



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

**EVALUACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DE
ESFUERZOS EN PRIMERAS PREMOLARES
INFERIORES SEGÚN PRESENCIA DE
LESIÓN CERVICAL NO CARIOSA,
ALTURA DE HUESO ALVEOLAR Y
MAGNITUD DE CARGA OCLUSAL POR EL
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.**

Tesis para obtener el Título de Cirujano Dentista

Aida Vanessa Paucar Ayala

Lima – Perú

2018

ASESORES

CD. Daniel Paredes Ruiz

Departamento Académico de Odontología Social

Mg. Esp. José Antonio Balarezo Razzeto

Departamento Académico de Clínica Estomatológica

Ing. Eginhardo Navarro Honda

Facultad de Ciencias y Filosofía

JURADO EXAMINADOR

Presidente : Mg. Leyla Delgado Cotrina

Secretario : Mg. Louise Jacqueline Webb Linares

Miembro : Esp. Jossep Mauro Gómez Alarco

FECHA DE ESUSTENTACIÓN : 16 de Abril deL 2018

CALIFICATIVO : Aprobado

DEDICATORIA

A mis padres, quienes durante todo este tiempo estuvieron apoyándome a conseguir mis objetivos y alentarme en cada paso que doy.

AGRADECIMIENTOS

- A mis padres por brindarme todo su apoyo y comprensión a lo largo de todo estos años.
- A mis hermanos por ser la base e inspiración a anhelar grandes objetivos.
- A mis amigas, Jaccare y María que fueron de gran apoyo en todo el proceso de la tesis.
- A mis asesores por todo el apoyo brindado en la elaboración de este trabajo.

RESUMEN

OBJETIVO: Evaluar la distribución de esfuerzos en primeras premolares inferiores según presencia de lesión cervical no cariosa (LCNC), altura de hueso alveolar y magnitud de carga oclusal por el método de elementos finitos (MEF).

MATERIALES Y METODOS: Se modeló una premolar inferior vía MEF a partir de su registro tomográfico Cone Beam (TCB). Se obtuvieron seis mallados tetraédricos: Pieza sin y con lesión con 100%, 75%, 50% de altura ósea. Fueron exportados al software MEF ANSYS 18 donde a cada modelo se le aplicaron las propiedades físicas y cargas oclusales. Se analizó la distribución de esfuerzos en seis cortes transversales a lo largo del diente.

RESULTADOS: A nivel coronal, en la pieza sin lesión el esfuerzo se concentra a nivel de esmalte y con lesión el esfuerzo se concentra en el ángulo interno de la lesión. A nivel radicular para dentina se concentra alrededor de unión amelocementaria (UCA); para ligamento periodontal y hueso alveolar la concentración de esfuerzo es mayor en cresta ósea, reflejando además los cambios en la distribución de esfuerzos vertical que presenta la dentina en dirección apical.

CONCLUSIONES: Se encuentra una relación importante entre la concentración de esfuerzos a nivel dental, y de su aparato de inserción con la presencia de lesión cervical y los diferentes cambios de altura ósea. El hueso alveolar en las tres alturas óseas, la mayor concentración de esfuerzo está a nivel de cresta ósea y va siendo menor en sentido apical independientemente de la presencia de LCNC y magnitud de carga. Además en una pieza con LCNC y carga oclusal de 500N, en todos los niveles registrados, la concentración de esfuerzo es mayor al presentar menor altura ósea.

PALABRAS CLAVES: Lesiones-cervicales-no-cariosas, Análisis de elementos finitos, Distribución-de-esfuerzos, Perdida-de-hueso-alveolar.

ABSTRACT

Objective: Evaluation of stress distribution in mandibular first premolars according to presents non-carious cervical lesion (NCCL), alveolar bone height and magnitude of occlusal load by finites elements method (FEM). **Material and methods:** A model of mandibular premolar was created by finites elements method from a cone beam tomography record. Six tetrahedral meshes were obtained, sound tooth and tooth with non-carious cervical lesion with 100%, 75%, 50% alveolar bone height, which were exported to software ANSYS 18, where each model was applied physical properties, occlusal load and direction force . The quantitative stress distribution was analyzed in six sections along the tooth. **RESULTS:** Coronal area, the stress concentration was in enamel in the sound tooth and in the bottom of the lesion was in tooth with lesion. Radicular area, the stress concentration was around UCA for dentine and for periodontal ligament and alveolar bone were in the vestibular cervical area in that way showed changes in the vertical stress distribution that presents dentine at apical direction . **CONCLUSIONS:** It was found an important relation between stress distribution in dentine and periodontal tissues with NCCL and the different highs alveolar bone. The alveolar bone in the three heights, the highest concentration of stress is at alveolar crest and is lower apically, independently of the presence of LCNC and magnitude of load. In addition, in a piece with LCNC and occlusal load of 500N, in all levels recorded, the concentration of stress is greater when presenting lower bone height.

KEYWORDS: Noncarious-cervical-lesion, finite element analysis, stress-distribution, loss-alveolar-bone.

ÍNDICE DE TABLAS

		Pág.
Tabla 1.	Propiedades mecánicas de las estructuras del diente	26
Tabla 2.	Elementos de la segmentación y mallado según capas	27

ÍNDICE DE GRÁFICOS

	Pág
Gráfico 1. Concentración de esfuerzo en pieza sin LCNC con carga de 100N en diente.	48
Gráfico 2. Concentración de esfuerzo en pieza sin LCNC con carga de 500N en diente.	48
Gráfico 3. Diferencia porcentual de la concentración de esfuerzo en la pieza sin LCNC, tomando a 100N como 100% en diente.	49
Gráfico 4. Concentración de esfuerzo en pieza con LCNC con carga de 100N en diente.	49
Gráfico 5. Concentración de esfuerzo en pieza con LCNC con carga de 500N en diente.	50
Gráfico 6. Diferencia porcentual de la concentración de esfuerzo en la pieza con LCNC, tomando a 100N como 100% en diente.	50
Gráfico 7. Diferencia porcentual según la presencia de LCNC, tomando a sin LCNC como 100% en carga de 100N en diente.	51
Gráfico 8. Diferencia porcentual según la presencia de LCNC, tomando a sin LCNC como 100% en carga de 500N en diente.	51

Gráfico 9.	Concentración de esfuerzo en la pieza sin LCNC con carga de 100N en ligamento periodontal.	52
Gráfico 10.	Concentración de esfuerzo en la pieza sin LCNC con carga de 500N en ligamento periodontal.	52
Gráfico 11.	Diferencia porcentual de la concentración de esfuerzo en la pieza sin LCNC, tomando a 100N como 100% en ligamento periodontal.	53
Gráfico 12.	Concentración de esfuerzo en la pieza con LCNC con carga de 100N en ligamento periodontal.	53
Gráfico 13.	Concentración de esfuerzo en la pieza con LCNC con carga de 500N en ligamento periodontal.	54
Gráfico 14.	Diferencia porcentual de la concentración de esfuerzo en la pieza con LCNC, tomando a 100N como 100% en ligamento periodontal.	54
Gráfico 15.	Diferencia porcentual según la presencia de LCNC, tomando a sin LCNC como 100% en carga de 100N en ligamento periodontal.	55
Gráfico 16.	Diferencia porcentual según la presencia de LCNC, tomando a sin LCNC como 100% en carga de 500N en ligamento periodontal.	55
Gráfico 17.	Concentración de esfuerzo en la pieza sin LCNC con carga de 100N en hueso alveolar.	56

Gráfico 18.	Concentración de esfuerzo en la pieza sin LCNC con carga de 500N en hueso alveolar.	56
Gráfico 19.	Diferencia porcentual de la concentración de esfuerzo en la pieza sin LCNC, tomando a 100N como 100% en hueso alveolar.	57
Gráfico 20.	Concentración de esfuerzo en la pieza con LCNC con carga de 100N en hueso alveolar.	57
Gráfico 21.	Concentración de esfuerzo en la pieza con LCNC con carga de 500N en hueso alveolar.	58
Gráfico 22.	Diferencia porcentual de la concentración de esfuerzo en la pieza con LCNC, tomando a 100N como 100% en hueso alveolar.	58
Gráfico 23.	Diferencia porcentual según la presencia de LCNC, tomando a sin LCNC como 100% en carga de 100N en hueso alveolar.	59
Gráfico 24.	Diferencia porcentual según la presencia de LCNC, tomando a sin LCNC como 100% en carga de 500N en hueso alveolar.	59

ÍNDICE DE FIGURAS

		Pág
Figura 1.	Simulaciones en un diente sano con alturas óseas de 100, 75 y 50% para 100N y 500N	22
Figura 2.	Simulaciones en un diente con LCNC con alturas óseas de 100, 75 y 50% para 100N y 500N	22
Figura 3.	Simulación de primera premolar derecha inferior (A) Pieza con LCNC (B) Pieza sin LCNC.	25
Figura 4.	Simulación de primera premolar derecha inferior (A) Altura ósea 100%, (B) Altura ósea 75% (C) Altura ósea 50%.	26
Figura 5.	Cortes seleccionados para analizar la distribución de esfuerzo.	28
Figura 6.	Simulación de piezas sin LCNC con carga 100N (A) Altura ósea 100% (B) Altura ósea 75% (C) Altura ósea 75%.	43
Figura 7.	Simulación de piezas sin LCNC con carga 500N (A) Altura ósea 100% (B) Altura ósea 75% (C) Altura ósea 75%.	44
Figura 8.	Simulación de piezas con LCNC con carga 100N (A) Altura ósea 100% (B) Altura ósea 75% (C) Altura ósea 75%.	45
Figura 9.	Simulación de piezas con LCNC con carga 500N (A) Altura ósea 100% (B) Altura ósea 75% (C) Altura ósea 75%.	46

LISTA DE ABREVIATURAS Y SIMBOLOS

LCNC	:	Lesión cervical no cariosa
AO	:	Altura ósea
AEF	:	Análisis por elementos finitos
UCA	:	Unión amelocementaria
FG	:	Función en grupo
FC	:	Función canina
Vo	:	En sentido vertical
Ho	:	En sentido horizontal
Prox	:	Hacia los proximales mesial y distal
V	:	Vestibular
D	:	Distal
M	:	Mesial
L	:	Lingual
VD	:	Vestíbulo distal
MV	:	Mesio vestibular
ML	:	Mesio lingual
DL	:	Disto lingual
DV	:	Disto vestibular

ÍNDICE DE CONTENIDOS

	Pág.
I. INTRODUCCIÓN	1
II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	3
II.1. Planteamiento del problema	3
II.2. Justificación	4
III. MARCO TEÓRICO	5
IV. OBJETIVOS	18
V.1. Objetivo general	18
V.2. Objetivos específico	18
V. HIPÓTESIS	19
VI. MATERIALES Y MÉTODOS	20
VI.1. Diseño del estudio	20
VI.2. Población	20
VI.3. Muestra	22
VI.4. Criterios de selección	23
VI.4.1. Criterios de inclusión	23
VI.4.2. Criterios de exclusión	23
VI.5. Variables	23
VI.6. Técnicas y procedimientos	24
VI.7. Plan de análisis	29
VI.8. Consideraciones éticas	30
VII. RESULTADOS	31
VIII. DISCUSIÓN	72
IX. CONCLUSIONES	78
X. RECOMENDACIONES	80
XI. REFERENCIAS	81
ANEXOS	85

I. INTRODUCCIÓN

Las lesiones cervicales no cariosas (LCNC) son catalogadas como pérdida de tejido dental duro a nivel cervical de una estructura dentaria no relacionada con caries dental.¹ Las investigaciones de prevalencia nos describen un rango amplio de distribución, entre el 5 y el 85%.^{2,3}

La etiología de las LCNC no sería solo una, ya que diversas investigaciones evidencian que el origen de éstas sería multifactorial, debido a diferentes mecanismos de origen como erosión (desgaste por químicos endógenos o exógenos), abrasión (desgaste mecánico como resultado de un cepillado incorrecto) y abfracción (oclusal).⁴

Se definió como LCNC a la pérdida patológica de los tejidos duros de la estructura dental a nivel cervical, causada por fuerzas oclusales, las cuales someten a una flexión al diente, desarrollando fatiga del esmalte y dentina en un sitio alejado del punto de carga; esto produce una adaptación permanente en la biomecánica de la pieza dental.¹

Biomecánicamente, las fuerzas oclusales que recibe la pieza dental son distribuidas hacia el periodonto, generando una adaptación que dependerá de la capacidad de las células óseas y células del ligamento periodontal para detectar este estímulo mecánico, convertirlas en señales químicas para transmitir a las células efectoras que según la aplicación de las fuerzas sea fisiológica o no fisiológica alterara el complejo reabsorción y/o formación ósea como respuesta adaptativa, esto se ha podido explicar por la mecanotransducción.⁵

Existe evidencia que conjuntamente con las LCNC se presenta recesión gingival y pérdida de altura ósea; sin embargo, se tiene mayor controversia sobre los mecanismos involucrados en su aparición y progresión.^{6, 7} Dada su asociación a las LCNC, y que dentro de éstas los factores oclusales son aceptados como parte del modelo etiológico, se acepta que las recesiones gingivales y pérdida de altura ósea,⁸ podrían relacionarse a una causalidad oclusal.

