentina (L)
	SL 0.75	Esmalte y dentina (L)		
	SL 1.5	Esmalte (L)		
	CL 0.1	Esmalte y dentina (L)		
	CL 0.75	Dentina (L)		
	CL 1.5	Esmalte y dentina (L)		

**Cuadro 2.** Distribución de esfuerzos analizado por capas.

	<b>SIMULACIÓN</b>	<b>GENERAL</b>	<b>ESMALTE</b>	<b>DENTINA</b>	<b>LIGAMENTO</b>	<b>HUESO</b>
<b>Máximo estrés (MPa)</b>	SL 0.1	175.12	83.818	107.35	21.722	175.12
	SL 0.75	211.39	111.39	118.87	24.311	211.39
	SL 1.5	202.22	99.602	117.97	23.114	202.22
	CL 0.1	278.4	89.68	278.4	24.654	208.52
	CL 0.75	277.55	100.2	277.55	25.629	212.89
	CL 1.5	275.05	87.766	275.05	24.475	204.21
<b>Localización máximo estrés</b>	SL 0.1	Hueso	Tercio Cervical (VM)	Tercio Cervical Radicular (D)	Tercio Cervical Radicular (V)	Cresta ósea (M)
	SL 0.75					
	SL 1.5					
	CL 0.1	Dentina				
	CL 0.75					
	CL 1.5					
<b>Distribución: Horizontal (H); Vertical (V)</b>	SL 0.1	V: cervical → Coronal y apical H: cervical (VM) → proximal y lingual	V: cervical → coronal H: cervical (VM) → proximal y lingual	V: Tercio medio radicular → coronal y apical H: Tercio medio radicular (VM) → proximal y lingual	V: Tercio cervical radicular → apical H: Tercio cervical radicular (V) → proximal	V: Cresta ósea (M) → apical H: Cresta ósea (M) → vestibular y lingual
	SL 0.75					
	SL 1.5					
	CL 0.1					
	CL 0.75					
	CL 1.5					
<b>Localización del mínimo estrés</b>	SL 0.1	Tercio oclusal (V)	Tercio oclusal (V)	Tercio cervical radicular (L)	Tercio cervical radicular (LD)	Cresta Ósea (L)
	SL 0.75	Tercio cervical radicular (L)				
	SL 1.5	Cresta Ósea (L)				
	CL 0.1					
	CL 0.75					
	CL 1.5					
				Tercio cervical radicular (LM)		

## VIII. DISCUSIÓN

El objetivo de la presente investigación fue analizar mediante el método de elementos finitos la distribución de esfuerzos a nivel cervical, relacionando el área de contacto y la presencia de LCNC en una premolar inferior.

El diente sometido a cargas oclusales presenta en su interior diferentes esfuerzos que se distribuyen en toda la estructura dental, los cuales se concentran alrededor de la carga aplicada y a nivel cervical. Los esfuerzos de tensión y compresión son mayores cuando la carga tiene dirección oblicua generando mayor concentración cerca de UCA<sup>28</sup>, el estudio de Palamara *et al.*<sup>6,28</sup> y Benazzi *et al.*<sup>37</sup> demuestran que la mayor distribución de esfuerzos tensionales se da a nivel cervical-vestibular cuando la carga es oblicua y aplicada en dirección contraria del esfuerzo. Similares resultados se encuentran en el presente estudio, la mayor distribución de esfuerzos se observa entonces a nivel cervical-vestibular.

Igualmente, Rees *et al.*<sup>30</sup> encontró similares resultados a los de este estudio, determinó que el mayor esfuerzo se dio a nivel cervical-vestibular a 1mm por encima a la unión cemento-adamantina<sup>30</sup>. También propone que esta diferencia puede estar relacionada con la diferencia en el grosor del esmalte bucal y lingual.

