



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

**EVALUACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DE *STRESS*
A NIVEL CERVICAL EN PRIMEROS
PREMOLARES INFERIORES SEGÚN MAGNITUD
DE LA CARGA OCLUSAL Y MORFOLOGÍA DE
LA LESIÓN POR EL MÉTODO DE ELEMENTO
FINITO**

Tesis para obtener el Título de Cirujano Dentista

Leidy Raquel Camacho Paucar

Lima - Perú
2018

ASESORES

Mg. Leyla Delgado Cotrina

Facultad de Estomatología
Departamento Académico de Clínica del Adulto

C.D. Daniel Paredes Ruiz

Facultad de Estomatología
Departamento Académico de Odontología Social

Ing. Eginhardo Navarro Honda

Facultad de Ciencia y Filosofía
Departamento Académico de Ciencias Exactas
Sección Física- Matemática

RESUMEN

Objetivo: Evaluar la distribución de *stress* a nivel cervical en una primera premolar inferior según magnitud de la carga oclusal y morfología de la lesión cervical no cariosa mediante el análisis del Método de Elementos Finitos. **Materiales y métodos:** El estudio fue de tipo experimental, *in silico*, analítico, longitudinal, prospectivo, se realizó la formación el mallado del modelo del diente, se generó un archivo stl. el archivo stl fue introducido en un software tipo cad (Computer aided desing) y luego transferido al programa ANSYS 18. Se aplicaron cargas de 100 N y 500 N en una simulación de la pieza sin LCNC, una simulación de LCNC con morfología cóncava y cuña. Se realizó 3 cortes a nivel de UCA +0.25 mm, UCA -0.25 mm y UCA -0.5 mm dando 3 planos, éstos fueron estudiados. **Resultados:** Para una pieza sin LCNC los valores de *stress* generado estuvieron entre 10.35 Pa y 74.49 Pa, para una LCNC con morfología en cuña, los valores de *stress* generado estuvieron entre 10.60 Pa y 84.22 Pa, para una LCNC con morfología cóncava los valores de *stress* generado estuvieron entre 16.23 y 100.99 Pa, **Conclusiones:** A mayor magnitud de la carga oclusal mayor valor de *stress* generado independiente de la morfología de LCNC. La LCNC con morfología cóncava tiene el mayor nivel de *stress*, seguida de la LCNC con morfología en cuña, y finalmente la pieza sin LCNC para ambas magnitudes en todos los planos estudiados.

PALABRAS CLAVE: Análisis de elementos finitos, Lesión cervical no cariosa, Diente premolar.

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1: Simulaciones para cada tipo de morfología de LCNC.	18
Figura 2: Simulaciones de una primera premolar inferior de según morfología de la LCNC.	21
Figura 3: Distribución de <i>stress</i> en una primera premolar inferior con magnitud de carga oclusal de 100 N y 500 N.	28
Figura 4: Distribución de <i>stress</i> por cortes aplicando una magnitud de carga oclusal de 100 N y 500 N en una pieza sin LCNC.	29
Figura 5: Distribución de <i>stress</i> por cortes aplicando una magnitud de carga oclusal de 100 N y 500 N en una LCNC con morfología en cuña.	30
Figura 6: Distribución de <i>stress</i> por cortes aplicando una magnitud de carga oclusal de 100 N y 500 N en una LCNC con morfología cóncava.	31

ÍNDICE DE GRÁFICOS

	Pág.
Gráfico 1: Distribución de <i>stress</i> en una primera premolar inferior derecha con magnitud de carga oclusal de 100 N y 500 N.	32
Gráfico 2: Diferencia porcentual de la distribución de <i>stress</i> tomando como base comparativa el resultado con 100 N de magnitud de carga oclusal, según morfología de la LCNC.	33
Gráfico 3: Diferencia porcentual de la distribución de <i>stress</i> tomando como base comparativa el resultado de una pieza sin LCNC, según magnitud de la carga oclusal.	34

LISTA DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

LCNC	:	Lesiones cervicales no cariosas
MEF	:	Método de elementos finitos
MPa	:	Mega pascales
Pa	:	Pascales
N	:	Newton
S	:	Simulación

ÍNDICE DE CONTENIDOS

	Pág.
I. INTRODUCCIÓN	1
II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	3
II.1. Planteamiento del problema	3
II.2. Justificación	3
III. MARCO TEÓRICO	5
IV. OBJETIVOS	15
V.1. Objetivo general	15
V.2. Objetivos específicos	15
V. HIPÓTESIS	16
VI. MATERIALES Y MÉTODOS	17
VI.1. Diseño del estudio	17
VI.2. Muestra	17
VI.3. Operacionalización de variables	18
VI.4. Técnica y procedimientos	19
VI.5. Plan de análisis	22
VI.6. Consideraciones éticas	22
VI.7. Recursos	23
VII. RESULTADOS	24
VII.1 Valores crudos	24
VII.2 Diferencia porcentual tomando como base 100 N	25
VII.3 Diferencia porcentual tomando como base una pieza sin lesión	25
VIII. DISCUSIÓN	35
IX. CONCLUSIONES	43
X. REFERENCIAS	44
ANEXOS	

I. INTRODUCCIÓN:

La estructura dental está compuesta por materia orgánica e inorgánica.

La corona dental, estructura dental visible clínicamente, está compuesta por esmalte y dentina. El esmalte es una estructura compuesta por casi 95% de materia inorgánica, 4% de agua y poco menos de 1% de materia orgánica, proteínas etc.¹

El esmalte durante su proceso de formación, denominado amelogénesis, puede verse afectado por factores intrínsecos, llegando así a presentar alteraciones en su estructura, como hipocalcificación, hipoplasia, amelogénesis imperfecta, entre otros.

Una vez finalizada la amelogénesis, el esmalte dental formado puede también presentar alteraciones en este caso por factores extrínsecos como son: la fricción, que puede ocasionar una lesión no cariosa de tipo abrasiva, la acción de agentes químicos puede ocasionar una lesión no cariosa de tipo erosiva, la parafunción puede ocasionar la presencia de atrición que es también un tipo de lesión no cariosa y finalmente la magnitud de la carga oclusal presente en la cavidad oral puede ocasionar una lesión no cariosa de tipo abfracción a nivel cervical.²

El sistema estomatológico cumple diversas funciones: la función fonética, estética, y la de masticación, en esta última se ve reflejado el trabajo en conjunto que realizan los componentes del sistema estomatológico; huesos, músculos, ligamentos y dientes ejerciendo cargas en diferentes direcciones para poder cumplir con el ciclo alimenticio. Centrándonos en la lesión cervical no cariosa, se planteó la hipótesis que la tensión creada en los dientes durante la carga oclusal puede tener un papel

importante en su etiología.³ En los pacientes que presenten lesiones cervicales no cariosas, las grandes fuerzas ejercidas en la carga oclusal varían respecto a su dirección, dando lugar a la compresión en un lado del diente y tensión en el lado opuesto creándose así estas alteraciones a nivel cervical.

La lesión cervical no cariosa de tipo abfracción dental se define como la pérdida patológica de la estructura dental debido a la flexión del diente a nivel de la unión amelodentinaria, es decir a nivel cervical. La presencia de éstas en piezas dentales va a depender de la magnitud que éstas reciban respecto a la carga oclusal no ideal y la dirección de las fuerzas ejercidas.²

Según la magnitud de la carga oclusal y los determinantes oclusales se ha descrito que la lesión cervical no cariosa, adaptará diferentes morfologías: superficial, cóncava, forma de cuña, muescas e irregulares.⁴

Para la presente investigación es importante relacionar la magnitud de la carga oclusal con la morfología de la lesión cervical no cariosa en el análisis de la distribución de *stress* a nivel cervical. Una forma de obtener resultados numéricos precisos es a través del Método de Elementos Finitos (MEF)

Este método conceptualiza de manera analítica y gráfica la distribución de *stress* en la estructura dental después de simular diferentes situaciones clínicas en función de su intensidad.

II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

II.1 Planteamiento del problema

La presente investigación plantea que para obtener un mejor alcance de la distribución de *stress* a nivel cervical en lesiones cervicales no cariosas, es necesario evaluar la relación entre la magnitud de la carga oclusal en una primera premolar inferior y la morfología de la lesión cervical no cariosa.

Estudiar dicha relación en una simulación por el método de elementos finitos, permite entender la asociación de ambas variables.

A partir del enunciado anterior, emerge la siguiente pregunta: ¿Cuál es la relación entre la magnitud de la carga oclusal y la morfología de la lesión no cariosa, en la distribución de *stress* a nivel cervical en una primera premolar inferior, estudiado a través del elemento finito?

II.2 Justificación

Considerando que la etiología de las lesiones cervicales no cariosas es un tema controversial y con acción no comprendida totalmente, es importante ahondar en factores como la magnitud de la carga oclusal, como factor etiológico, entender esto ampliará el conocimiento teórico académico, ya que planteará respuestas sobre el desarrollo y progresión de éstas, ayudando así a un mayor entendimiento en la distribución de *stress* según la morfología de las lesiones cervicales no cariosas.

Además por su importancia social, preventiva y terapéutica, en el manejo de este tipo de lesiones cervicales no cariosas que actualmente puede afectar a diferentes grupos

etéreos, tanto hombres y mujeres, de diferentes razas y estratos sociales, alterando la calidad de vida, y funciones estomatológicas.

Se debe resaltar también su importancia clínica ya que prevenir las lesiones cervicales no cariosas, obteniendo un análisis adecuado de las causas de dicha alteración, mantendrá la calidad de vida del paciente, evitando así necesidades terapéuticas innecesarias, resaltando así su prevención y costo social.

III. MARCO TEÓRICO

Lesiones cervicales no cariosas (LCNC)

Las lesiones cervicales no cariosas (LCNC), son la manifestación de lesiones a nivel de la unión amelodentinaria de la pieza dental, es de origen multifactorial^{4, 5}, es una patología que progresa destructivamente; generando pérdida de estructura dental.⁶

Se observa a menudo en las superficies vestibulares a diferencia de las superficies linguales y raramente en la zona interproximal, este tipo de lesiones requiere de tratamiento en la mayoría de los casos ya que el paciente se ve afectado, con episodios de hipersensibilidad.³

Según Calabria (2009), la abrasión fue la primera lesión cervical no cariosa descrita por Miller a inicios del siglo XX⁷; quien sugirió que el cepillado conjunto con pastas y abrasivos, eran los agentes causales de las lesiones cervicales no cariosas.⁶

Black (1908) utilizó por primera vez la terminología “erosión” refiriéndose a aquellas lesiones a nivel cervical, más tarde el uso confuso de términos entre etiología y nomenclatura originó que se denominen a las lesiones ubicadas en la región cervical como lesiones cervicales no cariosas (LCNC).^{2, 8}

En 1962 Korber, pone a prueba la capacidad elástica de la pieza dental humana, describiendo que las cargas aplicadas horizontalmente producen flexión de tipo compresiva y tensional, a diferencia de las cargas aplicadas verticalmente, que

producen compresión.⁹ Después de 4 años, Lehman, demostró que el esmalte tenía la capacidad de disolución ante cargas tensionales.¹⁰

Abfracción

Grippio (1991) citado por Wood^{2, 11} propone el término “abfracción” a la lesión causada por la flexión, producida por la carga oclusal en contactos prematuros, describió este proceso como una “corrosión tensional” de los dientes. Grippio, propuso una nueva clasificación a las formas de pérdida de estructura del diente y definió a cada una de ellas, de la siguiente manera: a) Atrición: Desgaste de la estructura dental como resultado del contacto diente a diente durante el contacto normal o parafuncional; b) Abrasión: Desgaste patológico de la estructura dental por fricción biomecánica. Ejemplo: Cepillado dental; c) Erosión: Pérdida de la estructura dental por disolución ácida, de origen intrínseco o extrínseco. Ejemplo: Ácido gástrico o ácidos dietéticos; d) Abfracción: Pérdida patológica de la estructura dental causada por fuerzas biomecánicas, se postuló que estas lesiones son causadas por flexión de la pieza dental, durante las cargas que producen fatiga en el esmalte y dentina, en un lugar alejado del punto de carga.