Si esto podría demostrarse, se relacionaría el nivel de pérdida en el hueso alveolar con la carga oclusal; es decir, se plantearía una relación interdependiente entre la carga oclusal recibida por la pieza dentaria y los mecanismos de adaptación periodontal ósea que puedan derivar en su homeostasis o en un proceso de reabsorción lento y progresivo. Similar progresión se podrá desarrollar a nivel del avance de la LCNC de etiología oclusal; generándose en simultáneo un cambio paulatino en las características biomecánicas de la pieza dentaria, sea hacia su aparato de inserción o sea hacia los determinantes de distribución de esfuerzos internos.

La biomecánica ha permitido estudiar el comportamiento de los tejidos y órganos ante cargas externas por el concepto de la mecánica de sólidos utilizados principalmente, los elementos finitos.

Si ambas, la pérdida de altura ósea y la LCNC, tendrían un factor etiológico oclusal común, un camino para estudiarlo sería a través del análisis de la distribución de esfuerzos por elementos finitos.

II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

II.1. Planteamiento del problema:

La carga oclusal pueden ser funcionales y parafuncionales causando ciertas complicaciones, como las LCNC que son en forma de cuña, de mayor prevalencia en las premolares inferiores presentándose en la zona vestibular de dicha pieza. Éstas lesiones frecuentemente se presentan de manera conjunta con reabsorción ósea, que mediante la teoría de mecanotransducción se relaciona la carga oclusal con la reabsorción ósea. Al estudiarlo por el método de elementos finitos, ayudara entender como es la distribución de esfuerzos en las primeras premolares inferiores con LCNC y diferentes niveles de altura ósea.

Después de lo expuesto, surge la siguiente pregunta ¿Cómo es la distribución de esfuerzos en primera premolar inferior según presencia de lesión cervical no cariosa, altura ósea y magnitud de carga oclusal analizado por el método de elementos finitos?

II.2. Justificación

Esta investigación nos proporciona conocimiento teórico acerca de la biomecánica de las LCNC con diferentes altura ósea y magnitud oclusal en los primeros premolares inferiores ya que mediante el método de elementos finitos podemos modelar la premolar inferior y así analizarla y saber cómo la concentración de esfuerzo varía y a la vez si influirá en el progreso de la LCNC. Amplia el tema de mecanotransducción al relacionar la carga oclusal con reabsorción ósea LCNC.

También cumple con una relevancia social ya que ayudará a brindar un adecuado diagnóstico y tratamiento al paciente, al evaluar cómo cambia y afecta la concentración de esfuerzo cervical al tener diferente altura ósea y LCNC brindando información relevante para poder plantear alternativas terapéuticas que las controlen e intervenir antes que progrese la enfermedad.

III. MARCO TEÓRICO

Distribución de esfuerzos en LCNC

En 1991, Grippo uso el término "abfracción" aquella LCNC causada por fuerzas de etiología oclusal, para distinguirla de la erosión y la abrasión.¹ Pero según mayores evidencias, las lesiones de abfracción como cualquier LCNC, serían de etiología multifactorial.⁹ Al comienzo se propuso que la abrasión originada por el cepillado sería la etiología principal, pero al reportarse un caso de una lesión cervical subgingival en forma de cuña, se descartó y se propuso que el estrés oclusal podría ser el principal factor contribuyente.^{1,9}

Según Grippo, se sostiene que cuando los dientes están en contacto durante una actividad cíclica o estática se producirá una flexión con fatiga adicional en el esmalte y dentina ocasionando la lesión en un lugar alejado del punto de carga.¹ En cambio, Lee and Eakle proponen una teoría multifactorial: estrés oclusal, erosión y abrasión. Durante la masticación y el bruxismo se producen fuerzas oclusales laterales haciendo que los dientes se doblen, apareciendo una fuerza de compresión y tensión que producen la flexión del diente en el área cervical dando lugar a microfracturas de los cristales de hidroxiapatita del esmalte y la dentina con deformación de la estructura dental, de esta manera, esta zona queda predispuesta a que moléculas pequeñas y agua impidan la nueva formación de enlaces químicos en la hidroxiapatita rota haciendo susceptible a la erosión y la abrasión.⁴

Las fuerzas tensionales originadas por carga oblicua son las que originan la flexión del diente y posteriormente el desarrollo de la lesión.⁴

La relación entre el estrés oclusal y el desgaste cervical se ha podido constatar al reproducir el fenómeno de distribución de esfuerzo en los dientes y sus estructuras de soporte mediante los estudios de bioingeniería empleando el método de elementos finitos (MEF) o métodos fotoelásticos.^{10,11}

La ventaja del MEF es su adaptabilidad, su versatilidad y que la distribución de esfuerzos puede ser investigada en modelos bidimensionales (2D) o tridimensionales (3D) reduciendo tiempo y costo, obteniendo también análisis en mayor detalle del elemento en estudio. Existen pocos estudios basados en MEF que demuestran relación entre la carga oclusal y las LCNC.¹¹⁻¹³

Durante la masticación y parafunción se pueden encontrar tres tipos de esfuerzo: Compresión, es la resistencia a la compresión; Tensional, la resistencia al estiramiento y alargamiento; y Cizallamiento, resistencia a la torsión o deslizamiento.⁴ Mediante el método de elementos finitos para determinar el total del esfuerzo resultante que se desarrolla en la estructura dental se usa el criterio de Von Misses, basado en la hipótesis de la energía de distorsión más alta.¹¹

Los estudios fotoelásticos es otra técnica experimental para la observación y medición de la distribución esfuerzo, se ha confirmado que cuando las cúspides reciben una carga oblicua, la concentración de estrés se da en la área cervical.^{10, 14}

Ha sido demostrado para las LCNC que la mayor distribución de esfuerzos según diferentes estudios se encuentra en la zona cervical, lo que confirma que esa zona puede ser más vulnerable a la descomposición inducida por la carga oclusal.¹⁵

Otros autores proponen que la carga oclusal produce una flexión lateral en las cúspides del diente, el efecto puede ocurrir de dos maneras en la primera, la carga axial del diente hace que las cúspides se doblen en el plano vertical de carga y esto genera esfuerzos en la región cervical;^{16, 17} y en la segunda, la carga lateral del diente ocurre cuando se realiza el movimiento de lateralidad o al masticar, al retorna hacia oclusión habitual desde una posición lateral al triturar la comida.¹⁷ Esto ocurre todos los días como parte del ciclo de masticación y también ocurre en pacientes que habitualmente frotan los dientes como el bruxismo.⁸

Romeed *et al.* respaldan esta teoría, al investigar la biomecánica de la LCNC en los dientes caninos superiores, donde aplicó cargas axial y lateral, utilizando un análisis tridimensional por el MEF, se encontró que los esfuerzos se concentraron en la unión amelocementaria (zona cervical) en ambos casos. Además la carga lateral produce mayor esfuerzo que la carga axial.¹⁸ Esto se debería a que las fuerzas axiales generan menos esfuerzo, ya que proporcionan estimulación axial al diente y al hueso alveolar.¹² No obstante, Thresher y Saito propusieron que las fuerzas axiales excesivas podrían generar compresión y deformación vertical del diente, lo que llevaría a la flexión del diente a nivel cervical y originar la abfracción.¹⁶

Además las fuerzas no axiales aumentan la flexión en el diente ocasionando la aparición de un *fulcrum* que está ubicado entre la región cervical del diente y la cresta del hueso alveolar, de esta manera hacen que los puntos más cercanos a esa zona presenten mayor estrés a comparación de los que se encuentran alejados de él.¹³

Kuroe *et al.* proponen que al aplicar una carga en una de las cúspides de una premolar esta no pasará por el centro de resistencia ocasionando una deformación de curvatura que conduce a la flexión en el fulcrum en la cresta alveolar; debido a que, la cúspide bucal presenta mayor distancia hacia el centro de resistencia que la cúspide lingual se produce una flexión más severa en el lado bucal lo que podría explicar la mayor prevalencia bucal de la LCNC. Asimismo, al presentarse una disminución del soporte óseo más la distancia mayor que es de la cúspide vestibular, la flexión del diente será mayor implicando mayor estrés en la cresta ósea.^{10, 19}

Eakle y Lee proponen que cuando se reproduce una carga no axial significativa sobre el diente esta actuará como una palanca que gira alrededor del hueso, creando en el *fulcrum* tensión en un lado y compresión en el lado opuesto, por eso se da la concentración de estrés en la región cervical de los dientes.⁴

La concentración de esfuerzo en la región cervical dependerá de la magnitud, dirección de la fuerza lateral y de la distancia de la fuerza aplicada desde el *fulcrum*. En consecuencia, a medida que el fulcrum cambia debido a cambios en la oclusión o reducción ósea, la lesión debido al estrés revelará un cambio correspondiente.²⁰

Otra teoría distinta a la del efecto del *fulcrum* es propuesta por Rees, en un estudio de elementos finitos aplica una carga en la cara externa de la cúspide vestibular concentrándose el estrés en la zona cervical vestibular. El propuso que sería por la diferencia en el grosor del esmalte bucal y lingual ya que en la cúspide bucal el esmalte es más grueso que la cúspide lingual lo que se halla en las premolares. Esto se regiría por un principio básico, que el estrés siempre seguirá al material con el

módulo elástico más alto como el esmalte. En este caso el esmalte bucal es más grueso que el lingual, concentrándose más en bucal.²¹

Los estudios clínicos que confirman una asociación positiva entre la carga oclusal y las LCNC son pocos y para estudiar el papel del estrés oclusal en la formación de LCNC se han enfocado mayormente en interferencia en movimientos de excursión, la presencia o ausencia de función canina, función en grupo, facetas de desgaste y / o evidencia de bruxismo, faltando correlacionar la presencia y severidad de las LCNC con otras condiciones oclusales de la pieza dental.^{3, 6, 22 - 24}

En el estudio clínico de Estafan *et al.* se confirmó una muy baja correlación entre las LCNC y la presencia de contactos excursivos posteriores y el patrón de guía oclusal.²³ En cambio, Smith encontró una fuerte asociación entre las LCNC y la función en grupo (FG).³ También, Brandini halló que el 63.2% de dientes que presentaban LCNC tenían función en grupo.⁶

Esto se debería que al presentar función en grupo, los dientes posteriores presentan mayor número de contacto oclusal cuando se realiza los movimientos de lateralidad de la mandíbula ocasionando una mayor carga y predisponen a los dientes posteriores a presentar LCNC.⁶

De los dientes posteriores, el más afectado es el primer premolar, su ubicación es perpendicular a la mandíbula pero su corona presenta una inclinación lingual creando una flexión más fuerte, concentrándose mayor esfuerzo en la zona cervical y desarrollando así la LCNC.²⁵

Nivel de altura ósea

Cuando se producen cambios en el entorno biomecánico del hueso, este es capaz de adaptarse. Basándose en la ley de Wolff menciona que el hueso se remodela ante la aplicación de cargas externas, es decir; el hueso modifica su estructura interna cambiando su densidad para optimizar su función ante la nueva carga externa.²⁶ Además, Frost y Lian *et al.* mencionaron que ocurre remodelación de las estructuras internas y externas, la interna es cuando cambia su densidad y la externa cuando hay aposición y eliminación del tejido óseo de la superficie.^{27, 28} Natali menciona que el hueso puede cambiar su forma y/o propiedades ante la alteración de la carga mecánica.²⁹

Cuando una carga externa es excesiva daña la estructura del hueso pero esta tiene la propiedad de auto repararse, si la carga continua, los mecanismos de auto reparación no se abastecerán y se producirá una resorción ósea.³⁰

Cuando una carga mecánica es aplicada a la estructura del diente, el hueso alveolar junto con el ligamento periodontal son los que actúan ante esta carga, mediante un proceso llamado mecanotransducción donde una señal física se convierte en una señal química generando una respuesta celular que produciría el remodelado óseo. Los efectos del cambio de carga mecánica van a depender de la magnitud, duración y velocidad de dicha carga.⁵

Para que esto sea viable se necesita de mecanosensores que puedan detectar la carga mecánica. En el caso del ligamento periodontal, este actúa como un sistema hidrostático dinámico que al recibir el cambio de carga, alterará su homeostasis

estimulando los mecanosensores para generar la respuesta celular; también el hueso alveolar es capaz de detectar la presión del líquido comprimido en el ligamento periodontal.^{31, 32} Asimismo, el hueso tiene células que son altamente sensibles a los cambios de carga que son los osteocitos, a través de las integrinas que son proteínas de membrana de la matriz extracelular reconocen el estrés mediante cambios en la presión del flujo a través del sistema lacuno-canalicular; además, se encargan de mediar la producción de osteoblastos y osteoclastos en la remodelación ósea.³³

Magnitud de fuerza oclusal

La magnitud de la fuerza oclusal aplicada en los dientes durante los movimientos masticatorios y parafuncionales influyen en el comportamiento biomecánico de los dientes.³⁴ por lo cual se propone que la carga oclusal inicia la formación de la LCNC.³⁵ Ya que generará una fuerza lateral haciendo que la zona cervical presente estrés tensional por consecuente altere los enlaces de hidroxapatita y se separe el esmalte de la dentina originando a la lesión.^{20, 35}

Se ha evidenciado que la fuerza máxima de mordida desarrollada por pacientes sanos en la masticación, en mujeres es de 253.99 N y en hombres es de 285.01 N. ³⁶ Pero esto puede variar dependiendo de la dureza del alimento ya que al masticar un alimento blando, la fuerza ejercida es de 3.6 Kgf (35.30 N) y al masticar un alimento duro, la fuerza ejercida es de 25.7 Kgf (252.03 N). Además, la duración de la fuerza masticatoria por ciclo es 0.331 segundos en promedio. La duración más larga se encuentra en la fase inicial de la masticación y, a medida que avanza la masticación, esta disminuye. La fuerza masticatoria máxima es 33.1 kgf (324.60 N) durante la fase inicial y 9.6 kgf (94.14 N) durante la última fase de la masticación.³⁷

Además existen registros del promedio de la fuerza máxima de mordida en premolares: en un estudio en India, las mujeres ejercían una fuerza de 309N y los hombres, una fuerza de 371N.³⁸ En Francia, las mujeres ejercían una fuerza de 35 Kgf (343.72 N) y los hombres, una fuerza de 50 Kgf (490.35 N).³⁹

Algunas personas, generan mayores cargas al presentar parafunción (bruxismo) donde la magnitud de fuerza es mucho mayor que un paciente sano, además que presentan apretamiento nocturno. En un estudio realizado en pacientes bruxomanos se halló que la fuerza de mordida máxima fue de 79Kgf (774.73N) y la fuerza máxima nocturna fue de 42.3 (414.82N).⁴⁰

En los bruxomanos aumenta el número de dientes que entran en contacto en ambos lados de la arcada y el tiempo de contacto dura más tiempo; ²⁵ ya que, esta parafunción ocurre de forma diurna y/o nocturna aumentando el efecto de la magnitud de fuerza oclusal, se ha demostrado que la fuerza de mordida de un bruxomano puede ser seis veces más que un no bruxomano.⁴¹

Ommerborn *et al.* realizaron un estudio clínico donde determinaron la frecuencia y prevalencia de presentar LCNC en pacientes bruxomanos nocturnos. De los que presentaban las LCNC, dos tercios eran bruxomanos nocturnos. Además, los bruxomanos presentaban 9 veces más las LCNC que los no bruxomanos.⁴²

Por lo tanto al tener evidencia científica de los rangos de una carga oclusal masticatoria y una carga oclusal parafuncional permite a nuestra investigación tomar una carga representativa de 100N para simular una carga masticatoria y a 500N para simular una carga parafuncional.