La dirección de la carga oclusal determinará la ubicación de la distribución de esfuerzos. Cuando las cargas oblicuas se aplican en las vertientes internas de cada cúspide se observa mayor distribución de esfuerzos en la estructura dental; en menor proporción, cuando la carga es aplicada paralelamente al eje del diente sobre punta la punta de las cúspides y sobre fosas oclusales<sup>30,37</sup>. En nuestro estudio se utilizó una carga oblicua de 500N aplicado sobre la vertiente externa de la cúspide vestibular del premolar, la distribución de esfuerzos que se observa

coincide con los estudios previos: mayor a distribución a nivel cervico-vestibular.

La magnitud de la carga también es un factor variable, en un paciente con función o parafunción la fuerza de mordida puede variar de 20N a 2440N<sup>42</sup>. Todos los estudios coinciden con que la concentración de esfuerzos se da a nivel de UCA. En el presente estudio se aplica a una carga oblicua, 45° con respecto al eje dental y 500N de magnitud, al analizar por planos las simulaciones del premolar se observa que la mayor distribución de esfuerzo se da en UCA.

Durante el contacto dentario, la distribución de las áreas de contacto no es simétrica en el arco dental y aumentan según la intensidad de la fuerza de mordida<sup>43,44</sup>. Por lo tanto, en una parafunción el área de contacto, según el criterio lógico, debería incrementarse ya sea por la intensidad de la mordida como por la frecuencia. En una oclusión ideal, la sobrecarga de mordida se distribuye uniformemente en todas las áreas de contacto pues presentaría contactos oclusales estables y simultáneos con la misma intensidad y dirección, además las fuerzas se dirigen a lo largo de la estructura dental<sup>45</sup>. Sin embargo, en el estudio presentado se consideró tres diferentes áreas de contacto 0.1mm<sup>2</sup>, 0.75mm<sup>2</sup> y 1.5mm<sup>2</sup> los cuales representan la variación de las áreas de contacto que se puede presentar según la intensidad de la fuerza de mordida.

Se debe tener en cuenta que la interacción constante de los dientes produce atrición. El desgaste se evidencia como facetas de desgaste sobre la superficie dental, los cuales pueden redistribuir las tensiones oclusales en la cúspide del diente<sup>46</sup>. El área de contacto oclusal en la superficie dentaria alcanza aproximadamente 3 a 4mm<sup>2</sup> de diámetro, reconociendo que con la formación de facetas el área aumenta considerablemente<sup>7,47</sup>. En un diente sano, las morfologías de las cúspides presentan un ángulo, el cual se ve alterado con el desgaste.

Lee y Eakle<sup>4</sup> (1984) determinan que para la formación de una LCNC se presenta ciertas características: la lesión debe estar cerca o en UCA; la región de mayor concentración de esfuerzos presentará una lesión en forma de cuña cerca a UCA y finalmente, la dirección de la fuerza la ubicación de la lesión.

La teoría de la flexión dental, propuesta por Lee y Eakle<sup>4</sup>, denota que en una parafunción se generan fuerzas tangenciales al eje longitudinal del diente, produciendo deformación y tensión a nivel cervical. En consecuencia, se produce microfracturas y desequilibrio interno en el esmalte<sup>24</sup>, por lo tanto, las cargas oclusales son un factor importante y esto está determinado por la dirección aplicada sobre el diente, frecuencia, intensidad y punto de aplicación<sup>4</sup>. En el ámbito de ingeniería, un principio que propone que el estrés sigue al material con mayor módulo de elasticidad, es decir, en este caso es el esmalte. Estudios previos han determinado que el esmalte vestibular es más grueso; por lo tanto, es posible que atraiga mayor proporción de la carga aplicada, lo que resulta en una mayor distribución de esfuerzos a nivel cervical-vestibular<sup>30</sup>.

Las cargas oclusales ejercen sobre el diente una presión, es decir, se proyecta una fuerza en dirección perpendicular<sup>48</sup>. Se sabe que las sobrecargas oclusales provocadas por maloclusiones o parafunción produce LCNC. Por lo tanto, una región con mayor distribución de esfuerzos a nivel cervical, combinada con un esmalte poco desarrollado y efectos desmineralizantes y debilitantes de los ácidos erosivos puede provocar una pérdida de estructura dental a nivel cervical<sup>30</sup>.