El reporte de prevalencia de las lesiones cervicales no cariosas varía, entre 2% a 85% dependiendo del enfoque o el diseño de parámetros en los diferentes estudios.^{2, 3, 12, 13}

La abfracción es un defecto en la estructura dental a nivel cervical, comúnmente observado en la práctica clínica, posee diferentes formas y su extensión es muy

variable.^{14, 15} Usualmente este tipo de LCNC compromete y limita la estética¹⁵ en casos extremos, puede llegar a la fractura comprometiendo la función masticatoria.

Además esta patología tiende a causar retención de placa dental, problemas de sensibilidad y en casos extremos hipersensibilidad, donde puede comprometer la vitalidad pulpar.⁴

Distribución de *stress* en LCNC

Atkinson (1964) menciona que los dientes presentes en las arcadas dentales deben de estar en equilibrio respecto a las estructuras del maxilar y la mandíbula durante la aplicación de fuerzas en la masticación siempre que ésta sea armónica.¹⁶ Ya que el *stress* oclusal durante la masticación es transferido a las piezas dentales, el ligamento periodontal y el hueso alveolar.¹⁷

Grosskopf (1967) concluye que la colocación inapropiada de la carga oclusal sobre las piezas dentales puede tener un efecto causal en la presencia de lesiones cervicales no cariosas. Ante estas condiciones, la deformación elástica de la estructura dental correspondía a un modelo flexural bidimensional y torsional tridimensional.¹⁸

En el año 1976, Yettram; concluye que la tensión separa los prismas del esmalte dental y por lo tanto desencadena la formación de lesiones cervicales no cariosas.¹¹

En 1982, McCoy; relacionó las cargas oclusales resultantes de la masticación y cargas oclusales resultantes del bruxismo, con defectos presentes en la estructura

dental, es así que concluye que el bruxismo presenta una carga oclusal mayor siendo directamente proporcional a la destrucción de la estructura dental.¹²

Luego de 2 años, Lee y Eakle, plantearon la hipótesis que la tensión creada en la pieza dental, durante la carga oclusal puede tener un papel en la etiología de las lesiones no cariosas a nivel cervical. Según su teoría durante la función masticatoria la carga oclusal es dirigida en sentido axial y la tensión se concentra en la zona de menor estructura, es decir unión amelodentinaria, esto causa deformaciones de tensión y compresión dando como resultado la destrucción de ésta zona.²

Los estudios de Elementos Finitos nos explican que la distribución de *stress* en una pieza dental, ante un carga oclusal, tiende a ser mayor a nivel cervical, lo cual puede fundamentar en detalle las causas de este tipo de lesiones. Se puede apreciar en estudios, como los de Kuroe *et al.* (1999), encontraron que al aplicara una carga verticalmente en la cúspide vestibular de una primera premolar superior, se producían altas concentraciones de *stress* en el punto de aplicación de la carga; dicho *stress* se transmitía a través del esmalte dental a la región cervical del mismo lado concentrándose allí.¹⁹

Magnitud

La magnitud de la carga oclusal varía según si la actividad es fisiológica (funcional) o no funcional, investigadores como Karring *et al.*²⁰ describen que la magnitud promedio en Newton, de un paciente para desarrollar la función masticatoria oscila entre 133 N y 727 N.

Sin embargo Litonjua *et al.*²¹ describen, un paciente que presente bruxismo puede llegar a aumentar casi 6 veces la magnitud de la fuerza generada, es decir alrededor de 4337 N.

Afolabi *et al.* (2012) analizaron las características de LCNC en pacientes adultos que tenían una alta incidencia en ellas, examinaron 356 LCNC en 34 sujetos hallaron según la ubicación, el 61,2% se encuentra en los dientes posteriores, y el 55,9% en dientes superiores. Las primeras premolares (25,8%) y caninos (19,4%) se vieron afectadas con mayor frecuencia, seguido de los primeros molares (16,9%) y las segundas premolares (13,8%)²². Hubo ligero predominio del lado derecho (50,3%), no hubo asociación entre el género y la severidad de la lesión.

La forma y la amplitud de las LCNC se asociaron con la edad, ya que la magnitud de la carga oclusal que reciben los dientes a lo largo del tiempo es directamente proporcional a la de edad.²² Los autores concluyeron que las LCNC se relacionaron significativamente con la edad. Las primeras son frecuentemente afectadas, seguido de los caninos.²²

Por tal motivo la presente investigación realizó la evaluación de la distribución de *stress* a nivel cervical en una primera premolar inferior.

Distribución de *stress* y magnitud

Litonjua *et al.* (2004) sugieren que la aplicación de la carga oclusal axial disminuye significativamente la estructura superficial del diente en la región cervical, desatando la formación de LCNC.²³

Pereira *et al.* (2008) refieren la existencia de dos teorías, la principal menciona que la flexión de los dientes desencadena los efectos biomecánicos de la carga oclusal; siendo el responsable de la formación de LCNC. Existe otra teoría donde mencionan que la etiología es multifactorial, donde la magnitud de la carga oclusal, las actividades parafuncionales³, son el componente desencadenante del desarrollo de las LCNC.

Una oclusión no funcional podría crear gran *stress* lateral, dando lugar a que exista compresión en un lado del diente y tensión en el lado opuesto.² En la presente investigación se trabajó con dos magnitudes de carga oclusal una de 100 N representando una magnitud de carga oclusal funcional y 500 N representando una magnitud de carga oclusal no funcional. Además, la dirección de la magnitud de la carga oclusal ejercida en el diente controla la posición de la lesión; la magnitud de la carga oclusal y la duración del *stress* está relacionado con el tamaño de la LCNC.²

Gélvez *et al.* (2016)²⁴ evaluaron el efecto que tienen las cargas oclusales, nocivas y fisiológicas en el periodonto sano por medio de elementos finitos (MEF), aplicaron magnitudes de carga oclusal en unidades Newton de 150 N a 675 N con incrementos de 25 N sobre el eje longitudinal del diente. Encontraron una diferencia significativa

entre la distribución de *stress* en el ligamento periodontal, la dentina y hueso cortical de acuerdo con el tipo de diente, pero no hubo una diferencia significativa en el hueso esponjoso. Concluyeron que la concentración de *stress* se localizó en la zona cervical vestibular para los dientes, incisivo, premolar y molar, en ésta zona se evidenció la mayor distribución de *stress* en todas las magnitudes de carga oclusal aplicada.

Jakupovic *et al.* (2014)²⁵ evaluaron el *stress* en la primera premolar inferior mediante el MEF, con una referencia especial en la biomecánica de la región cervical de los dientes. Evaluaron el *stress* del esmalte, dentina, ligamento periodontal y el hueso alveolar inferior ante una magnitud de carga oclusal axial y paralela al eje longitudinal del diente de 200 N. Obtuvieron que el *stress* calculado es mayor con las fuerzas excéntricas dentro de todos los tejidos del diente. La magnitud de carga oclusal conduce a una tensión significativa en el área cervical del diente, especialmente en la capa sub-superficial del esmalte, más de 50 MPa. Concluyeron que la acción del *stress* oclusal, especialmente la aplicada paralela al eje longitudinal de diente, conduce a un *stress* significativo en la región cervical del diente.²⁵

Los valores de tensión en la capa de esmalte sub-superficial cervical son casi 5 veces más alta en relación con el esmalte superficial, lo que confirma, además, la complejidad de los procesos biomecánicos en la creación de las lesiones abfracción.²⁵

Morfología de las LCNC

Las LCNC presentan múltiples formas, la forma de cuña es objeto de controversia en que su etiología puede implicar desgaste, erosión, abrasión y corrosión bajo tensión.²⁶

Michael *et al.* (2010) evaluaron la morfología de LCNC en dientes anteriores permanente humanos. Observaron 15289 bajo iluminación y magnificación de 2x los cuales fueron extraídos en un periodo de 20 años. Las evaluaciones fueron realizadas por dos observadores (96% de concordancia). Los dientes con LCNC fueron 542, siendo la superficie vestibular la de mayor incidencia. En base a estos hallazgos elaboraron una clasificación de este tipo de lesiones: superficial, cóncava, forma de cuña, muescas e irregulares.⁴

Morfología superficial: Lesiones con una profundidad menor o igual a 0.5 mm con una altura mayor a 1.0 mm⁴, morfología cóncava: Lesiones que presentaban forma cóncava con profundidad mayor de 0.5 mm, no demostraron un ángulo interno, en cambio, el suelo de estas lesiones presentan continuidad curva.⁴, morfología en forma de cuña: Lesiones con forma de cuña respecto a su sección transversal, demostraron un ángulo de línea interno bien definido y plano, pueden ser múltiples.⁴, morfología en forma de muesca: Lesiones que presenten relación muy corta de altura corono-apical: De 0,5 a 1,0 mm, respecto a la longitud mesio-distal ésta es más larga: De 4,0 a 6,0 mm, respecto a su sección transversal estas podían presentar forma de cuña o cóncava.⁴, morfología irregular: Lesiones que no podrían ser categorizadas en una de las categorías anteriores, ya que presentan una sección

transversal irregular. Estas lesiones exhibían características angulares, características curvadas o en onda.⁴

Mantilla y Málaga (2008) refieren que el primer artículo de Análisis con Elementos Finitos fue publicado por Farah *et al.* (1973)²⁷. Este tipo de análisis y más aún la versión con imágenes 3D no se encuentra ampliamente desarrollado en nuestro medio odontológico, debido a las siguientes razones: dificultad para la elaboración de modelos, ya que el diente presenta distintas configuraciones morfológicas, y lo difícil que resulta reproducir las propiedades mecánicas de los tejidos constituyentes del diente: esmalte, dentina, cemento y pulpa.