Relación entre distribución de esfuerzos y cambios en la altura ósea

Kuroe *et al.* afirmaron que con la disminución del soporte periodontal, la ubicación de la concentración de esfuerzo se desplazó apicalmente lejos de UCA.¹⁰ Asimismo los factores que van a determinar el lugar y forma de las LCNC son el soporte periodontal, la dirección y ubicación de la carga oclusal.³⁵

Se ha demostrado que la concentración de esfuerzos en el ligamento periodontal bajo carga oblicua es casi tres veces más que bajo carga axial; en cambio, para el hueso bajo carga oblicua es 10 veces más que bajo carga axial.¹¹ Esta diferencia de concentración de esfuerzos se da, debido a que el ligamento periodontal está compuesto de fibras de colágeno que le permite un comportamiento viscoelástico al recibir una carga; es decir, funciona como un absorbedor de la carga y es un medio de transmisión de dicha fuerza para el diente y el hueso.^{17, 43} La posible creación de una resorción ósea se da en el hueso debido a que la carga lateral afecta más a esta estructura.¹¹

Guimarães *et al.* estudiaron la distribución de esfuerzos en zona cervical en segundas premolares con abfracción y disminución de 2 a 3mm de altura de la cresta ósea, observó que no hubo cambio en el patrón de distribución de esfuerzo pero la concentración de estrés si aumento cuando presentaba una lesión de profundidad 1.5mm.⁴⁴

Además, están las recesiones gingivales, en la literatura se encuentra la hendidura de Stillman, este es un defecto mucogingival de forma triangular con una extensión de 5 a 6 mm en la parte bucal de los dientes, su origen podría estar relacionado con una

oclusión traumática y asociado a una gingivitis marginal o periodontitis leve.⁴⁵ No se ha encontrado un origen específico de estas hendiduras pero está relacionada con la inflamación, incluso cuando ocurre un proceso ulcerativo en la encía esta al repararse, se anastomosan el tejido externo e interno del surco gingival creando este defecto.⁴⁶

Con relación a los estudios clínicos relacionados con el soporte periodontal. Se ha encontrado en un grupo de personas mayores con presencia de las LCNC, que al presentar recesión gingival y menor movilidad dentaria desarrollaban LCNC profundas; por consiguiente, al estar la raíz expuesta tiene mayor probabilidad que sea afectada por la erosión y abrasión, siendo un factor predisponente a desarrollar o progresar la LCNC. Asimismo, se observó que los dientes que presentaban la LCNC tenían menos acumulación de placa y menor presencia de bolsas periodontales.⁴⁷

La recesión gingival se puede agrupar según la clasificación de la recesión del tejido marginal propuesto por Miller en 1985. Clase I, recesión que no sobrepasa la línea mucogingival; Clase II: recesión que sobrepasa la línea mucogingival; en estas dos primeras clases no hay pérdida de hueso ni de tejido blando interdental; Clase III, la recesión está en el límite o sobrepasa la línea mucogingival con pérdida ósea apical; y la Clase IV: recesión gingival que sobrepasa la línea mucogingival con pérdida ósea apical e interdental.⁴⁸

Brandini *et al.* en su estudio clínico de los 171 dientes con LCNC observó recesión gingival en el 88.3%.⁶ Zuchelli *et al.* evaluaron la presencia de recesión gingival con LCNC utilizando la clasificación de Miller donde hallaron que en un total de 96

recesiones gingivales, 26 fueron de clase Miller I, 20 de clase Miller II, 38 de clase Miller III y 10 de clase Miller IV.⁷

En la zona cervical del diente, la aparición de la LCNC puede darse en tres zonas: la primera solo en la parte coronaria, dentina y/o esmalte; la segunda solo en la raíz, dentina y/o cemento; y la tercera en la parte coronaria y parte de la raíz expuesta.⁷ Cuando la LCNC involucra la raíz, se asocia comúnmente con la recesión gingival o pérdida de inserción, ya sea para el desarrollo o progresión de LCNC.³⁵

En el estudio clínico de Antonelli *et al.*, la distribución de las lesiones con relación al margen gingival libre mostró que 40 (71,4%) lesiones eran supragingivales; 11 (19.6%) fueron paragingivales y 5 (8.9%) subgingivales.⁴⁹ Miller *et al.* de un total de 309 LCNC con respecto a sus límites apicales, la distribución fue con 30.5% supragingival, 37.0% yuxtagingival y 32.5% subgingival.⁵⁰

El contexto clínico verdadero es más complejo y con frecuencia, la LCNC afecta tanto a la corona como a la raíz, provocando la desaparición de la unión cemento-esmalte (CEJ), que separa anatómicamente la corona de la raíz.⁷

Berhenet *et al.* propusieron que las recesiones están asociadas con la formación de las abfracciones y deben verse como cofactores; en su estudio, el 77% de todas las lesiones exhibieron recesiones.⁵¹

Relación entre distribución de esfuerzos y cambios en la magnitud de la fuerza oclusal

En las investigaciones usando el método de elementos finitos, las magnitudes de fuerza mayormente usadas son de 100 a 500N, determinando que el aumento de carga no ocasiona cambios en el patrón general de distribución de estrés, pero si aumentó en sus valores.⁵²

Relación entre distribución de esfuerzos y cambios en altura ósea y magnitud de la fuerza oclusal

La dirección de las fuerzas y la posición del soporte alveolar determinan la forma y situación de la abfracción. Vandana *et al.* usaron el método de elementos finitos donde analizo un incisivo con alturas de hueso alveolar de 25%, 50% y 75% a los cuales se aplicaron una carga oclusal de 5kg, 24kg y 29kg con un ángulo 50° a lo largo del eje axial en la superficie palatina. Halló áreas de alta fuerza comprensiva en el diente, cerca de la cresta alveolar y en menor medida en la mitad apical de la raíz para todas las cargas aplicadas en el estudio. En la región cervical, la concentración de esfuerzo incremento a un 64-67% con nivel de hueso reducido y alta magnitud de la fuerza oclusal.⁵³

Asimismo, en un estudio fotoelástico se simulo primeras premolares superiores con tres niveles de reducción del soporte periodontal (0, 20, 25%) con cargas verticales de 10lb dando como resultado que la localización de la concentración de estrés se desplazó apicalmente a medida que disminuyó el soporte periodontal.¹⁰

Otros factores que influenciarían la relación entre las variables del estudio

En diferentes estudios que clasificaron a los pacientes por grupos de edad, se evidenció que la prevalencia de LCNC aumentó con el aumento de la edad. Esto se debe que al aumentar la edad, por procesos fisiológicos el esmalte pierde rigidez lo que le hace más propenso a presentar fisuras y microfracturas verticales aumentando el riesgo de padecer las LCNC; otro proceso fisiológico es la pérdida de función canina en los movimientos de lateralidad de la mandíbula por desgaste de la edad; por consecuente, pasan a tener función en grupo aumentando la carga oclusal a los dientes posteriores, lo mismo ocurre al presentar múltiples ausencias de piezas dentales, ya que los dientes restantes soportan mayores cargas oclusales.³⁵

Se ha mencionada anteriormente que la abrasión por cepillado sería parte de la etiología multifactorial del origen de las LCNC, pero también se considera como un potenciador a que la lesión progrese.⁵⁴

Por lo expuesto el propósito del presente estudio fue evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical en primeras premolares inferiores con lesión cervical no cariosa según altura de hueso alveolar y magnitud de carga oclusal por el método de elementos finitos.

IV. OBJETIVOS

IV.1. Objetivo general

Evaluar la distribución de esfuerzos en primera premolar inferior según presencia de lesión cervical no cariosa, altura de hueso alveolar y magnitud de carga oclusal por el método de elementos finitos.

IV.2. Objetivo específico

1. Evaluar la influencia de dos magnitudes oclusales en la distribución de esfuerzos en una premolar inferior sin y con LCNC al presentar tres diferentes alturas óseas mediante el método de elementos finitos por cortes.
2. Evaluar la influencia de la presencia de la LCNC en la distribución de esfuerzos en una premolar inferior con tres alturas óseas y dos magnitudes oclusales mediante el método de elementos finitos por cortes.
3. Evaluar la influencia de tres alturas óseas diferentes en la distribución de esfuerzos en una premolar inferior sin y con LCNC según dos magnitudes oclusales mediante el método de elementos finitos por cortes.

V. HIPÓTESIS

Al existir mayor carga oclusal en una premolar con LCNC y menor altura ósea, la distribución de esfuerzos será mayor hacia apical que coronal.

VI. MATERIALES Y MÉTODOS

VI.1. Diseño del estudio

El estudio fue de tipo experimental *in silico*, analítico y longitudinal prospectivo.

VI.2. Muestra

Unidad de muestreo:

Se usó una pieza primera premolar inferior seleccionada en base a criterios anatómicos cualitativos (Anexo 1) y cuantitativos (Anexo 2)

Unidad de análisis:

La unidad de análisis para el presente estudio *in silico* es llamada simulación. Una simulación es una confección de un modelo de sistema real en una computadora, el comportamiento de estos sistemas se expresa mediante cambios en las variables que lo describen.

Los grupos experimentales evaluados se definieron en función a las simulaciones:

- S1: Pieza sin LCNC con altura ósea 100% (13mm) con magnitud de carga oclusal de 100N.
- S2: Pieza sin LCNC con altura ósea 75% (9.75mm) con magnitud de carga oclusal de 100N.
- S3: Pieza sin LCNC con altura ósea 50% (6.5mm) con magnitud de carga oclusal de 100N.

- S4: Pieza sin LCNC con altura ósea 100% (13mm) con magnitud de carga oclusal de 500N.
- S5: Pieza sin LCNC con altura ósea 75% (9.75mm) con magnitud de carga oclusal de 500N.
- S6: Pieza sin LCNC con altura ósea 50% (6.5mm) con magnitud de carga oclusal de 500N.
- S7: Pieza con LCNC con altura ósea 100% (13mm) con magnitud de carga oclusal de 100N.
- S8: Pieza con LCNC con altura ósea 75% (9.75mm) con magnitud de carga oclusal de 100N.
- S9: Pieza con LCNC con altura ósea 50% (6.5 mm) con magnitud de carga oclusal de 100N.
- S10: Pieza con LCNC con altura ósea 100% (13mm) con magnitud de carga oclusal de 500N.
- S11: Pieza con LCNC con altura ósea 75% (9.75mm) con magnitud de carga oclusal de 500N.
- S12: Pieza con LCNC con altura ósea 50% (6.5 mm) con magnitud de carga oclusal de 500N.

Las piezas sin LCNC con altura ósea 100%, 75% y 50% están esquematizadas en la Figura 1 y las piezas con lesión en la Figura 2.