En concordancia con estudios previos, los resultados del presente estudio analizado por planos de las simulaciones sin lesión y con LCNC muestran que la mayor concentración de esfuerzos se ubica en el borde superior de la lesión, este coincide con diferentes estudios por ser la región cerca de UCA donde hay mayor concentración de esfuerzos. Rees *et al.*<sup>30</sup> realiza un

análisis de la simulación y lo evalúa por planos, reportaron que la mayor concentración de esfuerzos se da en el plano 1mm de distancia por encima de UCA<sup>30</sup>.

Para piezas con lesión en el presente estudio se observó que los tres planos poseen valores elevados en la escala de Von Misses en comparación a piezas sin lesión, lo cual explica que la presencia de LCNC se relaciona a una mayor distribución de esfuerzos a nivel cervical lo que indica el inicio de grietas y microfacturas en el tejido duro. Adicionando que las fuerzas de tensión son más dañinas, la mayor elasticidad de la dentina le permite resistir una mayor deformación sin fracturas. Los resultados del análisis por planos muestran los mayores esfuerzos para el plano superior en facetas de 0.75mm<sup>2</sup> siendo más marcado para pieza sin lesión; sin embargo, disminuye para 0.1mm<sup>2</sup> y 1.5mm<sup>2</sup>.

Figueireido *et al.*<sup>36</sup> en dos diferentes simulaciones se aplicó una carga de 100N a un modelo con restauración (inlay) y otro sin restauración con áreas de contacto de 0.1mm, 0.5mm, 0.75mm a nivel oclusal ubicado en la vertiente interna de las cúspides. El análisis del máximo esfuerzo muestra que el área de menor contacto oclusal presenta el mayor esfuerzo compresivo a nivel de la región donde se aplica la carga para ambas situaciones, disminuye los esfuerzos para 0.5mm<sup>2</sup> y aumenta para 0.75mm<sup>2</sup>. Para piezas sanas, el área 0.1mm mostró mayor desplazamiento de la cúspide. Los resultados del análisis por planos del presente estudio muestran los mayores valores en área de contacto 0.75mm<sup>2</sup>.

Al aplicar la carga de 500N sobre el premolar se genera mayor distribución de esfuerzos que se dirigen hacia UCA. Las fuerzas tensadas son predominantes a nivel cervical-vestibular y compresional a nivel lingual-cervical. Cuando la fuerza de la carga es mayor (como en una parafunción) a nivel de UCA se intensifica el estrés tensional lo que genera el inicio y progreso de la LCNC. Al análisis por planos, se observa que en el plano 1 el estrés es mayor en esmalte que en dentina; sin embargo, debajo de UCA (plano 2 y plano 3) la dentina presenta mayor

concentración de estrés. Se recalca la importancia de los componentes del esmalte y dentina, el cual debido a las tensiones cervicales que alcanzan un pico muy alto en un área del diente donde el esmalte posee una composición estructural con diferentes propiedades mecánicas y morfológicas; la constante compresión y tensión a la que es sometida puede provocar una ruptura a nivel de estas estructuras<sup>37,49</sup>. La relación entre el aumento de las áreas de contacto y la concentración de esfuerzos a nivel cervical no muestra resultados lineales concordando con los resultados de Figuireido *et al*<sup>36</sup>.

A partir de los resultados obtenidos y con poca información sobre el comportamiento de la estructura dental en la relación entre la distribución de esfuerzos según el área de contacto, se sugiere realizar más estudios con MEF para poder comparar con los resultados obtenidos, además de estudios epidemiológicos para establecer una relación.

Esta investigación proporciona una clara imagen de la distribución de esfuerzos al aplicarse cargas oclusales en diferentes áreas de contacto, esto representa una buena base para la observación y relación causa-efecto en la creación de lesiones<sup>49</sup>.