Distribución de *stress* y morfología de las LCNC

El *stress* se distribuye de forma diferente alrededor de las LCNC; Kuroe *et al.* (2000), aplicaron cargas verticales de 10 libras a modelos de LCNC que presentaban morfología en cuña y cóncava, en la cúspide vestibular, la punta de la cúspide lingual y el centro de la superficie oclusal de una primera premolar superior, encontraron que el *stress* se concentró en el borde inferior de la lesión.²⁸ Sin embargo, la lesión en forma de cuña demostró una concentración de *stress* más severa. Las tensiones en el borde inferior y superior de la lesión aumentaron, concluyeron que la presencia de una LCNC modifica la distribución del *stress* inducido por la carga oclusal y el *stress*. Además, la forma y la dimensión de la lesión rigen la gravedad de la concentración de *stress*.²⁸

Soares *et al.* (2013) Evaluaron el efecto de dos tipos de cargas en simulaciones de incisivos superiores que muestran ocho tipos morfológicos de LCNC: Cóncava, Irregular (3 tipos), superficial (2 tipos), en cuña y sin lesión, no restaurados y restauradas mediante el análisis de la distribución de *stress* generado usando el MEF.²⁹

Los modelos virtuales de los incisivos superiores se analizaron mediante el software ANSYS. Se sometieron a los tipos de carga, oblicua y vertical, simulando cargas oclusales con una magnitud de 100 N para cada caso. Encontraron que la carga oblicua en LCNC tiene una mayor concentración de tensión en comparación con la carga vertical, y las LCNC con ángulos agudos presentan la tensión más alta en la profundidad de la lesión. Concluyeron que las LCNC con restauraciones adhesivas, tienden a un comportamiento biomecánico similar al de los dientes sanos.²⁹

Dado lo argumentado previamente el propósito del presente estudio es evaluar la distribución de *stress* a nivel cervical en una primera premolar inferior, según magnitud de la carga oclusal y morfología de la lesión mediante el análisis del MEF.

La unidad de análisis para el presente estudio *in silico* es llamada simulación. Una simulación es la representación computarizada de cada uno de las asociaciones que permitan los objetivos de nuestra investigación, que será evaluada en un programa de modelamiento para el análisis de la distribución de *stress* según las variables independientes a utilizar. La suma de simulaciones conformará nuestro grupo experimental, representando cada uno lo que planteen evaluar nuestros objetivos de estudio.

IV. OBJETIVOS

IV.1 Objetivo General

Evaluar la distribución de *stress* a nivel cervical en una primera premolar inferior según magnitud de la carga oclusal y morfología de la LCNC mediante el análisis del MEF.

IV.2 Objetivos Específicos

1. Evaluar la distribución de *stress* a nivel cervical en una primera premolar inferior según la magnitud de la carga oclusal.

2. Evaluar la distribución de *stress* a nivel cervical en una primera premolar inferior según morfología de LCNC.

V. HIPÓTESIS

El presente estudio plantea la siguiente hipótesis, la morfología que adopte la LCNC junto a la magnitud de carga oclusal aplicada en la pieza, afecta variando la concentración y distribución de *stress* en la primera premolar inferior.

VI. MATERIALES Y MÉTODOS

VI.1 Diseño del estudio

El presente estudio es de tipo experimental *in silico*, analítico, longitudinal, prospectivo.

VI.2 Muestra

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; ésta fue obtenida de la tomografía de una primera premolar inferior sana que cumplía los criterios anatómicos cualitativos y cuantitativos de Fuentes *et al.* (Anexo 1 y 2).³⁰ Sobre esta simulación se desarrollaron las siguientes simulaciones que conformaron los grupos experimentales:

S1: Pieza sin LCNC aplicándole una magnitud de carga oclusal de 100 N.

S2: Pieza sin LCNC aplicándole una magnitud de carga oclusal de 500 N.

S3: Pieza con LCNC con morfología en cuña aplicándole una magnitud de carga oclusal de 100 N.

S4: Pieza con LCNC con morfología en cuña aplicándole una magnitud de carga oclusal de 500 N.

S5: Pieza con LCNC con morfología cóncava aplicándole una magnitud de carga oclusal de 100 N.

S6: Pieza con LCNC con morfología cóncava aplicándole una magnitud de carga oclusal de 500 N.

Las simulaciones para cada tipo de morfología de LCNC se presentan en la Figura 1.

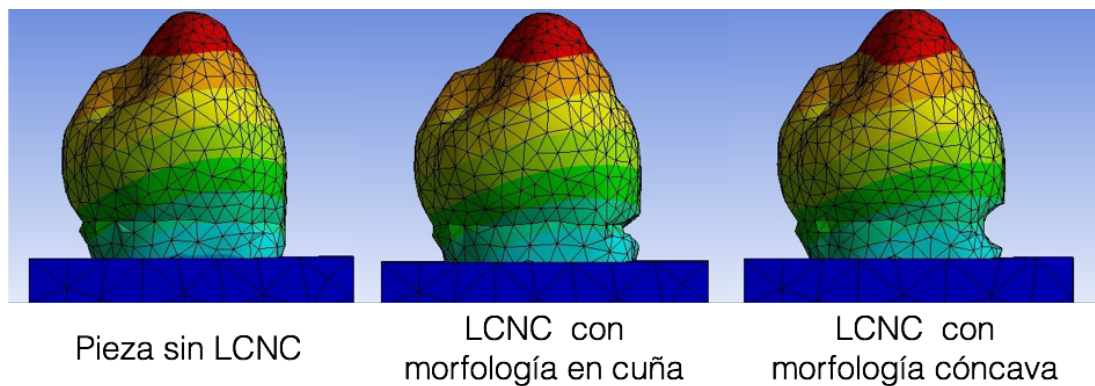
No se requiere determinar un tamaño muestral, ya que se trabajará con una simulación en un modelo matemático.

VI.3 Operacionalización de variables

VI.3.1 Variable dependiente

- Distribución de *stress*: Variable cuantitativa discreta que registrará la distribución de *stress* a nivel cervical en la pieza modelada en el programa de Elementos Finitos. Se utilizará la escala de von Mises y se registrará en Pascales (Pa)

Figura 1: Simulaciones para cada tipo de morfología de LCNC.



VI.3.2 Variables independientes

- Magnitud de la carga oclusal: Cantidad de fuerza ejercida en la superficie oclusal de la pieza dental operacionalmente se define como fuerza ejercida sobre una primera premolar inferior. Es una variable de tipo cualitativa, discreta, se medirá en Newton (N).
- Morfología de LCNC: Forma que presenta la lesión cervical no cariosa operacionalmente se define como forma que toma la lesión cervical no cariosa. Es una variable de tipo cualitativa nominal, las categorías son: Sin lesión, cuña, cóncava.

El cuadro de operacionalización de variables puede verse en el Anexo 3.

VI.4 Técnica y procedimientos

El grupo de investigación de “Análisis de elementos finitos” de la Facultad de Estomatología, realizó la reconstrucción por capas (hueso alveolar, ligamento periodontal, esmalte, dentina y pulpa) de una simulación de una primera premolar inferior derecha en el software de segmentación de imágenes médicas Simpleware ScanIP (Sysnopsys, Inc). En dicho programa se realizó la definición y refinamiento del modelado, el mallado, asimismo se incorporó las propiedades físicas de cada estructura o capa. (Anexo 4)

Se realizó la creación de las simulaciones, aquellas que presentaban LCNC fueron realizadas con las siguientes dimensiones:

Alto: 0.75 mm Profundidad: 0.75mm Ancho (Mesio – Distal): 3.5mm

Éstas presentaron la morfología indicada a partir de operaciones Booleanas en el software CAD, seguidamente fueron exportados al Software ANSYS (Ansys Workbench 17, PA, EUA), donde se comprobó que cada capa poseía las siguientes propiedades físicas indicadas en la Tabla 1.

Tabla 1: Módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson según material

Material	Tipo de Propiedades	Módulo de Elasticidad	Coefficiente de Poisson	Referencia
Esmalte	Isotrópicas	63.27 GPa	0.23	GUbMG 2015 AusDenJ Loading and composite restoration assessment of various non-carious cervical lesions morphologies - 3D FEA
Dentina	Isotrópicas	5.61 GPa	0.3	
Hueso	Isotrópicas	13.70GPa	0.3	
Pulpa	Isotrópicas	0.00207GPa	0.45	
Ligamento Periodontal	Isotrópicas	0.0689GPa	0.45	

Se definieron los tipos de conexión creando un mallado de cada simulación, utilizando como base un sólido de tipo tetraédrico cuadrático, formado por triángulos y tetraedros (Tabla 2).

Tabla 2: Conformación del mallado, por triángulos y tetraedros

Capas	Segmentación (Triángulos)	Mallado (Tetraedros)
Esmalte	322996	2715
Dentina	456424	6547
Pulpa	100404	1263
Ligamento periodontal	412228	4108
Hueso	1282896	8886
Total	2575356	23519

Se fijaron dos magnitudes de carga oclusal, 100 N y 500 N, la aplicación de la magnitud de la carga oclusal se dio en una dirección $+45^\circ$. Ésta se aplicó a dos milímetros de la punta de la cúspide vestibular, siguiendo la línea media de la cara vestibular.

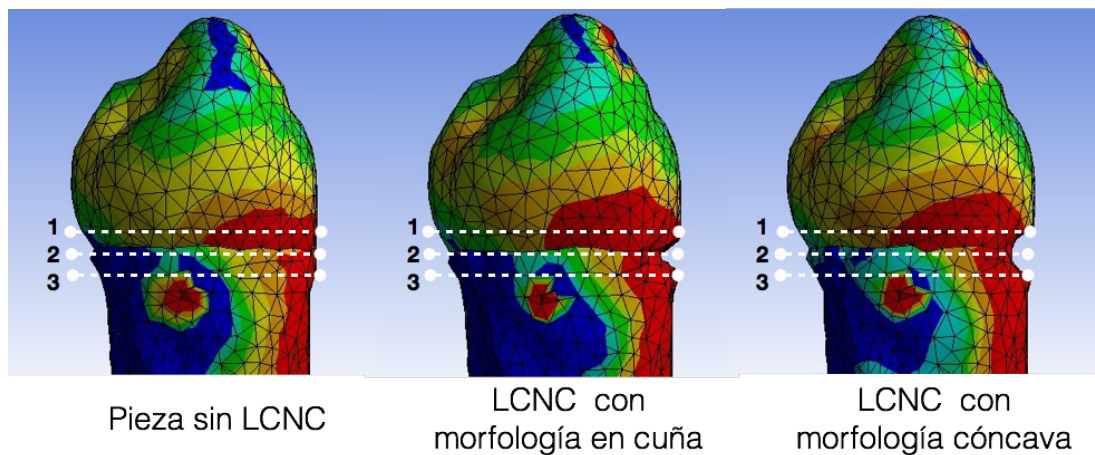
Una vez obtenidas las simulaciones, se realizaron tres cortes transversales en la simulación donde se obtuvieron datos cuantitativos de la zona cervical vestibular, según la Escala de Von Misses, dichos cortes se realizaron en la siguiente ubicación: (Figura 2)

Corte 1: A $+0.25$ mm de UCA, en el caso de las simulaciones que presenten LCNC con morfología en cuña y cóncava, se ubicará a nivel del borde superior de la LCNC.