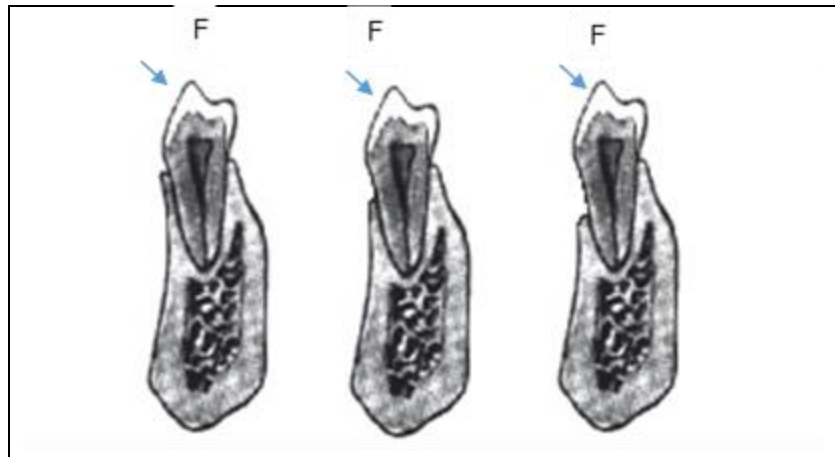


Figura 1. Simulaciones en un diente sin LCNC con alturas óseas 100, 75 y 50% para 100N y 500N

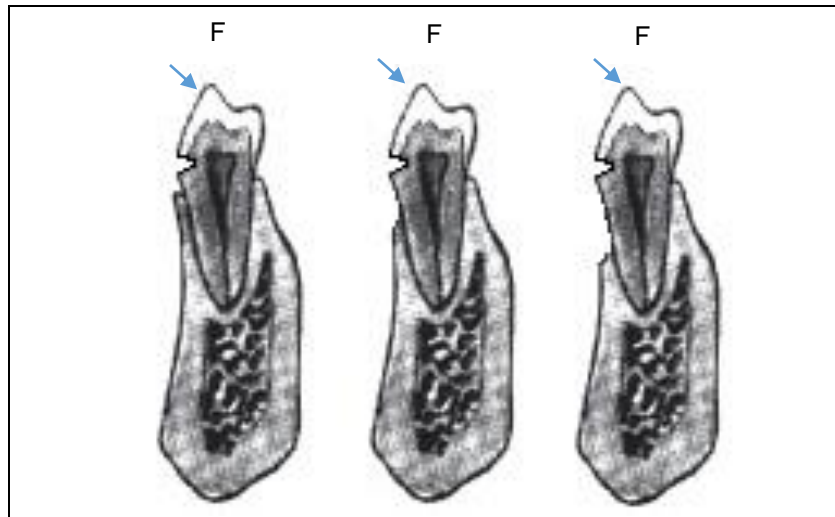


Figura 2. Simulaciones en un diente con LCNC con alturas óseas 100, 75 y 50% para 100N y 500N.

Tamaño muestral:

Se trabajó con una simulación de un modelo matemático y que la aplicación de éste fue siempre la misma invariablemente por lo que no se requiere determinar un tamaño muestral.

VI.4. Criterios de selección

Con el objetivo de reproducir las características arquitectónicas y geométricas de un primer premolar inferior, su selección de baso en los criterios dados en la unidad de muestreo. (Anexo 1 y 2)

VI.5. Variables

VI.5.1. Variable dependiente

Distribución de esfuerzos: Fuerza por unidad de área, operacionalmente se define como máximo esfuerzo registrado en superficie dental bajo estudio. Es una variable cuantitativa y continua, se registró el máximo esfuerzo en zona vestibular en los seis cortes de evaluación en la pieza modelada por el programa de Elementos Finitos y será medido con la escala de Von Mises en Pa.

VI.5.2. Variables independiente

Magnitud de la carga oclusal: Fuerza que aplican los dientes superiores de la dentadura contra los inferiores, y viceversa, operacionalmente se define como cantidad de fuerza aplicada al diente. Es una variable cuantitativa y discreta, las magnitudes a utilizar son del 100N y 500N.

Altura de hueso alveolar: Altura del tejido óseo que sirve de aparato de inserción y soporte a la pieza dentaria, operacionalmente se define como altura de hueso alveolar tomando como referencia de altura total, la distancia entre el ápice y 1mm antes de alcanzar la UCA (13mm en total). Es una variable cuantitativa y discreta. Los criterios a utilizar son altura ósea 100%, altura ósea 75% y altura ósea 50%

Presencia de lesión cervical: Lesión cervical no cariosa en forma de cuña de etiología multifactorial, operacionalmente se define como presencia de lesión en forma de cuña a nivel cervical. Es una variable cuantitativa y nominal (dicotómica). Los criterios a utilizar son diente sin LCNC y diente con LCNC.

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

VI.6. Procedimientos y técnicas

Se utilizó una primera premolar inferior que cumplía con los criterios de selección, donada por un CD (Anexo 4). Las medidas fueron verificadas con un vernier analógico. (Litz, China)

A esta pieza se le realizó cortes tomográficos axiales, para poder realizarlo se le colocó un bloque cilíndrico de silicona de mediana densidad (Zetaplus Putty, Zhermack, USA) alrededor de la raíz siguiendo su eje axial para estabilizarlo y así colocarlo sobre la superficie plana del tomógrafo Cone Beam (Tomografo Panorámico CS 9300, USA). Los datos se almacenaron en formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine).

Los datos se trasladaron al software de segmentación de imágenes médicas Simpleware ScanIP (Sysnopsys, Inc) para reconstruir las capas de la pieza; es decir, pulpa, dentina, esmalte, ligamento periodontal y hueso alveolar; la silicona fue reconstruida como hueso alveolar; generándose un archivo que integraba la segmentación.

Posteriormente, en el software de segmentación, se modificó el modelo según la variable a analizar ya sea creando la LCNC con las siguientes características en forma de cuña: el margen superior a 0.25 mm sobre UCA, el margen inferior a 0.5 mm debajo de UCA, el ángulo interno a 0.25 mm debajo de UCA, con 0.75 mm de profundidad, y una extensión de 3.5 mm en sentido mesiodistal (Figura 4); y/o modificando la altura ósea. Se realizó una reducción en forma vertical solo en la zona vestibular; para altura ósea 75% se redujo 3.25 mm y para altura ósea 50% se redujo 6.50 mm (Figura 5), obteniendo así los modelos en total seis.

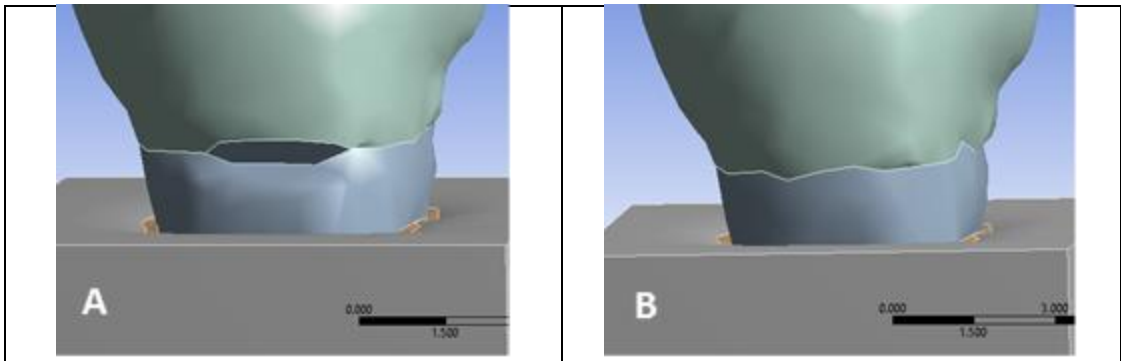


Figura 3. Simulación de primera premolar derecha inferior (A) Pieza con LCNC (B) Pieza sin LCNC.

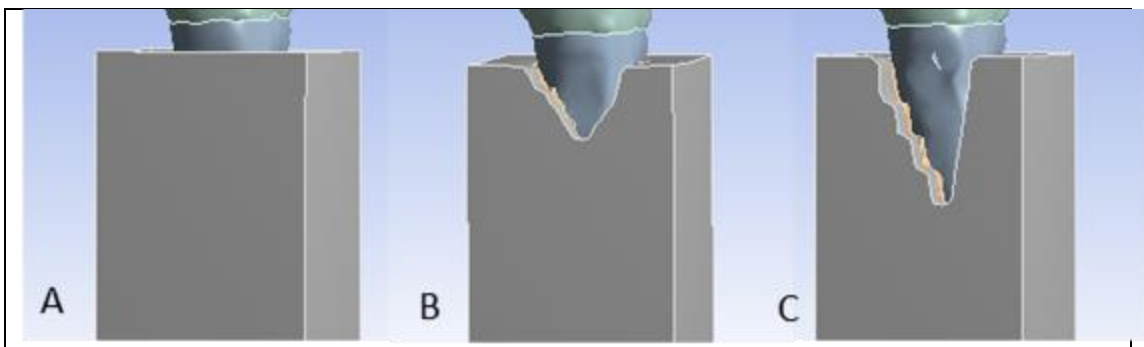


Figura 4. Simulación de primera premolar derecha inferior (A) Altura ósea 100%, (B) Altura ósea 75%, (C) Altura ósea 50%.

Los modelos fueron exportados al software ANSYS (Ansys Workbench 18, PA, EUA) para obtener las simulaciones. En la Tabla 1 se muestran las propiedades mecánicas que se introdujeron al software.

Se definió el tipo de conexión obteniendo el mallado de la simulación, que consiste en una base sólida conformada por unidades tetraédricas. Luego del mallado se fijó la dirección de la fuerza que fue aplicada sobre la vertiente externa de la línea media de la cúspide vestibular a 2 mm de la punta de dicha cúspide, aplicándose en un nodo, formando un ángulo de -45° (con respecto al eje axial) con magnitud de 100N o 500N. El paso siguiente fue fijar las caras laterales del hueso alveolar (mesial y distal), pidiendo como resultado el “Máximo Stress Principal”. Se obtuvo así la distribución de esfuerzos de la simulación. Este procedimiento se realizó con cada uno de las simulaciones.

En cada simulación, las capas están constituida por triángulos, nodos y tetraedros, los cuales resumimos en la Tabla 2.

Tabla 1. Propiedades mecánicas de las estructuras del diente.⁵⁵

Material	Tipo de Propiedades	Módulo de Elasticidad	Coefficiente de Poisson
Esmalte	Isotrópicas	73.72 GPa	0.23
Dentina	Isotrópicas	17.07 GPa	0.3
Hueso	Isotrópicas	13.70 GPa	0.3
Pulpa	Isotrópicas	0.00207 GPa	0.45
Ligamento Periodontal	Isotrópicas	0.0689 GPa	0.45

Tabla 2. Elementos de la segmentación y mallado según capas

Capas o procesos	Segmentación (triángulos)	Mallado(tetraedro)
Esmalte	322 996	2715
Dentina	456 424	6547
Pulpa	100 404	1263
Ligamento periodontal	412 228	4108
Hueso	1 282 896	8886
Total	2 575 356	23 519

Luego de haber obtenido las doce simulaciones, se desarrollaron seis cortes de evaluación transversales en la pieza (Figura 5), donde se registró el máximo esfuerzo (Pa) en el contorno vestibular, debido a que la LCNC es frecuente en desarrollarse allí. Además, se registró en cada capa involucrada en los seis cortes transversales, las capas esmalte y dentina se consideraron como solo una, denominada diente. El primer corte involucro la capa esmalte, en el segundo y tercer corte involucro la capa dentina y desde el cuarto hasta el sexto corte involucro a las capas dentina, ligamento y hueso.

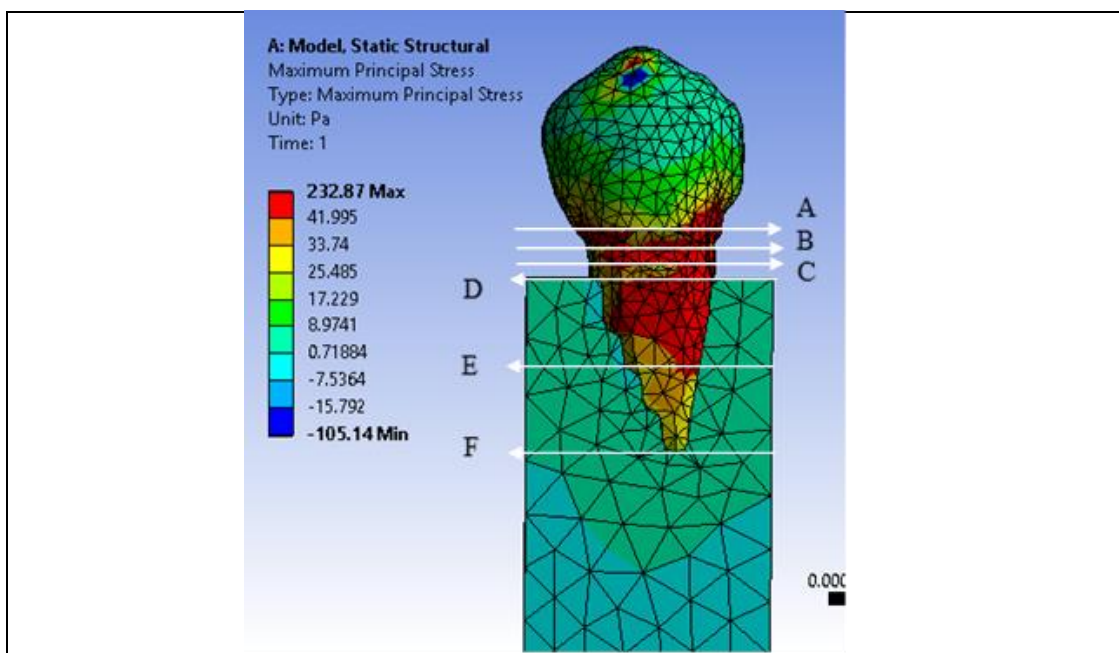


Figura 5. Cortes de evaluación seleccionados para analizar la distribución de esfuerzos.

Los seis cortes de evaluación fueron:

Corte A: Línea cavo externa coronal de la lesión de abfracción, que está a 0.25 mm encima de UCA. Esto es válido para las simulaciones con y sin lesión.