### **Recomendaciones:**

Las LCNC son un problema frecuente en la práctica dental dada por su alta prevalencia y variedad de su etiología, además por la sensibilidad e incomodidad que puede sentir el paciente. Las fuerzas oclusales provocadas por la masticación y parafunción se concentra a nivel cervical, por eso el odontólogo debe considerar la presencia de hábitos parafuncionales (bruxismo). Se debe tener en cuenta la etiología de las abfracciones y su adecuado tratamiento. De igual forma, considerar el material adecuado para su restauración.

## IX. CONCLUSIONES

1. Existe una relación diferenciada en la distribución de esfuerzos según el área de contacto oclusal, donde siempre destaca el área de  $0.75\text{mm}^2$  como la que genera mayor nivel de esfuerzo en vestíbulo-cervical, sea con lesión o sin lesión.
2. Para piezas sin lesión se registra mayor nivel de esfuerzo con el área de  $0.75\text{mm}^2$ , seguido de  $1.5\text{mm}^2$  y finalmente el contacto puntual.
3. Para con lesión se registra mayor nivel de esfuerzos en  $0.75\text{mm}^2$ , seguido de  $0.1\text{mm}^2$  y finalmente el de mayor área.
4. Hay mayor incremento en el nivel de esfuerzo en todos los planos con respecto al contacto puntual para la pieza sin lesión.
5. A nivel del ángulo interno de la lesión se genera un mayor incremento para los tres tipos de área de contacto oclusal con respecto a la pieza sin lesión.
6. Al analizar las simulaciones de la LCNC se observa que presentan un margen de esmalte en el plano superior y generalmente dentina en el plano medio e inferior. Por lo tanto, se sugiere al profesional tener en cuenta los mecanismos que lo generan y características clínicas al momento de ser restauradas.



## X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICA

1. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Noncarious cervical lesions. *Journal of Dentistry* 1994;22:195–207.
2. Pegoraro LF, Scolaro JM, Conti PC, Telles D, Pegoraro TA. Noncarious cervical lesions in adults: prevalence and occlusal aspects. *The Journal of the American Dental Association*. 2005;136(12):1694–1700.
3. Goel VK, Khera SC, Ralston JL, Chang KH. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth: a finite element investigation. *Journal of Prosthet Dent* 1991;66:451-9
4. Lee WC, Eakle WA. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of the teeth. *J Prosthet Dent*. 1984;52:374–380.
5. Okeson JP. *Tratamiento De Oclusión Y Afecciones Temporomandibulares*. 1st ed. Barcelona: Elsevier, 2013.
6. Palamara JEA, Palamara, H. H. Messer, M. J. Tyas. Tooth morphology and characteristics of non-carious cervical lesions. *JDent*. 2006 Mar; 34(3): 185–194.
7. Da Silva FM, Septímio Lanza MD, Landre Júnior J, Seraidarian PI, Jansen WC (2014) Influence of Increase of the Occlusal Contact Area on the Tension Generation on Natural Teeth and Adjacent Structures by Finite Element Analysis (FEA). *Dentistry* 4: 244
8. Eccles J.D. Dental Erosion Of Nonindustrial Origin. A Clinical Survey And Classification. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 42.6 (1979): 649-653. Web.
9. Takehara J, Takano T, Akhter R., Morita M. Correlations Of Noncarious Cervical Lesions And Occlusal Factors Determined By Using Pressure-Detecting Sheet. *Journal of Dentistry* 36.10 (2008): 774-779.
10. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *Journal of Esthetic Dentistry* 1991;3:14–9.
11. Shulman EH, Robinson HG. Salivary citrate content and erosion of teeth. *Journal of Dental Research* 1948;27:541–4.
12. Bergstrom J, Eliasson S. Cervical abrasion in relation to toothbrushing and periodontal health. *Scandinavian Journal of Dental Research* 1988;96:405–11.
13. Senna P, A Del Bel Cury A, Rosing C. Non-Carious Cervical Lesions And Occlusion: A Systematic Review Of Clinical Studies. *Journal of Oral Rehabilitation* 39.6 (2012): 450-462.
14. Barrancos J, Barrancos P. Principios generales de las preparaciones. En: J. Barrancos J, Barrancos-- G, Siutti O, editores. *Operatoria dental*. 4ta ed. Buenos aires: Panamericana; 2007. p. 529-582.