Corte 2: A -0.25 mm de UCA, en el caso de las simulaciones que presenten LCNC con morfología en cuña y cóncava, se ubicará a nivel del ángulo interno de la LCNC.

Corte 3: A -0.5 mm de UCA en el caso de las simulaciones que presenten LCNC con morfología en cuña y cóncava, se ubicará a nivel del borde inferior de la LCNC.

Figura 2: Simulaciones de una primera premolar inferior según morfología de la LCNC.



Los materiales utilizados fueron considerados como:

1) Isotrópicos: Presentan las mismas propiedades en cualquier dirección.

Para la realización de los procedimientos de segmentación, modelado, y mallado de las simulaciones los investigadores fueron previamente capacitados por un experto en segmentación y un experto en análisis MEF.

VI.5 Plan de análisis

El valor cuantitativo obtenido de la distribución de *stress* en las zonas seleccionadas fue compatible al registro cualitativo en una escala de colores de los resultados según la escala de Von Misses.

Para determinar cuánto varió la distribución de *stress* luego de aumentar la magnitud de la carga de 100 N a 500 N (diferencia porcentual), se empleó la siguiente fórmula:

$$X = \frac{(\text{Magnitud } 500 \text{ N} - \text{Magnitud de } 100 \text{ N}) \times 100}{\text{Magnitud } 100 \text{ N}}$$

Asimismo, se realizó el cálculo para determinar el porcentaje de variación de la distribución de *stress* en función a la morfología de LCNC para la cual se empleó la siguiente fórmula:

$$X = \frac{(\text{Magnitud de pieza con lesión} - \text{Magnitud de pieza sin lesión}) \times 100}{\text{Magnitud de pieza sin lesión}}$$

Los valores de la variable dependiente fueron relacionados con las independientes en tablas de contingencia y gráficos según los objetivos específicos y general para el presente estudio.

VI.6 Consideraciones éticas

Para el desarrollo de la presente investigación, el proyecto se registró en el Comité de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia. Asimismo, se solicitó autorización para el uso de los equipos y programas necesarios. (Anexo 5)

VI.7 Recursos

- Materiales:

Se listan a continuación.

1. Computadora personal Toshiba Procesador Intel Core i7 – 2.20GHz / 6G RAM 64bits.
2. Software de segmentación 3DSlicer.
3. Software CAD FRECAD.
4. Software FEM ANSYS.

- Humanos:

Los siguientes:

1. Experto en Segmentación.
2. Experto en análisis MEF.

- Económicos

El costo del presente trabajo es asumido por el investigador.

Material	Monto
Computadora Toshiba procesador Inter Core i17 – 2.20GHz/ 6G RAM 64 bits.	2000.00 soles
Software de segmentación	Valor no monetario
Software CAD FRECAD	Valor no monetario
Software FEM ANSYS	Valor no monetario
Total	2000.00 soles

VII. RESULTADOS

La localización del máximo *stress* se ubicó en la zona cervical para todas las simulaciones (Figura 3). La localización del máximo *stress* fue estudiado en la zona cervical vestibular para todas las simulaciones. En los cortes estudiados, donde se realizó el registro de áreas bajo *stress* se encuentran anatómicamente, esmalte y dentina en el plano UCA+0.25 (Borde superior de la LCNC) y dentina en los planos más inferiores UCA-0.25 y UCA-0.5 (Ángulo interno de la LCNC y borde inferior de la LCNC, respectivamente).

VII.1 Valores crudos

Para una pieza sin LCNC ante una magnitud de carga oclusal de 100 N los valores de *stress* generado estuvieron entre 10.35 Pa y 18.45 Pa y para una magnitud de carga oclusal de 500 N estuvieron entre 42.23 Pa y 74.49 Pa, con ambas magnitudes de carga oclusal se repite un patrón similar de distribución de *stress*, con mayor valor en UCA+0.25, seguido de UCA -0.5 y finalmente UCA-0.25 (Gráfico 1 y Figura 4).

Para una LCNC con morfología en cuña, ante una magnitud de carga oclusal de 100 N los valores de *stress* generado estuvieron entre 10.60 Pa y 13.78 Pa y para una magnitud de carga oclusal de 500 N estuvieron entre 64.73 Pa y 84.22 Pa, con ambas cargas se repite un patrón similar de distribución de *stress*, con mayor valor en UCA+0.25 (Borde superior de la LCNC), seguido de UCA -0.25 (Ángulo interno de la LCNC) y finalmente UCA-0.5 (Borde inferior de la LCNC) (Gráfico 1 y Figura 5).

Para una LCNC con morfología cóncava ante una magnitud de carga oclusal de 100 N los valores de *stress* generado estuvieron entre 16.23 Pa y 20.25 Pa y ante una magnitud de carga oclusal de 500 N estuvieron entre 81.22 Pa y 100.99 Pa, con ambas cargas se repite un patrón similar de distribución de *stress*, con mayor valor en UCA-0.25 (Ángulo interno de la LCNC), seguido de UCA +0.25 (Borde superior de la LCNC) y finalmente UCA-0.5 (Borde inferior de la LCNC) (Gráfico 1 y Figura 6)

VII.2 Diferencia porcentual tomando como base 100 N

Cuando se aumentó la magnitud de la carga oclusal a 500 N la respuesta fue regular para todas las morfologías, con un aumento mayor para la lesión en cuña (500% aproximadamente), luego lesión tipo cóncava (400% aproximadamente) y finalmente con menor incremento para la pieza sin lesión (300% aproximadamente), siendo similar esta respuesta para los tres planos de evaluación. (Gráfico 2).

Comparando entre planos, los incrementos porcentuales tienden a ser muy regulares para cada tipo de morfológico, sin que haya un plano con preponderancia en el aumento.

VII.3 Diferencia porcentual tomando como base una pieza sin lesión

Para una LCNC con morfología en cuña y cóncava el mayor cambio se registra en UCA -0.25 (Ángulo interno de la LCNC) con un incremento de 4.32% y 95.61% respectivamente, ante una magnitud de carga oclusal de 100 N, y de 53.50% y 139.14% respectivamente ante una magnitud de carga oclusal de 500 N (Gráfico 5).

El menor cambio para una LCNC con morfología en cuña y cóncava se da en UCA+0.25 (Borde superior de la LCNC) con un valor de -25.34% y 1.15%

respectivamente ante una magnitud de carga oclusal de 100 N, y de 13.06% y 25.56%% respectivamente ante una magnitud de carga oclusal de 500 N (Gráfico 5).

Se ubica un patrón de variación con respecto a una pieza sin LCNC que es repetitivo, par ambas cargas y ambas morfologías de LCNC con un mayor incremento porcentual en el *stress* a nivel de UCA-0.25 (Ángulo interno de la LCNC).

Se observa un patrón repetitivo para los tres planos y ambas cargas con mayor incremento porcentual para la LCNC con morfología cóncava.

Se observa un patrón repetitivo para los tres planos y ambas morfologías de LCNC, con mayor incremento porcentual para 500N de carga.

Se observa un patrón de incremento porcentual para ambas cargas y ambas morfologías de LCNC, con mayor incremento a nivel de UCA-0.25 (Ángulo interno de la LCNC), seguido de UCA-0.5 (Borde inferior de la LCNC) y finalmente UCA+0.25 (Borde superior de la LCNC) (Gráfico 3).

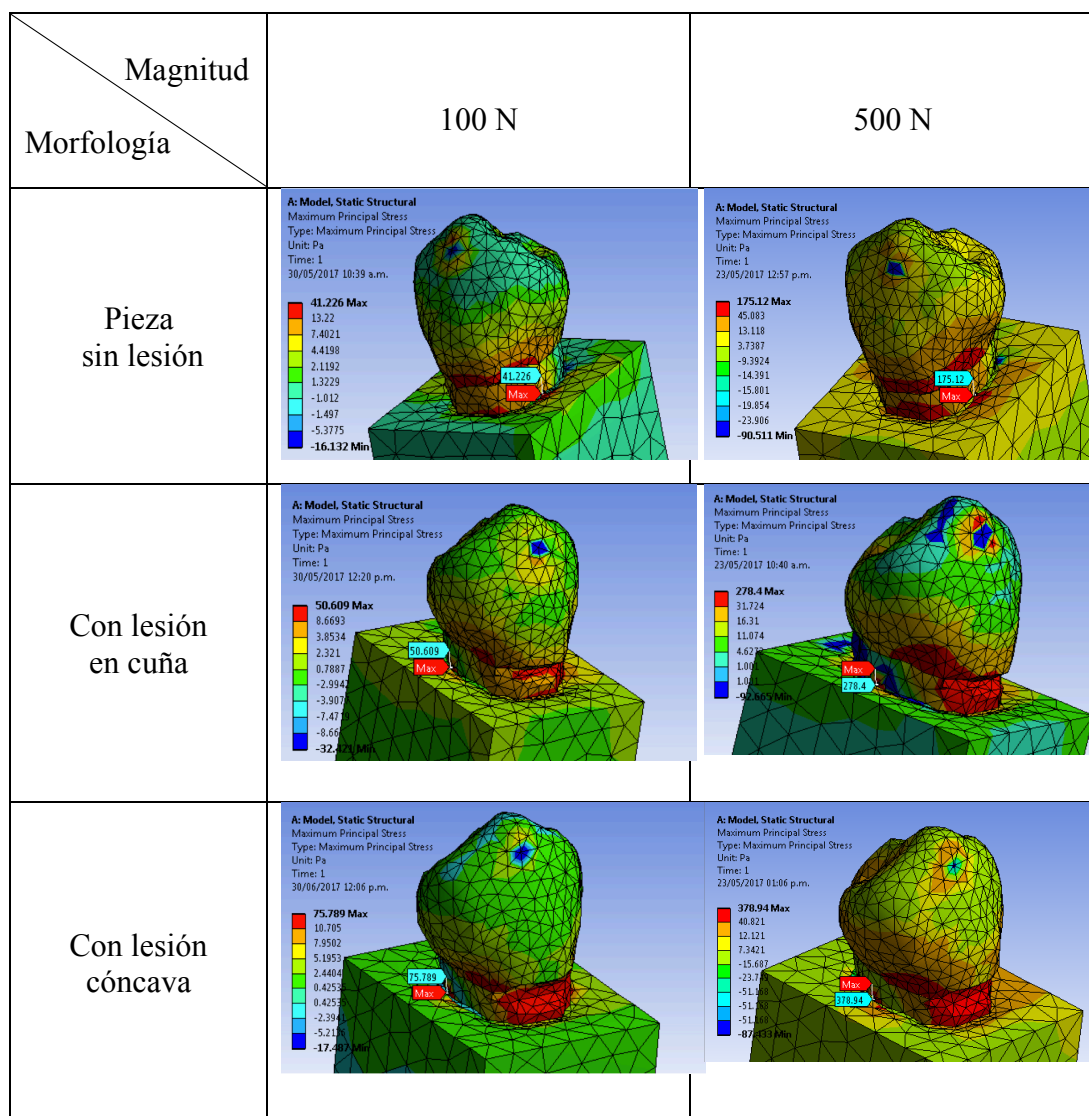


Figura 3. Distribución de *stress* en una primera premolar inferior con magnitud de carga oclusal de 100 N y 500 N.