Corte B: Tuvo las siguientes variantes:

- a. Pieza sin lesión. Línea ubicada a 0.25mm por debajo de UCA sobre la cara vestibular de la pieza modelada.
- b. Pieza con lesión. Línea cavo interna de la lesión de abfracción que se forma en el ángulo interno de dicha lesión, ubicada a 0.75mm de profundidad con respecto a la cara externa de la pieza.

Corte C: Línea cavo externa radicular de la lesión de abfracción, que está a 0.5mm por debajo de UCA. Esto es válido para las simulaciones con y sin lesión.

Corte D: Tuvo las siguientes variantes:

- a. Pieza sin altura ósea reducida: Línea ubicada a 1mm debajo de UCA; es decir, en la cresta alveolar de la tabla ósea vestibular de la pieza modelada.
- b. Pieza con altura ósea reducida: Línea ubicada en la parte más superior de la tabla ósea vestibular de la pieza modelada, en el nivel indicada en la descripción anterior.

Corte E: Tuvo las siguientes variantes:

- a. Pieza sin altura ósea reducida: Línea ubicada a 4.25 mm debajo de UCA; es decir, un 75% de altura ósea.
- b. Pieza con altura ósea reducida: Línea ubicada en la parte más superior de la tabla ósea vestibular de la pieza modelada, en el nivel indicada en la descripción anterior.

Corte F: Tuvo las siguientes variantes:

- a. Pieza sin altura ósea reducida: Línea ubicada a 7.5 mm debajo de UCA; es decir, un 50% de altura ósea.
- b. Pieza con altura ósea reducida: Línea ubicada en la parte más superior de la tabla ósea vestibular de la pieza modelada, en el nivel indicada en la descripción anterior.

VI.7. Plan de análisis

1. La identificación del valor cuantitativo para la distribución de esfuerzos en las zonas seleccionadas fue compatibilizando el registro cualitativo en colores de los resultados con la escala de Von Mises para Análisis de la Distribución de Esfuerzos.
2. Se utilizaron dos tipos de gráficos: El primero donde se usaron los valores de máximo esfuerzo por cortes según capas y el segundo fue la diferencia porcentual de cargas y presencia de lesión.
3. La diferencia porcentual es la diferencia entre un valor antiguo y uno nuevo en forma de porcentaje.

En el estudio se usó para la diferencia porcentual entre el valor de 100N (valor antiguo) y el valor de 500N (valor nuevo); asimismo para presencia de lesión, sin lesión (valor antiguo) y con lesión (valor nuevo).

Para hallar la diferencia porcentual se usa la siguiente formula:

$$\frac{|\text{valor nuevo} - \text{valor antiguo}|}{|\text{valor antiguo}|} \times 100\%$$

Si el valor del resultado es mayor que el antiguo quiere decir que es un porcentaje de aumento y si es menor es de reducción.

VI.8. Consideraciones éticas

El presente trabajo de investigación fue enviado al Comité de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia para su evaluación y registró.

El diente premolar inferior utilizado fue donado por un doctor de la Facultad de Estomatología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia.

Se solicitó los permisos institucionales para el uso de servicios o laboratorios donde se desarrollará el estudio. (Anexo 3)

VII. RESULTADOS

La distribución de esfuerzos de las simulaciones de la premolar inferior sin lesión con carga de 100N y con 100, 75 y 50AO; sin lesión con carga de 500N y con 100, 75 y 50AO; con lesión con carga de 100N y con 100, 75 y 50AO; y con lesión con carga de 500N y con 100,75 y 50AO por capas se puede observar en las Figuras 7, 8, 9, y 10 respectivamente. Y en el cuadro 1 se puede observar la localización y distribución de esfuerzos por capas.

A. Resultados para Diente

A.1. Diente sin LCNC

A.1.1. Valores crudos: (Gráfico 1, Gráfico 2).

A.1.1.1. En las tres alturas óseas y con ambas cargas se aprecian dos puntos de concentración de esfuerzo, uno a nivel de la porción más coronal de la pieza sin inserción ósea, y la otra a nivel de la raíz con inserción ósea, siendo este último siempre a nivel de cresta ósea. En cambio, en la porción más coronal, en AO100 y AO75 con ambas cargas, el nivel de mayor concentración de esfuerzos, está en el corte UCA+0.25, y en AO50 con carga de 100N está en UCA-0.25; en cambio, en AO50 con 500N está en UCA+0.25.

A.1.2. Diferencia porcentual tomando 100N como 100%: (Gráfico 3)

En los cortes coronales (sin inserción ósea, UCA+0.25, UCA-0.25 y UCA-0.5) se aprecia un cambio porcentual irregular de 100N a 500N entre todos ellos, destacando:

- a) Se aprecia a nivel de esmalte (UCA+0.25) un cambio creciente a medida que se reduce la altura ósea cuando se incrementa la carga de 100N a 500N.

b) Con mayor altura ósea, AO100 y AO75, el mayor incremento en la concentración de esfuerzo tensional, al aumento de la carga, es a nivel de dónde se ubicaría el ángulo interno de la lesión (UCA-0.25).

c) Con menor altura ósea (AO50), el cambio incremental en el esfuerzo tensional se concentra en dónde vendrían a estar los extremos de la lesión (UCA+0.25 y UCA-0.5).

A.1.2.2. En los cortes radiculares con inserción ósea (UCA-1, UCA-4.25 y UCA-7.5), el nivel de esfuerzo crece de 100N a 500N por lo general casi 4 veces más, excepto para AO100, donde es un poco más de 3 veces de aumento.

A.1.3. Comparando según la altura ósea:

A.1.3.1. Valores crudos

a) Para Carga de 100N (Gráfico 1)

i) La concentración de esfuerzos entre los resultados de AO100 y AO75 son muy similares con un ligero menor valor para AO75, excepto para el corte a UCA-0.25, donde la concentración de esfuerzo para AO75 es ligeramente mayor.

ii) En AO50 se encuentra un pico de concentración de esfuerzo en el corte a UCA-0.25 con un valor mayor que los otros cortes en relación a su altura y a las tres alturas óseas evaluadas. Igualmente, AO50 registra el menor valor entre todas las alturas y niveles en UCA-7.5, cabe resaltar que en este nivel las tres alturas presentan sus menores valores.

iii) El AO50 tiene valores mayores que AO75 para los cuatro cortes superiores, y para los dos inferiores sus valores son menores.

iv) En el corte a UCA-0.25 la concentración de esfuerzo aumenta al disminuir la altura ósea y en los cortes a UCA-4.25 y UCA-7.5, la concentración de esfuerzo disminuye al disminuir la altura ósea.

b) Para Carga de 500N (Gráfico 2)

i) A nivel de esmalte y UCA-0.25, la concentración de esfuerzo disminuye al aumentar la altura ósea.

ii) La concentración de esfuerzo para el AO50 en el corte a nivel de esmalte es la mayor a los otros cortes para las tres alturas óseas evaluadas. También AO50 presenta el menor valor entre las tres alturas en el nivel UCA-7.5, como también se registró para 100N.

iii) En el corte a UCA-7.5, la concentración de esfuerzo disminuye al disminuir la altura ósea.

A.2. Diente con LCNC

A.2.1. Valores crudos: (Gráfico 4, Gráfico 5)

A.2.1.1. En relación con la pieza sin LCNC, en el registro de esfuerzos para pieza con LCNC se encuentra que la concentración de esfuerzos tiende a centralizarse no en un solo nivel sino en una extensión, siendo ésta de la siguiente configuración:

a) Para 100N la centralidad de la concentración de esfuerzos se da entre UCA-0.5 y UCA-4.25, con picos en UCA-1 para AO100 y UCA-0.5 para AO75 y AO50. Se resalta aquí que, en relación con la lesión, su borde inferior es el de mayor concentración de esfuerzos.

i) Con 500N, para las tres alturas el pico de mayor concentración de esfuerzos es en UCA-0.25, pero la franja de concentración de esfuerzos

varía de la siguiente forma: Para AO100 entre UCA-0.25 y UCA-4.25. Para AO75 entre UCA+0.25 y UCA-1. Para AO50 entre UCA+0.25 y UCA-0.5.

A.2.2. Diferencia porcentual tomando 100N como 100%: (Gráfico 6)

Al incrementar la carga oclusal de 100N a 500N en los cortes más coronales sin inserción ósea se observa que para AO100, hay mayor concentración de esfuerzo tensional en el ángulo interno de la lesión (UCA-0-25), y para AO75 y AO50, el mayor esfuerzo tensional se concentra en el borde superior de la lesión (UCA+0.25), en relación a los demás cortes coronales.

A.2.3. Comparando según la altura ósea:

A.2.3.1. Valores crudos

a) Para Carga de 100N (Gráfico 4)

- i) Se aprecia un patrón de mayor concentración de esfuerzo cuando hay disminución de altura ósea en los tres cortes más superiores, es decir, a nivel cervical. En los dos primeros cortes AO75 es mayor que AO50.
- ii) Se encuentra un patrón de menor concentración de esfuerzo a medida que disminuye la altura ósea en los cortes que corresponden a inserción ósea, es decir, desde cresta ósea a inferiores.

b) Para Carga de 500N (Gráfico 5)

Los patrones de concentración de esfuerzo se comportan según tres niveles: En los dos cortes más superiores, es decir los más próximos a UCA, se aprecia mayor concentración de esfuerzo a medida que disminuye la altura ósea, con AO75 presentando mayores valores que AO50 para estos cortes. En los dos cortes intermedios, es decir a UCA-0.5 y UCA-1, hay menor concentración de esfuerzo cuando hay disminución de altura ósea, con AO75 presentando mayores valores que

AO100 para estos cortes. Y en los cortes inferiores, es decir, a UCA-4.25 y UCA-7.5, la concentración de esfuerzo es menor a medida que disminuye la altura ósea.

A.3. Comparando según presencia de LCNC:

A.3.1. Diferencia porcentual tomando sin LCNC como 100%

A.3.1.1. Para 100N (Gráfico 7)

- a) A nivel radicular, se aprecia una caída en la distribución de esfuerzos para las tres alturas, la cual es mayor para UCA-1.
- b) A nivel coronal, hay cambios irregulares, principalmente caídas en la distribución de esfuerzos.
 - i) Se encuentra una caída significativa para las tres alturas a nivel del borde superior de la lesión.
 - ii) En el borde inferior de la lesión el cambio es pequeño, caída para AO100 y pequeño incremento para AO75 y AO50.
 - iii) A nivel del ángulo interno de la lesión se ven cambios irregulares también, con la mayor caída de todo el gráfico para AO50(-58%), también caída para AO100 e incremento para AO75.

A.3.1.2. Para 500N (Gráfico 8)

- a) A nivel coronal, cuando hay presencia de LCNC, se aprecia un cambio incremental casi total, sólo AO50 para UCA+0.25 cae.
- b) A nivel coronal, el mayor incremento es a nivel del ángulo interno de la lesión, le sigue el borde inferior y al final el borde superior.
- c) A nivel radicular, sólo hay incremento en el esfuerzo para AO100 y AO75. Los mayores niveles los alcanza AO100 para UCA-4.25 y UCA-7.5.

d) A nivel radicular, AO50 cae para los 3 niveles, más en UCA-7.5 y menos para UCA-4.25.

B. Resultados para Ligamento Periodontal (LP)

B.1. Ligamento periodontal en pieza sin LCNC

B.1.1. Valores crudos: (Gráfico 9, Gráfico 10)

B.1.1.1. La mayor concentración de esfuerzo para las tres alturas óseas y para carga de 100 y 500N se encuentra en el corte UCA -1 es decir a nivel de la cresta alveolar, destacando AO75 para 100N y AO100 para 500N.

B.1.1.2. En el corte a UCA-7.5 los valores son negativos, es decir un esfuerzo compresivo, con valores más negativos a menor altura ósea.

B.1.2. Comparando según la altura ósea:

B.1.2.1. Valores crudos (Gráfico 9, Gráfico 10)

a) La concentración de esfuerzo de las tres alturas va siendo menor y tornando a valores negativos al disminuir el plano de evaluación para ambas cargas.

b) En 100N, en el corte a UCA -7.5, la concentración de esfuerzo es negativa para las tres alturas óseas, además el valor de la concentración de esfuerzo es más negativo al disminuir la altura ósea.

c) En 500N, en el corte a nivel de cresta ósea, el valor de la concentración de esfuerzo disminuye al disminuir la altura ósea.

d) Para 100N y 500N, en UCA-4.25, se reitera que el menor valor se registra para AO75.

B.1.2.2. Diferencia porcentual tomando 100N como 100% (Gráfico 11)

- a) Hay un patrón de diferencia porcentual entre las tres alturas que es la misma para todos los cortes, siendo la diferencia porcentual de AO100 la mayor.

B.2. Ligamento periodontal en pieza con LCNC

B.2.1. Valores crudos: (Gráfico 12, Gráfico 13)

B.2.1.1. La mayor concentración de esfuerzo para las tres alturas óseas y para carga de 100 y 500N se encuentra en el corte UCA -1 es decir a nivel de la cresta alveolar, destacando AO100 para 100N y 500N.

B.2.1.2. En el corte a UCA -7.5 los valores son negativos, es decir un esfuerzo compresivo.