15. Lanata E. Restauraciones de clase V de Black o III de Mount. En: Bertone M, Lombardo N, Lanata E, editores. *Operatoria Dental: Estética y adhesión*. 2da ed. Buenos Aires: Grupo Guía S.A; 2011. p. 177-192.
16. Madani, Azam-ol-Sadat, and Azam Ahmadian-Yazdi. "An Investigation Into The Relationship Between Noncarious Cervical Lesions And Premature Contacts". *Cranio* 23.1 (2005): 10-15.
17. Young, WG., and F. Khan. "Sites Of Dental Erosion Are Saliva-Dependent". *Journal of Oral Rehabilitation* 29.1 (2002): 35-43.
18. Bernhardt, O. "Epidemiological Evaluation Of The Multifactorial Aetiology Of Abfractions". *Journal of Oral Rehabilitation* 33.1 (2006): 17-25.
19. Smith WA, Marchan S, Rafeek RN. The prevalence and severity of non-carious cervical lesions in a group of patients attending a university hospital in Trinidad. *J Oral Rehabil.* 2008;35:128–134.
20. Wood ID, Kassir AS, Brunton PA. Effect of lateral excursive movements on the progression of abfraction lesions. *Oper Dent.* 2009;34:273–279.
21. Telles D, Pegoraro LF, Pereira JC. Incidence of noncarious cervical lesions and their relation to the presence of wear facets. *J Esthet Restor Dent.* 2006;18:178– 183.
22. 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.
23. Litonjua L, Andreana S, Brush P, Cohen R. Tooth wear: Attrition, erosion, and abrasion. *Quintessence International* (2003) 34(6), 435-443.
24. Owens BM, Gallien GS. (1995). Non-carious dental abfraction lesions in an aging population. *Dental Compendium*, 16(6), 552-562.
25. Oginni AO, Olusile AO, Udoye CI. Non-carious cervical lesions in a Nigerian population: abrasion or abfraction? *Int Dent J.* 2003;53:275–279.
26. Miller N, Penaud J, Ambrosini P, Bisson-Boutelliez C, Briancon S. Analysis of etiologic factors and periodontal conditions involved with 309 abfractions. *J Clin Periodontol.* 2003;30: 828–832.
27. Manns A, Miralles R, Valdivia J, Bull R. Influence of variation in anteroposterior occlusal contacts on electromyographic activity. *J Prosthet Dent* 1989;61:617-623.
28. Palamara D, Palamara JEA, Tyas MJ, et al. (2000) Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. *Dent Mater* 16, 412–419.
29. Palamara JEA, Palamara D, Messer HH. Strains in the marginal ridge during occlusal