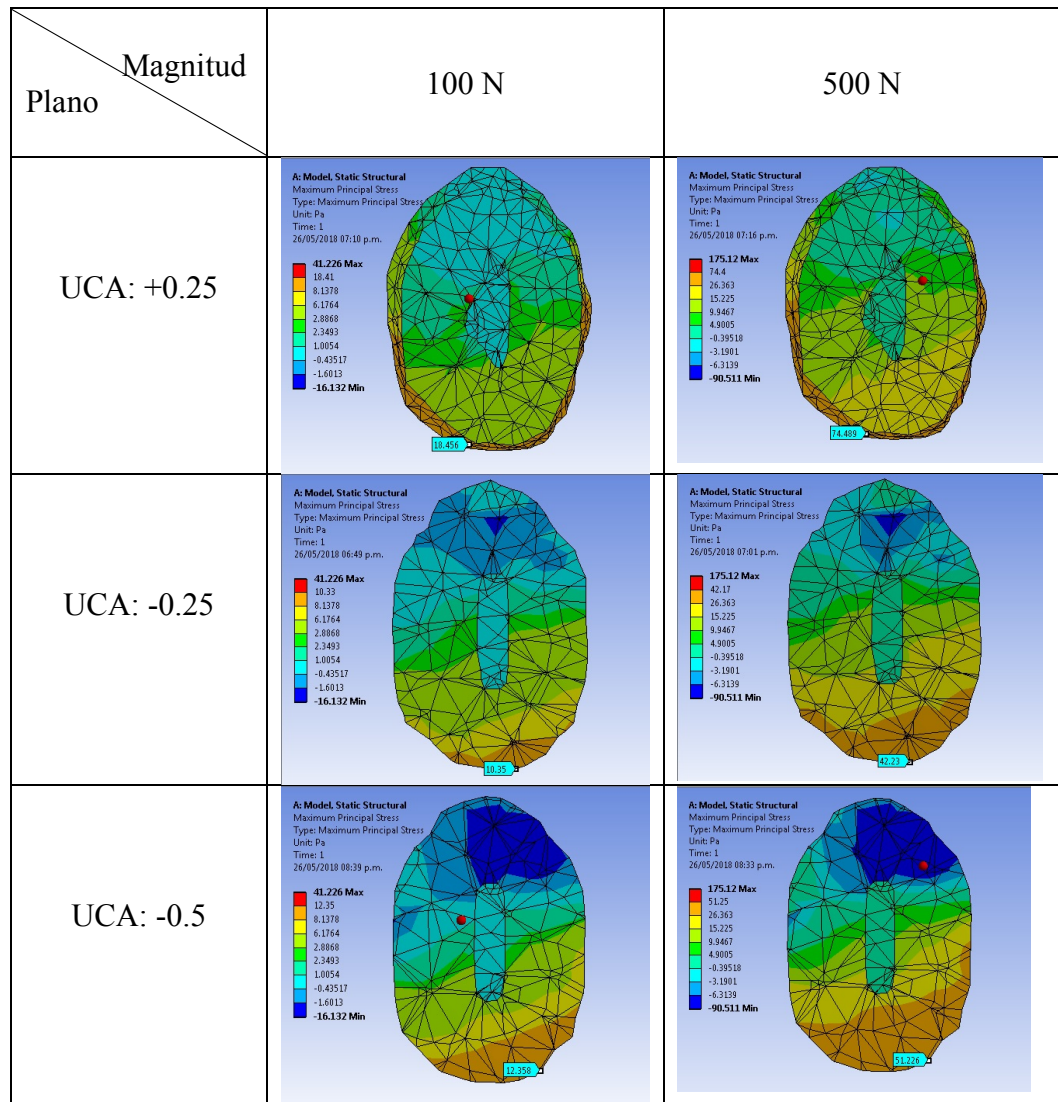


Figura 4: Distribución de *stress* por cortes aplicando una magnitud de carga oclusal de 100 N y 500N en una pieza sin LCNC.

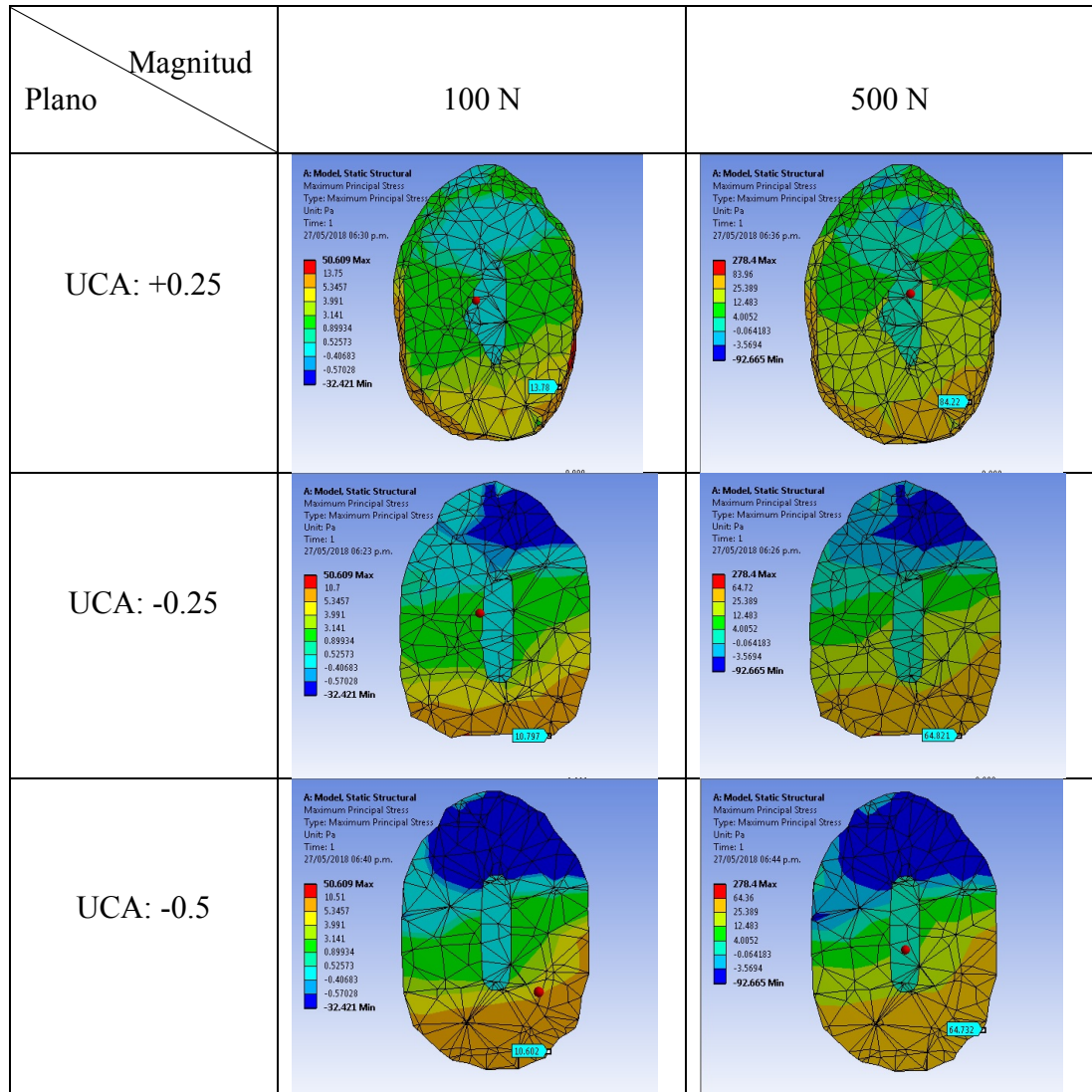


Figura 5: Distribución de *stress* por cortes aplicando una magnitud de carga oclusal de 100N y 500N en una LCNC con morfología en cuña.

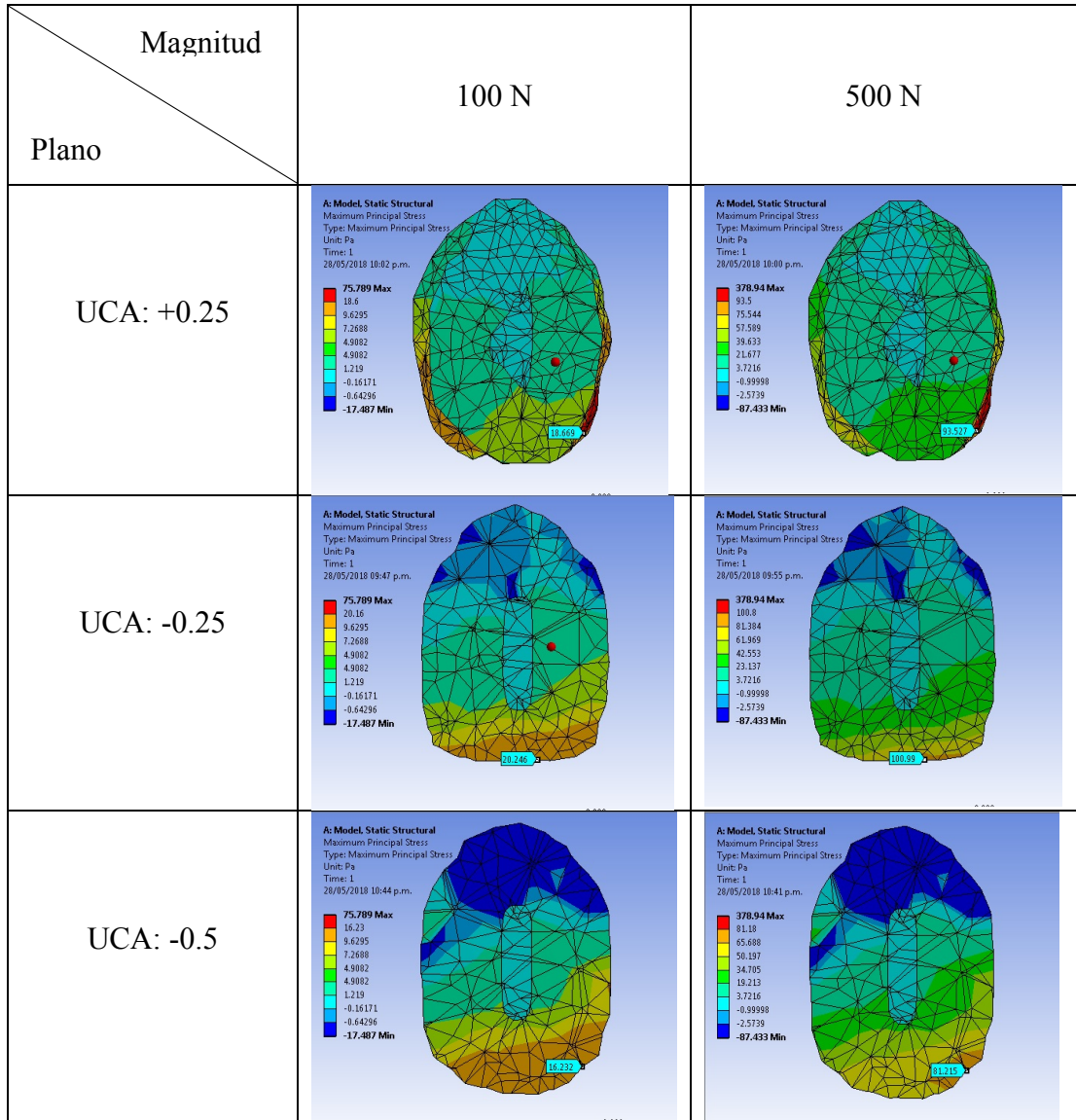


Figura 6: Distribución de *stress* por cortes aplicando una magnitud de carga oclusal de 100 N y 500 N en una LCNC con morfología cóncava.