B.2.2. Comparando según la altura ósea:

B.2.2.1. Valores crudos (Gráfico 12, Gráfico 13)

- a) La concentración de esfuerzo de las tres alturas va siendo menor y tornando a valores negativos al disminuir el corte de evaluación para ambas cargas.
- b) A nivel de cresta ósea para ambas cargas, la mayor concentración de esfuerzo es para AO100 y la menor para AO75.
- c) En el corte a UCA-4.25 para ambas cargas, la mayor concentración de esfuerzo es AO50 y la menor para AO75.
- d) En el corte a UCA-7.5 para ambas cargas, la concentración de esfuerzo de AO75 es la más negativa y la menos es con AO50.

B.2.2.2 Diferencia porcentual tomando 100 N como 100%: (Gráfico 14)

- a) La diferencia porcentual de 100 y 50AO es similar en los tres cortes, siendo mayor en UCA -7.5mm.
- b) La diferencia porcentual de 75AO es la mayor a nivel de cresta ósea y para UCA -4.25 y -7.5 es la menor.

B.3. Comparando según presencia de LCNC:

B.3.1. Diferencia porcentual tomando sin LCNC como 100% (Gráfico 15 y 16)

B.3.1.1. Para AO100:

- a) Con ambas cargas se registra un incremento para UCA-1, principalmente para 100N.
- b) En los dos niveles más inferiores, UCA-4.25 y UCA-7.5, dado que los valores son siempre pequeños, se entiende por qué pequeñas diferencias generan cambios porcentuales entre 10% y 25%. Podemos coincidir que el cambio en estos dos niveles es pequeño y no va de la mano con la respuesta a nivel de cresta ósea, para 100N hay un ligero aumento y para 500N una pequeña caída.

B.3.1.2. Para AO75:

- a) Se reiteran cambios repetitivos para ambas cargas, en UCA-1 y UCA-7.5, con disminución para el primero y aumento para el segundo.
- b) En UCA-4.25 se registran cambios irregulares con valores muy pequeños teniendo cambios que están entre el 20%(disminución en 500N) y 15%(aumento en 100N), pero que a pesar de que los valores porcentuales pueden ser poco referenciales para este caso, reiteramos que esta altura para este nivel registra siempre el menor esfuerzo.

B.3.1.3. Para AO50:

- a) Se presentan cambios repetitivos para ambas cargas, en UCA-1, UCA-4.25 y UCA-7.5, con aumento para las dos primeras y disminución para la última.
- b) A pesa de los valores crudos bajos, destaca la magnitud de la caída para UCA-7.5.

C. Resultados para Hueso Alveolar (HA)

C.1. Hueso alveolar en pieza sin LCNC

C.1.1. Valores crudos: (Gráfico 17, Gráfico 18)

C.1.1.1. La mayor concentración de esfuerzo para las tres alturas óseas y para carga de 100 y 500N se encuentra en el corte UCA -1 es decir a nivel de la cresta alveolar, destacando AO75 para 100N y 500N.

C.1.2. Comparando según la altura ósea:

C.1.2.1. Valores crudos: (Gráfico 17, Gráfico 18)

- a) La concentración de esfuerzo de las tres alturas va siendo menor y acercándose a cero al disminuir el plano de evaluación para ambas cargas.
- b) Para ambas cargas, en el corte a UCA -4.25, la concentración de esfuerzo es distintivamente mayor para AO50.
- c) Para ambas cargas, en el corte a nivel de cresta ósea, el valor de la concentración de esfuerzo es mayor para AO75, sigue AO50 y finalmente AO100 significativamente menor.

C.1.2.2. Diferencia porcentual tomando 100 N como 100%: (Gráfico 19)

- a) Todas las concentraciones de esfuerzo aumentan en todos los cortes.

C.2. Hueso alveolar en pieza con LCNC

C.2.1. Valores crudos (Gráfico 20, Gráfico 21)

C.2.1.1. La mayor concentración de esfuerzo para las tres alturas óseas y para carga de 100 y 500N se encuentra en el corte UCA -1 es decir a nivel de la cresta alveolar, destacando AO50 para 100N y 500N. Se aprecia que para menor altura ósea hay mayor registro de esfuerzo.

C.2.2. Comparando según la altura ósea:

C.2.2.1. Valores crudos (Gráfico 20, Gráfico 21)

- a) La concentración de esfuerzo de las tres alturas va siendo menor y acercándose a cero al disminuir el plano de evaluación para ambas cargas.
- b) Para ambas cargas, en el corte a UCA -4.25, la concentración de esfuerzo es distintivamente mayor para AO50, luego sigue AO75, y finalmente AO100.
- c) Para ambas cargas, en el corte a nivel de cresta ósea, el valor de la concentración de esfuerzo es mayor con menor altura ósea. Los valores para AO50 y AO75 son significativamente mayores que AO100.

C.2.2.2. Diferencia porcentual tomando 100 N como 100%: (Gráfico 22)

- a) La mayor diferencia porcentual de las tres alturas está en el corte a UCA -7.5 en la altura ósea 50%.
- b) La menor diferencia porcentual de las tres alturas está en el corte a nivel de cresta ósea en la altura ósea 75%.

C.3. Comparando según presencia de LCNC:

C.3.1. Diferencia porcentual (Gráfico 23, Grafico 24)

C.3.1.1. Es interesante resaltar los siguientes cambios importantes en los patrones según diferencia de altura:

- **De AO100 a AO75:**

Se aprecia un cambio de patrón en UCA-1, pasando de un incremento ligero con ambas cargas a una disminución también con 100N y 500N. Es importante notar que los cambios más significativos son con 100N, pero los patrones se mantienen para ambas cargas. En UCA-4.25, se aprecia un cambio pasando de un patrón irregular en AO100 a un aumento significativo con ambas cargas. El aumento para AO75, como en el ítem anterior, es más significativo para 100N.

- **De AO75 a AO50**

Se aprecia un cambio de patrón en UCA-1, pasando de una caída con ambas cargas a un aumento importante también con 100N y 500N. Los cambios más significativos son siempre con 100N, pero los patrones se mantienen para ambas cargas. En UCA-4.25 se aprecia un cambio, pasando de un incremento significativo en AO75 a un aumento patrón irregular con ambas cargas.

a) En AO100, AO75 y AO50, para UCA-7.5 y ambas cargas se reiteran cambios irregulares sin seguir necesariamente un patrón propio, sino más bien que muchas veces se enlaza con los cambios a nivel de UCA-4.25.

C.3.2. Comparación en valores crudos

C.3.2.1. En UCA-1 se resalta:

- a) Se registran cambios más importantes para AO75 y AO50.
- b) AO75 de presentar los valores mayores para SL disminuye su magnitud de esfuerzo propia y relativa con respecto a las otras alturas, principalmente con AO50.
- c) AO50 de SL a CL registra un crecimiento propio y relativo registrando aumentos significativos.

C.3.2.2. En UCA-4.25 se registran:

- a) Se coincide para las tres alturas que presentan valores bajos a este nivel, principalmente AO100 y AO75.
- b) AO50 tiene siempre el mayor valor, según carga y lesión, aunque con cambios irregulares de SL a CL.

C.3.2.3. En UCA-7.5 apreciamos:

- a) Para las tres alturas óseas valores muy pequeños, en SL y CL, aumentando principalmente con relación al aumento de carga.
- b) Se coincide que AO50 presenta siempre el mayor registro de esfuerzo, según carga y presencia de lesión.

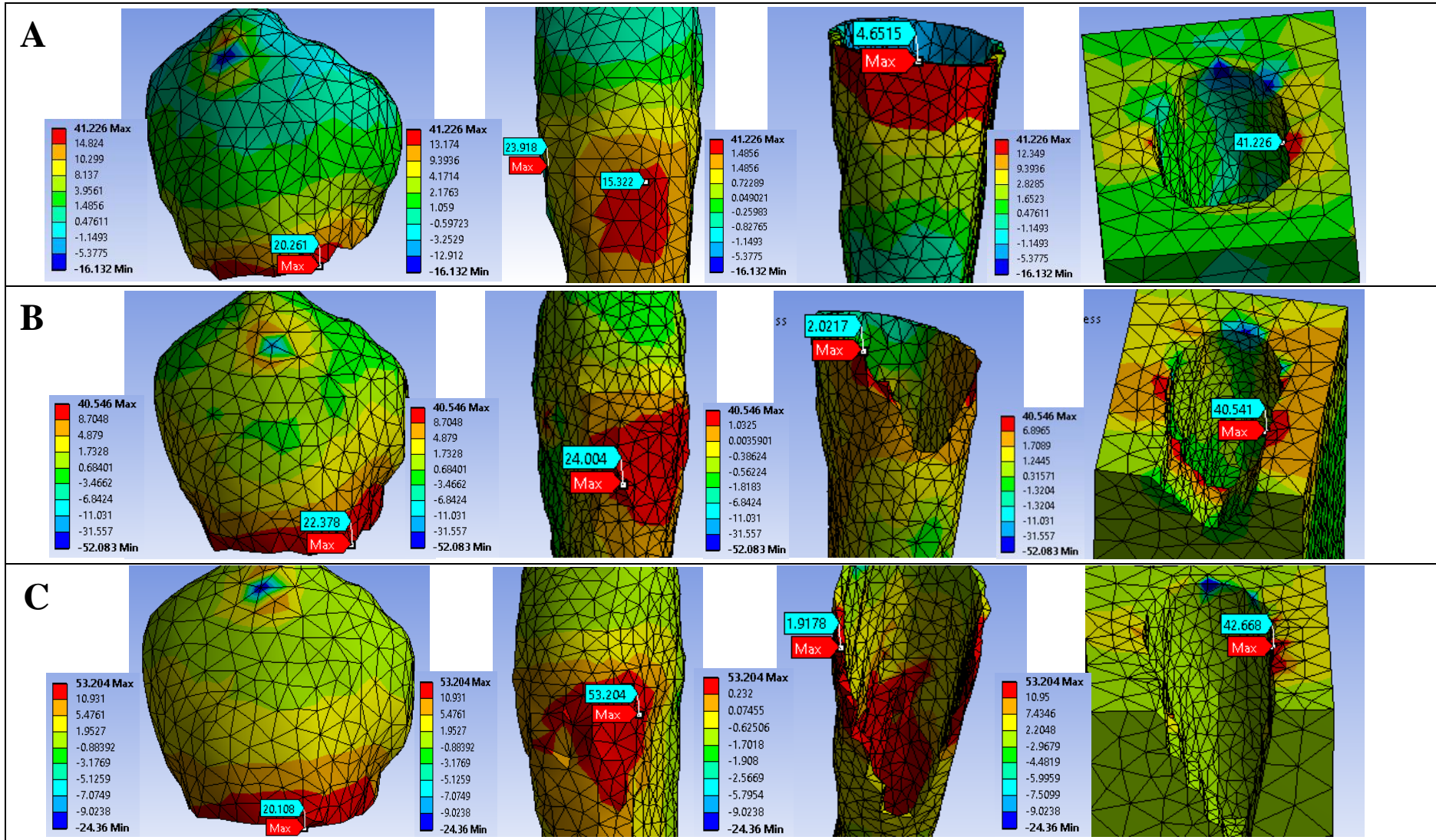


Figura 6. Simulación de piezas sin LCNC con carga 100N (A) altura ósea 100% (B) altura ósea 75% (C) altura ósea 50%.

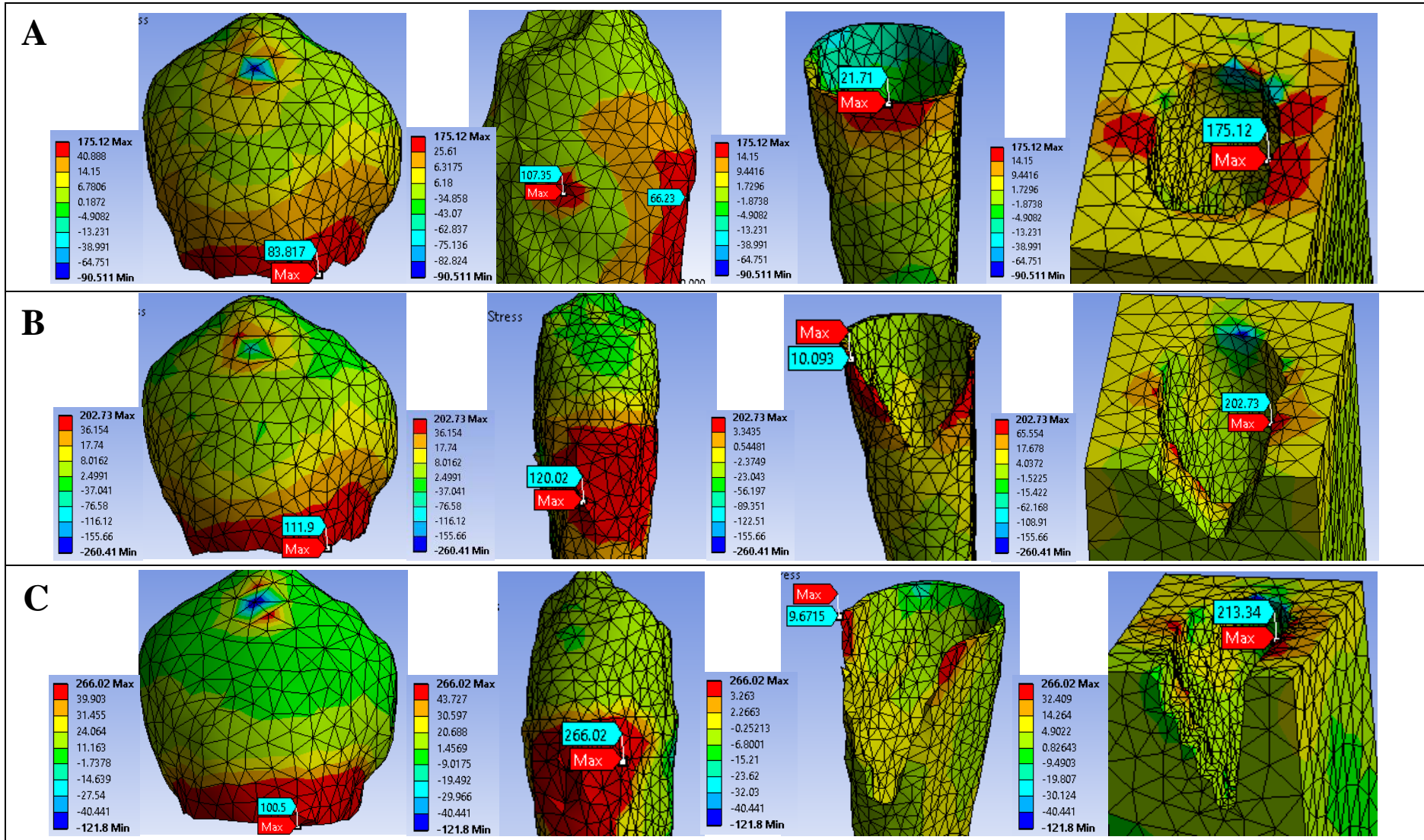


Figura 7. Simulación de piezas sin LCNC con carga 500N (A) altura ósea 100% (B) altura ósea 75% (C) altura ósea 50%.