- loading. *Aust Dent J* 2002. 47:218–222.
30. Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. *J Oral Rehabil* 2002. 29:188–193
  31. Ichim I, Schmidlin P, Kieser J, Swain M. Mechanical evaluation of cervical glass- ionomer restorations: 3d-finite element study. *Journal of Dentistry*, 2007. 35(1), 28- 35.
  33. SatoS, OhtaM, Sawatari M, KawamuraH, Motegi K. Occlusal contact area, occlusal pressure, bite force, and masticatory efficiency in patients with anterior disc displacement of the temporomandibular joint. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999;26(11):906-911
  34. Dai, Ning, Jian Hu, and Hao Liu. "3D Simulation Modeling Of The Tooth Wear Process". *PLOS ONE* 10.8 (2015): e0134807.
  35. Schwartz GT. Taxonomic and functional aspects of the patterning of enamel thickness distribution in extant large-bodied hominoids. *Am J Phys Anthropol* 2000. 111:221–244.
  36. Figueiredo Costa, Anna Karina. "Influence Of Occlusal Contact Area On Cusp Deflection And Stress Distribution". *The Journal of Contemporary Dental Practice* 15 (2014): 699-704.
  37. B Benazzi, O Stefano. "Comparison Of Occlusal Loading Conditions In A Lower Second Premolar Using Three-Dimensional Finite Element Analysis". *Clinical Oral Investigations* 18.2 (2013): 369-375.
  38. Ritter AV, Grippo JO, Coleman TA, Morgan ME. Prevalence of Carious and Non- carious Cervical Lesions in Archaeological Populations from North America and Europe. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2009 Oct 1;21(5):324-34.
  39. Gallo D. Prevalencia de lesao cervical ñao cariiosa [tesis], Brasil: Universidade de Taubaté. 2007.
  40. Fuentes F, Borie E, Bustos M, Tomas M. First premolar morphometry: A study in 54 case. *Int, J Morphol* 2011;29(1):234-239.
  41. Soares PV, Machado AC, Zeola LF, Montes TC, Pereira AG, et al. Loading and composite restoration assessment of different non-cariious cervical lesions morphologies - 3D Finite Element. Analysis. *Australian Dental Journal* 2016;61(4):408-417.
  43. Litonjua LA, Andreana S, Patra AK, Cohen RE: An assessment of stress analyses in the theory of abfraction. *Biomed Mater Eng* 2004;14:311–321.
  44. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Marimoto T (1999) Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area and average bite pressure. *J Dent Res* 78: 1336-1344.
  45. Ericsson, Y.: Investigations on the occurrence and significance of citric acid in the saliva. *J Dent Res* 32:850, 1953.
  46. Hood JA, Farak JW, Craig RG (1975) Stress and deflection on three different pontic design.

J Prosthet Dent 33: 54-59

47. FORD, Chris; BUSH, Mark B.; LAWN, Brian. Effect of wear on stress distributions and potential fracture in teeth. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2009, vol. 20, no 11, p. 2243.
48. Kim SK, Kim KN, Chang IT, Heo SJ (2001) A study of the effects of chewing patterns on occlusal wear. *J Oral Rehabil* 28: 1048-105
49. Giancoli, Douglas C. *Physics: principles with applications*. Pearson/Prentice Hall, 2005.
50. JAKUPOVIC, Selma, et al. Analysis of the abfraction lesions formation mechanism by the finite element method. *Acta Informatica Medica*, 2014, vol. 22, no 4, p. 241.

## ANEXOS

### Anexo N°1

Descripción cualitativa de las características anatómicas de una primera premolar inferior

Descripción Primer Premolar Mandibular.

#### 1. Cara Vestibular:

- Simétrica bilateralmente con forma trapezoidal, el lóbulo vestibular medio está bien desarrollado con una cúspide vestibular grande y puntiaguda, siendo la cresta mesial más corta que la distal.
- El diámetro mesiodistal en el cuello es menor que en área de contacto.
- La raíz es 3 o 4 mm. más corta que el canino mandibular.
- Esmalte liso y no presenta surcos de desarrollo.

#### 2. Cara Lingual:

- La corona y raíz se estrechan en dirección lingual desde el cuello hasta el ápice, es así como la cúspide lingual es siempre corta y pequeña.
- Presenta un surco de desarrollo mesiolingual.

#### 3. Cara Mesial:

- La punta de la cúspide vestibular está centrada aproximadamente sobre la raíz. La convexidad del perfil del lóbulo lingual queda por lingual al perfil de la raíz.
- El lóbulo mesiovestibular de desarrollo es prominentemente visto desde esta cara.
- La línea cervical de la cara mesial es bastante regular, curvándose oclusalmente. La cresta de la curvatura está centrada vestibulolingualmente y tiene una extensión media de 1 mm. pero en

ocasiones puede ser décimas de milímetro e incluso presentarse como una línea recta.

- La distancia entre el área de contacto y la línea cervical es muy corta.