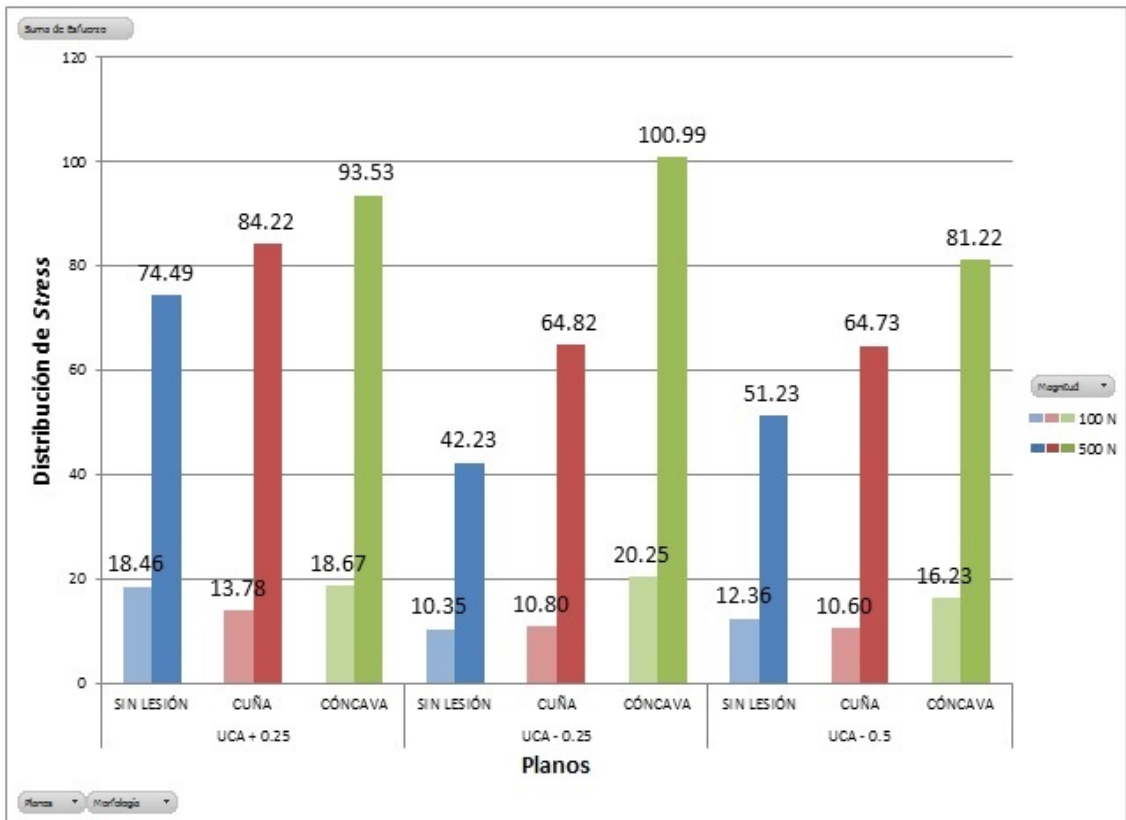


Gráfico 1: Distribución de *stress* en una primera premolar inferior derecha con magnitud de carga oclusal de 100 N y 500 N.

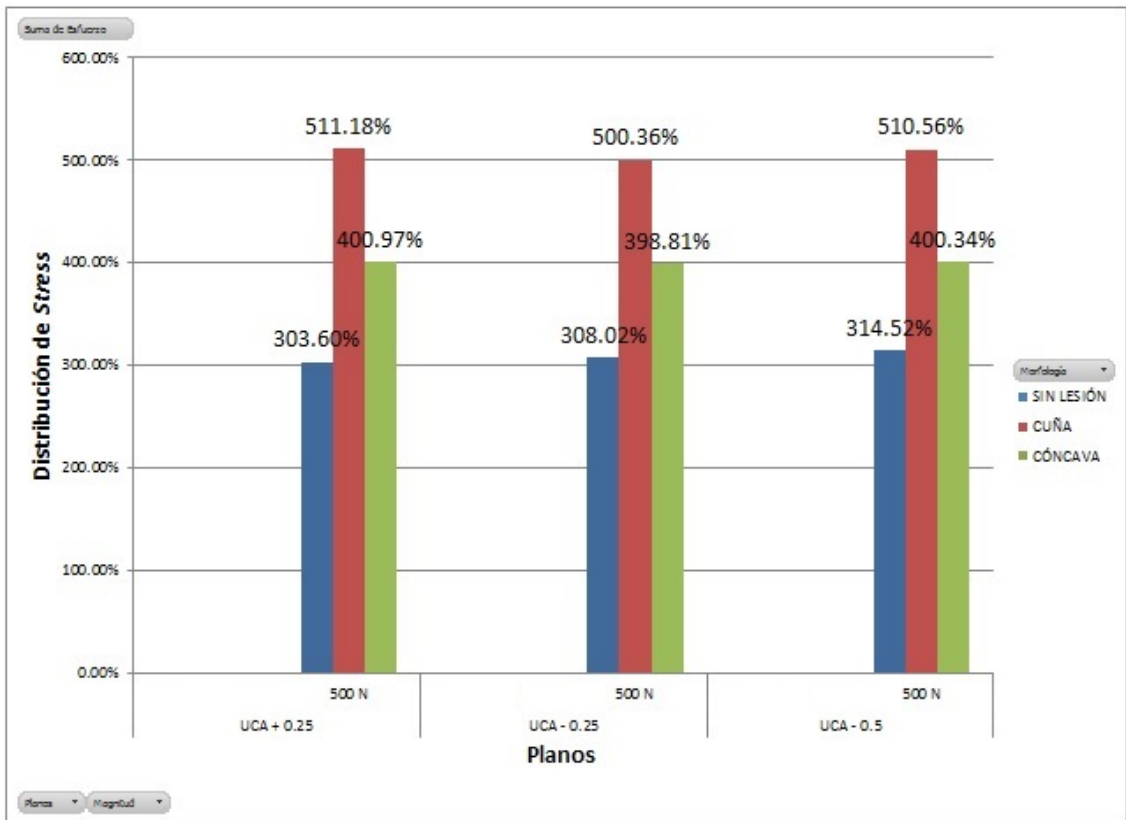


Gráfico 2: Diferencia porcentual de la distribución de *stress* tomando como base comparativa el resultado con 100 N de magnitud de carga oclusal, según morfología de la LCNC.

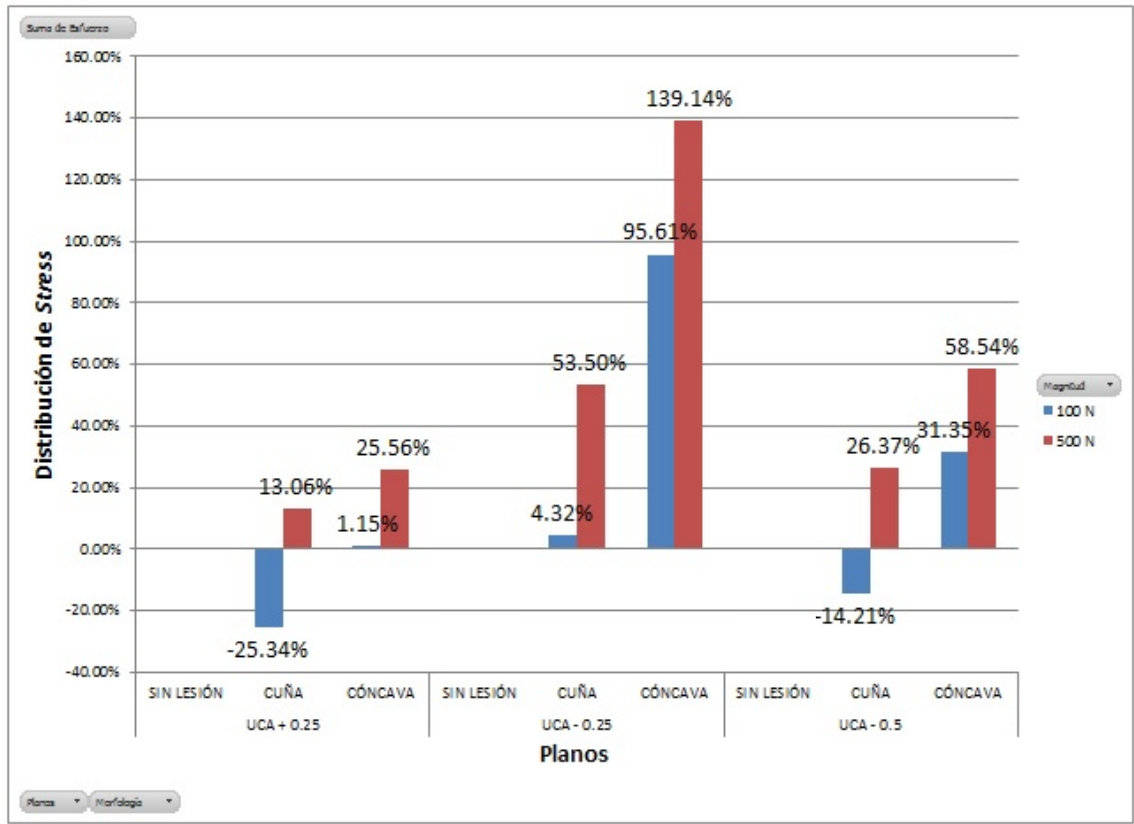


Gráfico 3: Diferencia porcentual de la distribución de *stress* tomando como base comparativa el resultado de una pieza sin LCNC, según magnitud de la carga oclusal.