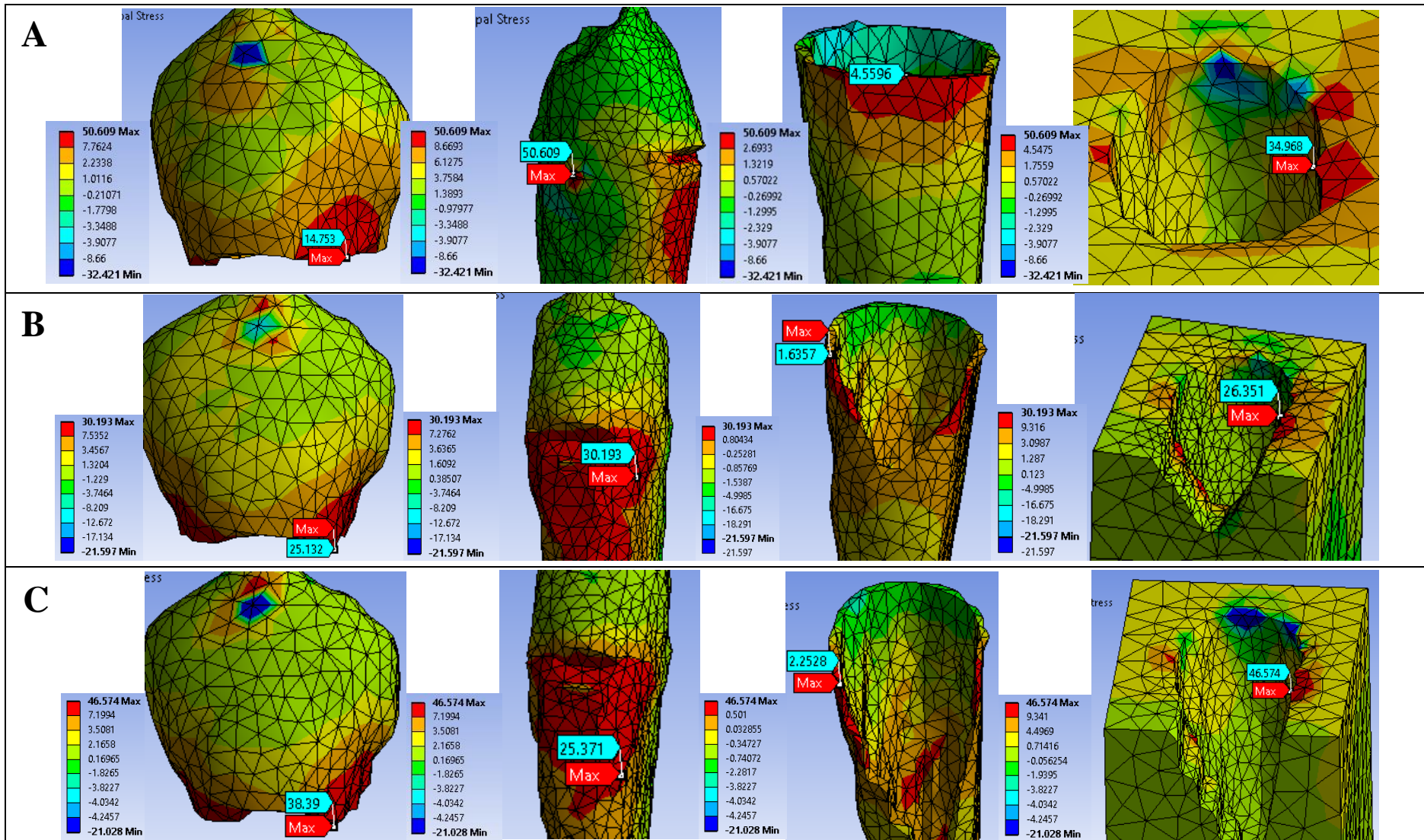


Figura 8. Simulación de piezas con LCNC con carga 100N (A) altura ósea 100% (B) altura ósea 75% (C) altura ósea 50%.

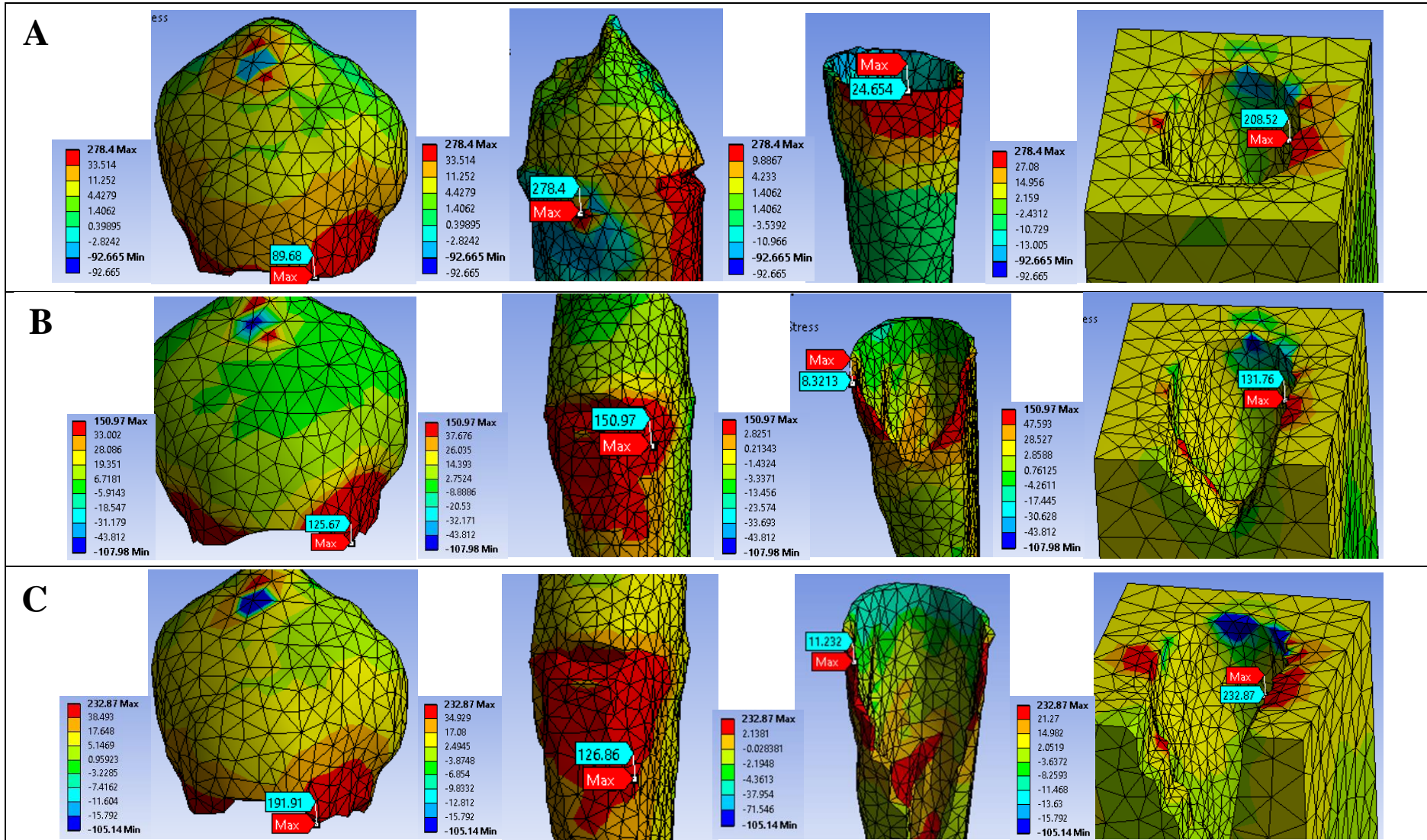


Figura 9. Simulación de piezas con LCNC con carga 500N (A) altura ósea 100% (B) altura ósea 75% (C) altura ósea 50%.

	SIMULACIÓN	GENERAL	ESMALTE	DENTINA	LIGAMENTO PERIODONTAL	HUESO
Localización máximo estrés	SL- AO100	Hueso	Tercio cervical (D,V,M)	Tercio cervical radicular (D)	Tercio cervical (V)	Cresta ósea (M)
	SL- AO75			Tercio cervical radicular (DV)	Tercio cervical (DV)	
	SL- AO50			Tercio cervical radicular (MV)		
	CL- AO100	Dentina	Tercio cervical (M,D)	Tercio cervical radicular (D)	Tercio cervical (V)	
	CL- AO75			Tercio cervical radicular(MV)	Tercio cervical (DV)	
	CL- AO50			Tercio medio radicular (MV)		
Distribución Vo: en sentido vertical Ho. En sentido horizontal	SL- AO100	Vo: Tercio cervical radicular(V) →Coronal y apical	Vo: Cervical (DVM)→ Oclusal	Vo: Tercio cervical radicular(V) → Coronal y apical	Vo: Cervical (V) →Apical	Vo: Cervical →Apical H: Cervical → Prox.
	SL- AO75			Ho: Tercio cervical radicular (V) → Prox.		
	SL- AO50					
	CL- AO100	Ho: Tercio cervical radicular (V) → Prox.		Vo: Tercio cervical radicular(MV) → Coronal y apical	Vo: Cervical (V) →Apical	Vo: Cervical →Apical Ho: Cervical → Prox.
	CL- AO75			Ho: Tercio cervical radicular (MV) → Prox.		
	CL- AO50					

Cuadro 1. Localización y distribución de esfuerzos de las capas de la premolar inferior simulada sin lesión y con lesión según altura ósea con magnitud oclusal de 100N y 500N

(SL) Sin LCNC

(CL) Con LCNC

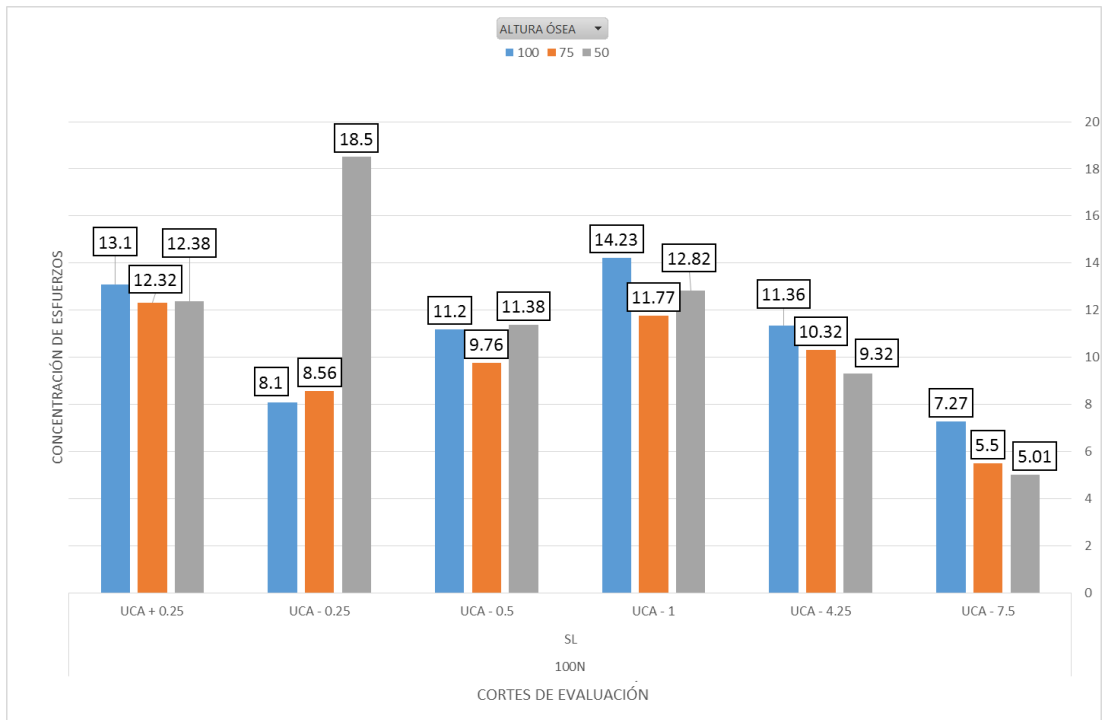


Gráfico 1. Concentración de esfuerzo en pieza sin LCNC con carga de 100N en diente.