#### 4. Cara Distal:

- La cresta marginal confluye con la cresta de la cúspide lingual; no existe surco de desarrollo en la cresta marginal distal.
- La mayor parte de la corona es suavemente convexa, con una superficie esférica continua.
- El área de contacto distal es más ancha que el área mesial, siendo la curvatura de la línea cervical distal igual que la mesial.

#### 5. Cara Oclusal:

- El lóbulo medio vestibular representa el mayor volumen de la corona del diente.
- La cresta vestibular es prominente con vértices redondeados.
- La corona converge marcadamente hacia el centro de la cara lingual. Esta disposición hace que una parte de la corona formada por las crestas de la cúspide vestibular, las crestas marginales y el lóbulo lingual adquiera la forma de un triángulo cuya base estaría en las crestas cuspídeas vestibulares y el vértice en la cúspide lingual.
- Las crestas marginales están bien desarrolladas.
- La cara oclusal alberga dos depresiones, fosa mesial y fosa distal.

## Anexo N°2

Construcción digital de un premolar inferior que cumpla las siguientes medidas:

<b>Distancia</b>	<b>Media Total</b>	<b>SD. Total</b>	<b>Rango Máximo</b>	<b>Rango mínimo</b>
<b>V-P</b>	7.99	0.545	8.535	7.445
<b>M-D</b>	7.47	0.37	7.84	7.1
<b>C-O</b>	8.83	0.765	9.595	8.065
<b>Long. Raíz</b>	14.4	1.28	15.68	13.12
<b>Long. Coronal</b>	8.83	1.28	10.11	7.55
<b>Long. Total</b>	23.23	0.96	24.19	22.27

**Cuadro 1.** Tabla de dimensiones promedio, desviación estándar y rangos para un primer premolar inferior. <sup>40</sup>

### Anexo N° 3

<b>VARIABLE</b>	<b>DEFINICIÓN CONCEPTUAL</b>	<b>DEFINICIÓN OPERACIONAL</b>	<b>INDICADOR</b>	<b>TIPO</b>	<b>ESCALA DE MEDICIÓN</b>	<b>VALORES</b>
Distribución de esfuerzos (V. Dependiente)	Distribución de esfuerzos(stress) a nivel cervical luego de recibir una fuerza externa	Distribución de esfuerzos a nivel cervical en la pieza modelada en el programa de Elemento Finito	Escala de Von Misses	Cuantitativa Continua	Ordinal	Se registrará en Megapascales (Mpa) en tres líneas.
Área de contacto	El área donde la superficie de un diente toca a otro.	Áreas delimitada y sobre la superficie oclusal del diente.	Extensión del área de superficie del modelo simulado	Cuantitativa Continua	Ordinal	0.1mm <sup>2</sup> 0.75mm <sup>2</sup> 1.5mm <sup>2</sup>
Presencia o ausencia de lesión cervical no cariosa	Pérdida de estructura dental a nivel cervical de la pieza dental	Presencia o ausencia de LCNC en la pieza modelada por EF	Esta condición es programada en el software de segmentación	Cualitativa Dicotómica	Nominal	Sin Lesión Con lesión



## Anexo N° 4

### Propiedades de las estructuras dentales

Material	Tipo de Propiedades	Módulo de Elasticidad		
		Longitudinal	Transversal	Z
Esmalte	Ortotrópicas	73.72 GPa	63.27 GPa	63.27 GPa
Dentina	Ortotrópicas	17.07 GPa	5.61 GPa	5.61 GPa

Material	Tipo de Propiedades	Módulo de Elasticidad	Coefficiente de Poisson
Hueso	Isotrópicas	13.70GPa	0.3
Pulpa	Isotrópicas	0.00207GPa	0.45
Ligamento Periodontal	Isotrópicas	0.0689GPa	0.45

Coefficiente de Corte			Coefficiente de Poisson		
Longitudinal	Transversal	Z	Longitudinal	Transversal	Z
20.89 Gpa	24.07 Gpa	20.89GPa	0.23	0.45	0.23
1.7 GPa	6.0 GPa	1.7 GPa	0.3	0.33	0.3