VIII. DISCUSIÓN

En el presente estudio se encontró que la concentración del máximo *stress* fue en la zona cervical como se aprecia en la Figura 3. Igualmente, Kuroe *et al.* (1999) encontraron que aplicando una carga en la cúspide vestibular de una primera premolar superior se producían altas concentraciones de *stress* compresivo, este se transmitió a través del esmalte a la región cervical vestibular.¹⁹ Esto se puede asociar a que la carga oclusal y la tensión se concentra en la zona de menor estructura dental, es decir a nivel de UCA.²

Palamara *et al.* (2000)³¹ encontraron que la morfología del diente y la ubicación de la carga pueden influir en la ubicación inicial de un paciente que no presenta LCNC. Cuando aplicaron la carga verticalmente a los dientes, los valores tensionales fueron inferiores a los que están bajo carga oblicua, lo que indica que los dientes presentan mayor capacidad de soportar cargas aplicadas a lo largo de sus ejes longitudinales. Se ha atribuido que la tensión es el principal responsable del mecanismo de deterioro de la estructura dental al abrir brechas dentro de la estructura del diente.

Por lo tanto, sugieren que al someter la estructura a tensión tanto en dirección vertical como horizontal aceleraría el deterioro de la estructura dental o aumenta la probabilidad de formación de LCNC en piezas sanas. En la presente investigación la aplicación de la carga oclusal a diferencia de Palamara *et al.* Fue a +45° a 2 milímetros de la punta de la cúspide vestibular encontrándose igualmente una concentración de *stress* en la zona cervical.

Palamara *et al.* (2006)³² evaluaron en dos modelos 3D, de una segunda premolar y un incisivo central, ambos inferiores. Aplicaron una magnitud de carga oclusal de 100 N en la cúspide vestibular a 45° del eje longitudinal de la premolar y en el punto medio del borde incisal a 45° del eje longitudinal del incisivo central, también a ambas piezas en sentido vertical. Encontraron que el *stress* se concentró cerca a UCA independientemente de la dirección de la carga. Concluyeron que la concentración de *stress* en UCA hacia vestibular se relacionó con la ubicación común de las LCNC que se encuentran clínicamente. En la presente investigación, se encontró que de igual manera para el caso de una pieza sin lesión la ubicación de la mayor concentración de *stress* se dio a nivel cervical, y muy cercana a UCA a +0.25 mm de UCA, es decir a nivel del esmalte cervical.

Respecto a la biomecánica del origen de una LCNC, Lee y Eakle (1984)⁹ refieren que en una oclusión ideal las fuerzas masticatorias durante la función se dirigen principalmente a lo largo del eje longitudinal del diente, las fuerzas se disipan y se produce una distorsión mínima de los cristales de hidroxiapatita del esmalte y la dentina. Esta cambia cuando la oclusión no es ideal ya que se generan fuerzas laterales importantes que pueden causar flexión del diente y crear dos tipos de *stress* en la estructura de este, el primero es compresivo que se encuentra principalmente en el lado de flexión. El segundo tipo de *stress* es tensional que actúa en el lado alejado de la flexión. Asimismo, la región de mayor concentración de *stress* compresivo se encuentra a nivel de los contactos oclusales, el fulcrum y el ápice de la raíz. Debido a que tanto la dentina como el esmalte tienen una alta resistencia a la compresión, la compresión generada produce poca o ninguna alteración de la estructura cristalina.

Sin embargo, la capacidad de la estructura del diente para resistir la tensión es limitada. La tensión que actúa sobre el diente puede causar la ruptura de los enlaces químicos entre los cristales de hidroxiapatita.⁹ Asimismo, Pereira *et al.* (2008) refieren que la flexión de los dientes desencadena los efectos biomecánicos de la carga oclusal, siendo el responsable de la formación de la lesión de abfracción; también mencionan que la etiología es multifactorial, donde el *stress* oclusal y las actividades parafuncionales³ son el componente desencadenante del desarrollo de este tipo de lesiones. La parafunción podría formar gran *stress* lateral, creando compresión y tensión en lados opuestos del diente dando lugar a la formación de una LCNC.² En el presente estudio se aplicó 2 magnitudes una dentro del rango funcional de 100 N y la otra dentro de lo no funcional de 500 N, obteniendo que los niveles de *stress* a nivel cervical aumentaron independientemente de la presencia o no de una LCNC en una pieza dental, al aumentar la magnitud de la carga oclusal de 100N a 500 N. Nuestro estudio concuerda con lo descrito por los investigadores ya que una magnitud no funcional podría generar mayor nivel de *stress* tanto en una pieza sana, como en una con presencia de LCNC.

Borcic *et al.* (2005) analizaron mediante el MEF 3D el desarrollo de la abfracción dental en una premolar superior utilizando una magnitud de carga oclusal de 200 N. Al igual que en los estudios antes mencionados, encontraron un nivel de *stress* cervica bajo la acción de fuerzas oblicuas valor que llegaban a 82 Mpa.³³ En la presente investigación se observó que el valor de *stress* a nivel cervical ante una magnitud de carga oclusal de 100 N varió entre 10.35 Pa y 18.46 Pa, y ante 500 N varió entre 42.53 Pa y 74.49 Pa. La diferencia de hallazgos se puede deber al

número de puntos de aplicación de la carga, en el caso de Borcic *et al.* aplicaron fuerzas en 3 puntos, 2 a nivel de la cúspide palatina a -45° y $+45^\circ$ y 1 a nivel de la cúspide vestibular a -45° , mientras que en la presente investigación la aplicación de la carga oclusal fue en 1 punto de la cúspide vestibular a $+45^\circ$.

Guimarães *et al.*³⁴ analizaron la influencia de la presencia, morfología (cuña y cóncava) y profundidad de la LCNC en la respuesta biomecánica de una segunda premolar superior mediante el MEF; dicho modelo fue sometido a diferentes magnitudes de carga oclusal, funcionales y no funcionales. Aplicaron una magnitud de 105 N en sentido vertical, para simular las fuerzas de masticación normal y dos cargas no funcionales orientadas oblicuamente. Obtuvieron que la presencia de una LCNC no alteró la distribución general del *stress* en la pieza dental, pero si afectó las concentraciones de *stress*. Las cargas no funcionales mostraron tensiones de tracción que se concentran en las áreas cervicales y en las superficies de las raíces, mientras que la carga funcional dio lugar a distribuciones de tensiones homogéneas dentro del diente. Las lesiones en cuña mostraron niveles de *stress* más altos concentrados en el borde superior de la lesión, mientras que en la lesión cóncava el *stress* se concentraron en un área más amplia. Asimismo, a medida que las lesiones avanzaban en profundidad, el *stress* se amplificaba en su parte más profunda. Estos resultados sugieren una progresión de la lesión con el tiempo, y la tasa de progresión aumenta con la edad del paciente. La presente investigación, se encuentra en concordancia respecto a que la presencia de alguna de estas morfologías de la LCNC no altera de manera específica la distribución de *stress* en la pieza dental, ya que independientemente de la morfología el valor de *stress* generado y concentrado en el

área cervical dependerá de la magnitud de la carga oclusal aplicada. Asimismo, se observó que la lesión en cuña presentó niveles de *stress* más altos concentrados en el borde superior de la lesión (UCA +0.25). Sin embargo, cabe señalar que la presente investigación la lesión cóncava presentó el mayor nivel de *stress*, seguida de la lesión con morfología en cuña.

En relación a la morfología de LCNC, el presente estudio encontró que la lesión tipo cóncava presentó la mayor concentración de *stress* (Figura 1) seguida de la lesión en cuña y una pieza sin presencia de lesión. Kuroe *et al.* (2000) aplicaron cargas de 10 libras (44.4822 N.) en modelos con dos tipos de lesiones: cuña y cóncava, en la cúspide vestibular, lingual y el centro de la superficie oclusal de una primera premolar superior. Encontraron que el *stress* se concentró en el borde inferior de la lesión tanto para cuña como para cóncava. Sin embargo, la lesión en forma de cuña obtuvo mayor concentración de *stress*.²⁸ La diferencia de hallazgos podría explicarse a que la carga en el estudio de Kuroe *et al.* se realizó a 90° es decir en sentido vertical, mientras que en el de la presente investigación se dio en +45°. En esta dirección el diente estira la superficie del esmalte cerca de UCA y causa una deformación que finalmente puede conducir a la lesión cervical.³⁵

Rees y Hammadeh (2004) examinaron qué efecto tendría el debilitamiento del esmalte cervical vestibular en la distribución del *stress* en dientes superiores. Desarrollaron mallas de elemento finito bidimensional de un incisivo superior, canino y primera premolar, el ligamento periodontal y el hueso alveolar.

Cada diente se cargó con una carga oblicua de 100 N y se midieron las tensiones principales máximas (MPa) a lo largo de un plano de muestreo vestibular horizontal a 1,1 mm por encima de UCA. Introdujeron una discontinuidad entre el esmalte cervical y los elementos de dentina (0,1 mm de ancho) utilizando elementos de espacio. La extensión vertical de este defecto varió de 0.1 a 0.5 mm. La magnitud de la carga varió de 1.8 a 209 MPa, y los valores más bajos se encontraron para los dientes sin lesión (rango 0.6-30.3 MPa). Encontraron que la presencia de lesión causó un aumento dramático en los valores numéricos de MPa, y en muchos casos estos excedieron el *stress* de falla para el esmalte.³⁶ La presente investigación se encuentra en concordancia en lo hallado por Rees y Hammadeh (2004) ya que según los resultados los valores en la distribución de *stress* presentan un gran aumento cuándo la pieza presenta alguna lesión, ya sea en forma de cuña o cóncava.

Jakupovic *et al.* (2016)³⁷ investigaron la influencia de la presencia y la forma de las lesiones cervicales en el comportamiento biomecánico de la primera premolar mandibular, sometido a dos tipos de carga oclusal utilizando el MEF 3D. Crearon a partir de una imagen de rayos X de tomografía un modelo de una premolar mandibular sana, un modelo con lesión cervical en forma de cuña y un modelo con lesión cervical cóncava. Mediante MEF se analizó el *stress* de los tejidos del diente bajo una carga funcional y no funcional de 200 N. Encontraron que los valores de *stress* calculado en todas las estructuras dentales son mayores en la carga oclusal no funcional, en el área cervical del modelo de diente sano, así como en el borde inferior del esmalte este último resultó con un *stress* significativo (más de 50 MPa), mientras que con la carga funcional el *stress* se distribuyó de forma homogénea.

Encontraron que la mayor concentración de *stress* en los modelos con lesiones se observa en el borde inferior de la lesión en forma de cuña, mientras que el *stress* en la lesión cóncava es significativamente menor y se distribuye en un área más amplia. En comparación con el presente estudio, se observa que el tipo de carga oclusal aplicado en los dientes tiene influencia en la intensidad del *stress* cervical. Para Jakupovic et al. (2016)³⁷ las lesiones en forma de cuña muestran concentraciones de *stress* significativamente mayores bajo carga, a comparación de una pieza sin lesión o con lesión cóncava; mientras que en la presente investigación la lesión cóncava fue la que presentó el mayor valor de concentración de *stress*, Esta discrepancia de hallazgos puede deberse a la geometría simétrica que presentó la lesión cuña en dicho el estudio, mientras que en la presente investigación las lesiones presentaban el ancho de 3.5 mm el alto de 0.75 mm al igual que la profundidad.

Jakupovic *et al.* (2014), aplicaron una fuerza de 200 N en la cúspide vestibular de una premolar inferior mandibular y obtuvieron que la región cervical fue la que presentó mayor concentración de *stress* debajo de UCA más que en el esmalte cervical por encima de UCA.²⁵ En la presente investigación, al evaluar por cortes de la zona cervical se obtuvo que el corte de mayor concentración de *stress* fue a nivel del ángulo interno de la LCNC (UCA -0.25), es decir, a nivel de dentina (Figura 1). Esto podría explicarse ya que al aplicar una carga oclusal, ésta conduce a un *stress* significativo en la parte cervical del diente. Jakupovic *et al.* refieren que los valores de *stress* por debajo de UCA son casi 5 veces mayores en relación con el esmalte cervical por encima de UCA, lo que confirma adicionalmente la complejidad de los procesos biomecánicos en la creación de lesiones de abfracción.²⁵

Teniendo en cuenta que este trabajo forma parte de un grupo de investigación, se sugiere la realización de más estudios acerca del tema. Asimismo, adicionar mayores valores de magnitud de carga, direcciones en la aplicación de la carga oclusal y diferentes morfologías de LCNC.

Evaluar y comparar con hallazgos clínicos, con pérdida ósea. Finalmente incluir este método (MEF) en futuras investigaciones, en las diferentes áreas de la estomatología.

IX. CONCLUSIONES

1. A mayor magnitud de la carga oclusal mayor valor de *stress* generado independiente de la morfología de LCNC.
2. La LCNC con morfología cóncava tiene el mayor nivel de *stress*, seguida de la LCNC con morfología en cuña, que tiende a tener mayor nivel de *stress* que la pieza sin LCNC sea para una magnitud de carga oclusal de 100 N o 500N en todos los planos estudiados.
3. La distribución de *stress* es diferente según morfología de LCNC, en los planos evaluados el mayor valor en el ángulo interno de la LCNC fue para una LCNC con morfología cóncava, y en el borde superior de la LCNC para una LCNC con morfología en cuña y una pieza sin LCNC.
4. La LCNC con morfología en cuña presentó la mayor diferencia porcentual en la distribución de *stress* seguida de la LCNC con morfología cóncava, y finalmente la pieza sin LCNC.
5. Comparado a una pieza sin LCNC, en el ángulo interno de la lesión presentó el mayor incremento de la distribución de *stress*, principalmente en la LCNC con morfología cóncava.

VII. REFERENCIA

1. Gómez FM. *Histología y Embriología Bucal*. Buenos Aires. Editorial Panamericana. 2002.
2. Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-cariou cervical tooth surface loss: A literature review. *Journal of Dentistry* 2008; 36: 759-766
3. Pereira A, Poiate I, Poiate Junior E, Miranda Junior W. Abfraction lesions review: current concepts. *RGO* 2008; 56: 321-326
4. Michael JA, Kaidonis JA, Townsend GC. Non-cariou cervical lesions on permanent anterior teeth a new morphological classification. *Australian Dental Journal* 2010; 55: 134-1377
5. Aw TC, Lepe X, Jonhson GH, Mand L. Characteristics of noncariou cervical lesions: a clinical investigation. *J Am Dent Assoc.* 2002; 133(6): 725-733
6. Calabria H, Lesiones no cariosas del cuello dentario: patología moderna, antigua controversia. *Odontoestomatología* 2009; 11: 12-27
7. Miller WD. Experiments and observations on the wasting of tooth tissue variously designated as erosion, abrasion, chemical abrasion, denudation, etc. *Dental Cosmos* 1907; 49: 1-23.
8. Black GV. *Operative Dentistry: Erosion of the teeth*. 1914; 39-59.
9. Lee WC, Eakle WS, Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *J. Prosthet Dent.* 1984; 52:374-80.
10. Levitch LC, bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-cariou cervical lesions. *J dent* 1994; 22: 195-207
11. Grippo JO, A new classification of hard tissue lesions. *J Esthet Dent* 1991; 3: 9-14
12. Shulman E, Robinson HG, Salivary citrate content and erosion of teeth. *Journal of dental research* 1948; 27: 4-541
13. Bergstrom J, Eliasson S, Cervical abrasions in relation to toothbrushing and periodontal health. *Scandinavian Journal Of Dental Research* 1988; 96: 11-405
14. Bishop K, Kelleher M, Briggs P, Joshi R. Wear now? An update on the etiology of tooth wear. *Quintessence Int.* 1997; 28: 305–313.
15. Bernhardt O, et al, Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. *Journal of Oral Rehabilitation* 2006; 33: 17-25
16. Atkinson SR. Balance – the magic Word. *Am J Orthod* 1964, 50(3): 189-202
17. Choi DS , Cha BK, Jang I, Kang KH, Kim SC. Three-dimensional finite element analysis of occlusal stress distribution in the human skull with premolar extraction. *Angle Orthod* 2013; 83:204-11.
18. Grippo JO, Noncariou Cervical Lesions: The decision to ignore or to Restore. *J Esthet Dent.* 1992; 4: 55-64
19. Kuroe T, Itoh H, Caputo A, Nakahara H. Potential for load-induced cervical stress concentration as a function of periodontal support. *J.Esthet Dent.* 1999;11(4): 215-222
20. Karring T, Nyman S, Thilander B, Magnusson I. Bone regeneration in orthodontically produced alveolar bone dehiscences. *J Periodontal Res.* 1982; 17: 309-15.
21. Litonjua LA, Andreana S, Patra AK, Cohen RE. An assessment of stress analyses in the theory of abfraction. *Biomed Mater Eng.* 2004; 14(3): 311-21

22. Afolabi AO, Shaba OP, Adegbulugbe IC. Distribution and characteristics of non carious cervical lesions in an adult Nigerian population. *Nig Q J Hosp Med.* 2012; 22 (1) :1-6.
23. Litonjua LA, Bush PJ, Andreana S, Tobias TS, Cohen RE. Efectos de oclusal carga sobre cervical lesiones. *J Oral Rehabi* 2004; 31 (3): 225-32.
24. Gélvez M, Velosa J, Pérez B. Efecto de las fuerzas oclusales sobre el periodonto analizado por elementos finitos. *Univ Odontol* 2016; 35(74).
25. Jakupovic S , Cerjakovic E , Topcic A , Ajanovic M , Prcic AK , Vukovic A . Analysis of the abfraction lesions formation mechanism by the finite element method. *Acta Inform Med.* 2014; 22(4):241-5
26. Daley TJ, Harbrow DJ, Kahler B, Young WG. The cervical wedge-shaped lesion in teeth: a light and electron microscopic study. *Aust Dent J* 2009; 54(3):212-9.
27. Mantilla F, Málaga J. Distribución de tensiones mediante el análisis de elementos finitos en dientes restaurados directa e indirectamente después de un tratamiento endodóntico. *Kiru* 2008, 4(1): 36-51
28. Kuroe T, Itoh H, Caputo A, Nakahara H. Biomechanics of cervical tooth structure lesions and their restoration. *Quintessence Int.* 2000; 31(4): 267-74.
29. Soares PV, Santos-Filho PC, Soares CJ, Faria VL, Naves MF, Michael JA, Kaidonis JA, Ranjitkar S, Townsend GC. Non-carious cervical lesions: influence of morphology and load type on biomechanical behaviour of maxillary. *Aust Dent J.* 2013; 58 (3):306-14.
30. Fuentes F, Borie E , Bustos M, Tomas M . Firts premolar morphometry: A study in 54 case .*Int .J Morphol* 2011;29(1):234-239.
31. Palamara D, Palamara JE, Tyas MJ, Messer HH. Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. *Dent Mater.* 2000 Nov;16(6):412-9.
32. 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.
33. Borcic J, Anic I, Smojver I, Catic A, Miletic I, and Pezelj-Ribaric S. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and malocclusion. *J Oral Rehabil* 2005;32(7):504–10.
34. Guimarães JC, Guimarães Soella G, Brandão Durand L, Horn F, Narciso Baratieri L, Monteiro S Jr, Belli R. Stress amplifications in dental non-carious cervical lesions. *J Biomech.* 2014 Jan 22;47(2):410-6.
35. Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *J Oral Rehabil.* 2003 Jan;30(1):60-7.
36. Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. *Eur J Oral Sci.* 2004 Aug;112(4):347-52.

37. 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.

ANEXOS

ANEXO 1

DESCRIPCIÓN CUALITATIVA DE LAS CARACTERÍSTICAS ANATÓMICAS DE UNA PRIMERA PREMOLAR INFERIOR

Descripción Primera 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 cuspidas 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 2

TABLA DE DIMENSIONES PROMEDIO, DESVIACIÓN ESTÁNDAR Y RANGOS PARA UNA PRIMERA PREMOLAR INFERIOR

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

Tomado de Fuentes *et al.* ³⁰

ANEXO 3

VARIABLES	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo	Indicadores	Escala de medición	Valores y Categorías
Distribución de <i>stress</i> (Variable Dependiente)	Distribución de <i>stress</i> a nivel cervical luego de recibir una fuerza externa	Distribución de <i>stress</i> a nivel cervical en la pieza modelada en el programa de Elemento Finito	Cuantitativa	Escala de Von Misses	Discreta	Se registrará en Pascales (Pa) en tres líneas.
Magnitud de la carga oclusal	Magnitud de la fuerza que recibe la pieza dentaria en su acción oclusal	Magnitud de la fuerza que recibe cada simulación en su cara oclusal	Cuantitativa	Esta variable es programada en el software de elemento finito	Discreta	100 N 500 N
Morfología de la lesión	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 et al.	Nominal	1.Sin presencia de lesión 2.Cuña 3.Cóncava

ANEXO 4

OBTENCIÓN DE LA SIMULACIÓN

1. Se tomaran las medidas de la pieza dentaria reportadas por Fuentes *et al.*³⁰
2. Se utilizara un software de segmentación de imágenes médicas de libre acceso (3DSlicer, <http://www.slicer.org/>)
3. El archivo STL será introducido en un software tipo CAD (Computer Aided Design), en el programa libre FreeCad, para definición de los contornos internos y externos del esmalte, dentina, pulpa, ligamento periodontal y hueso. Los volúmenes correspondientes a cada estructura se definirán.
4. El producto del ítem anterior conformará las simulaciones del estudio seguirá los pasos indicados en acápite correspondientes a Técnica y Procedimientos de Registro.