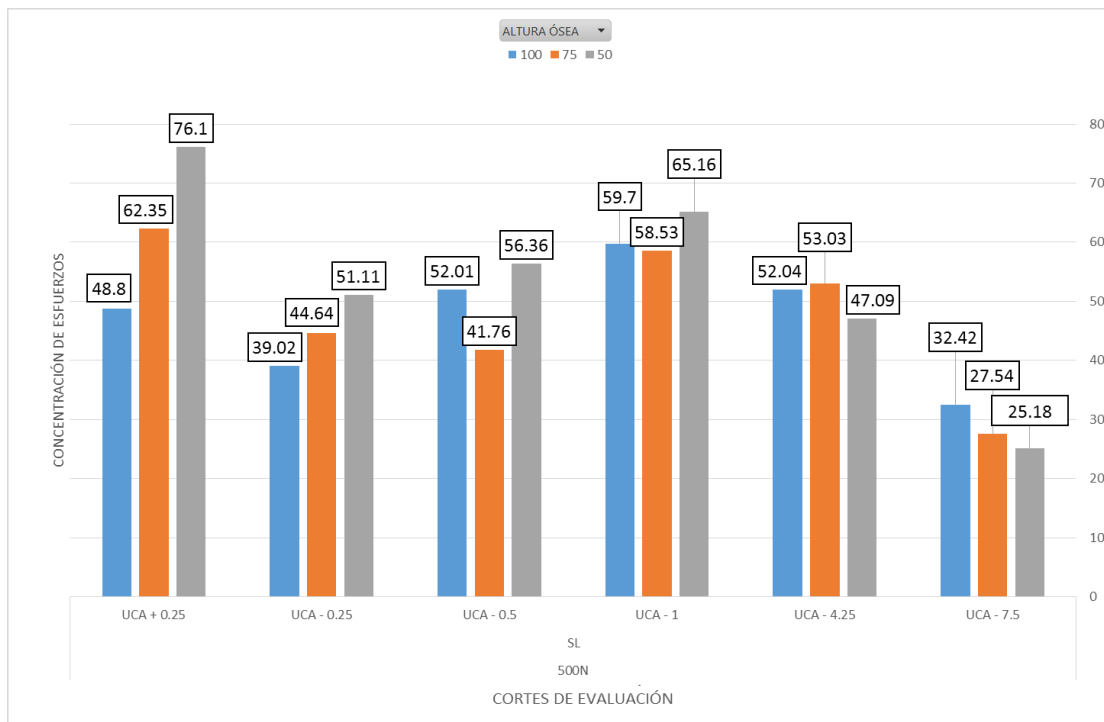


Gráfico 2. Concentración de esfuerzo en pieza sin LCNC con carga de 500N en diente.

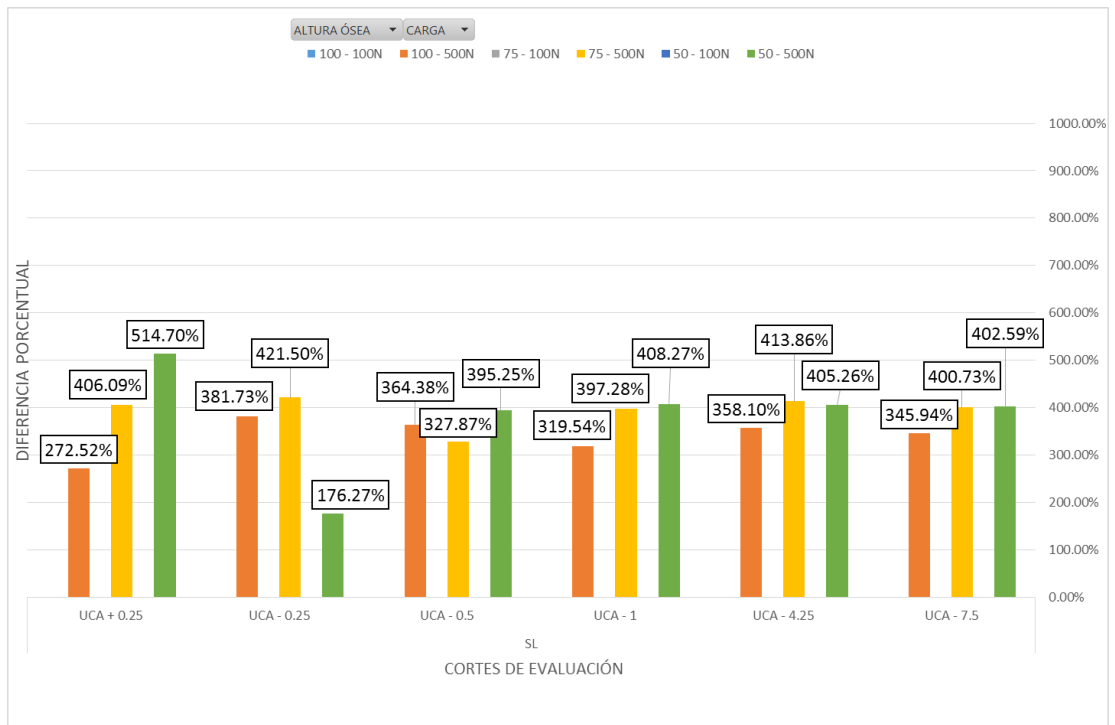


Gráfico 3. Diferencia porcentual de la concentración de esfuerzo en la pieza LCNC, tomando a 100N como 100% en diente.

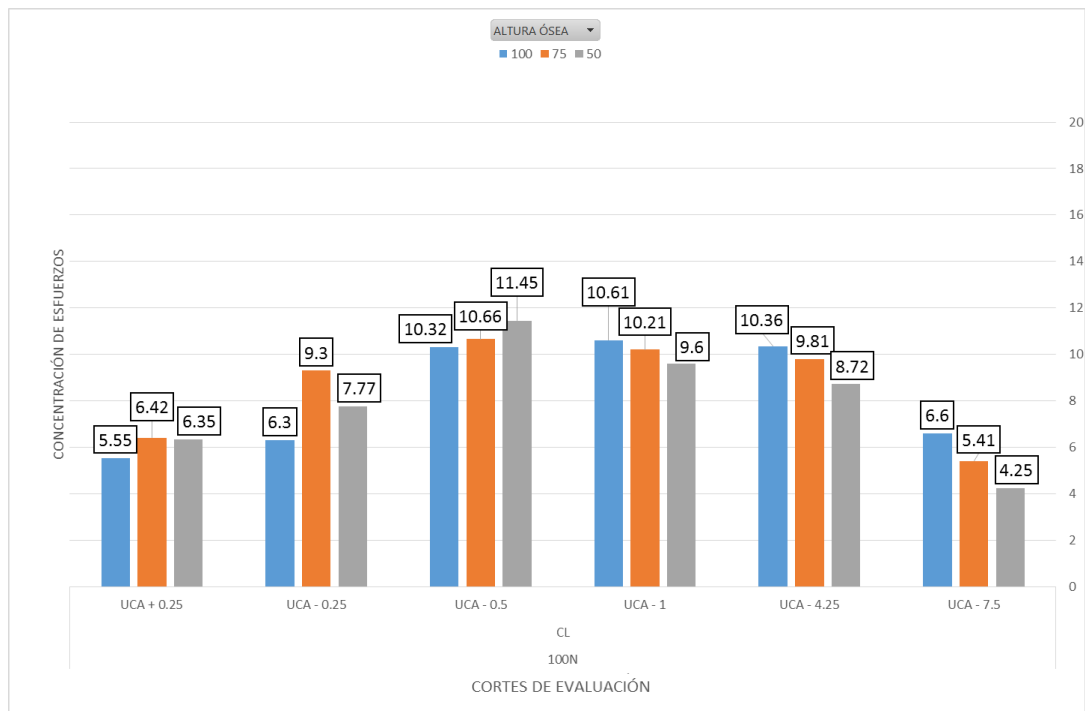


Gráfico 4. Concentración de esfuerzo en pieza con LCNC con carga de 100N en diente.

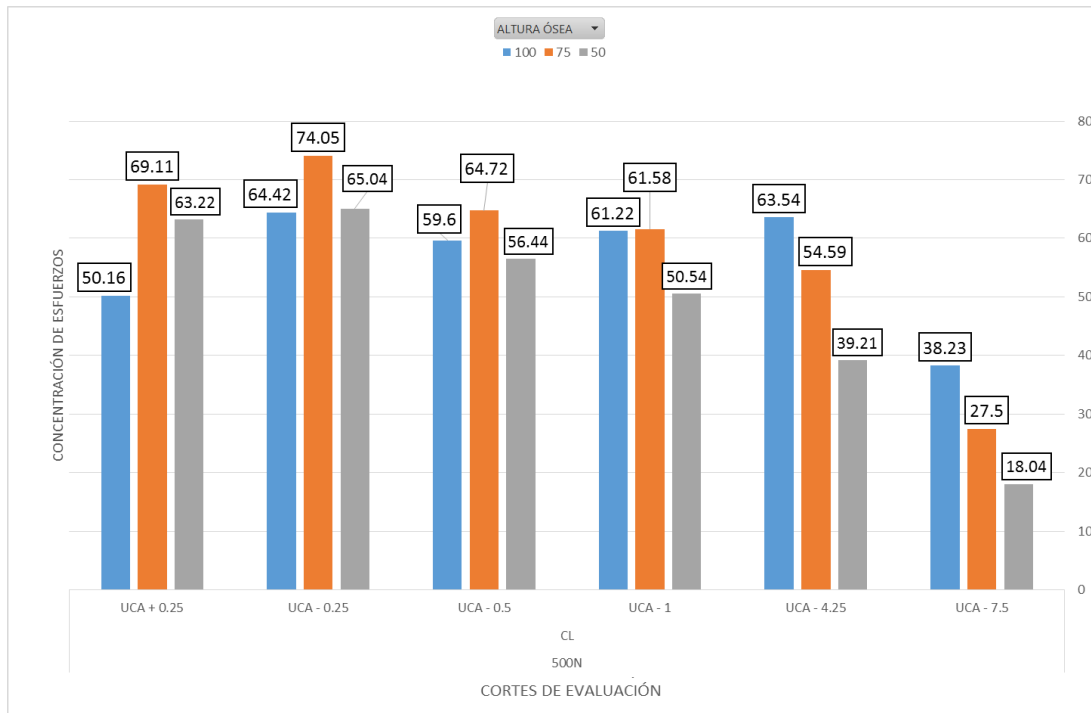


Gráfico 5. Concentración de esfuerzo en pieza con LCNC con carga de 500N en diente.

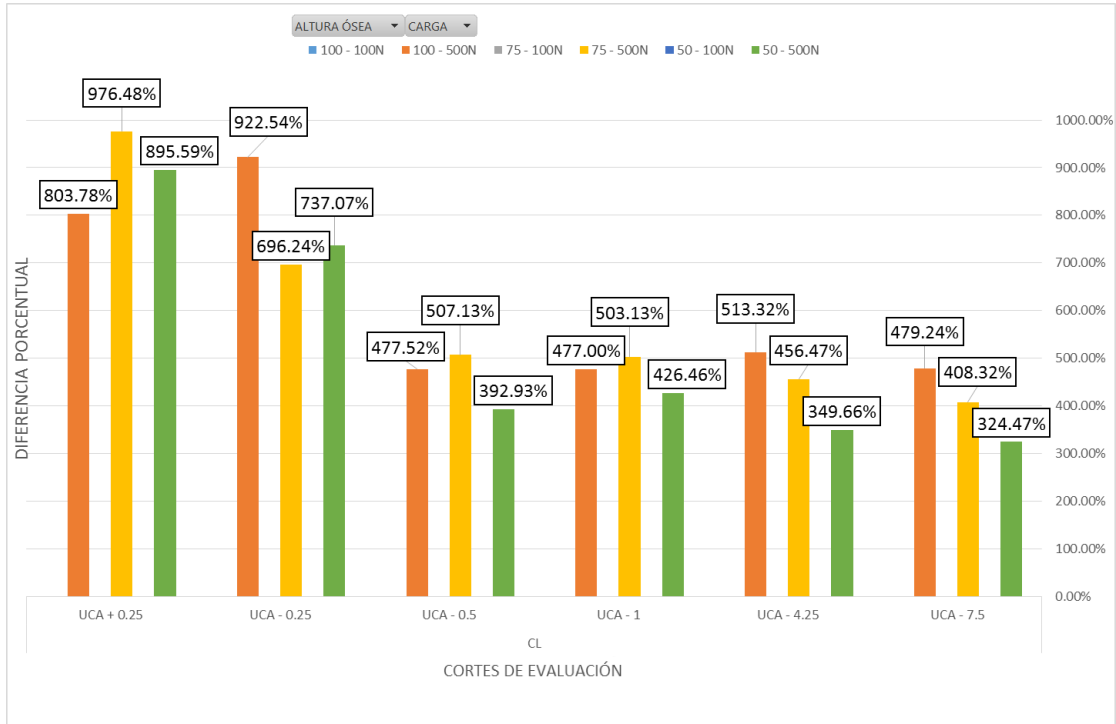


Gráfico 6. Diferencia porcentual de la concentración de esfuerzo en la pieza con LCNC, tomando a 100N como 100% en diente.

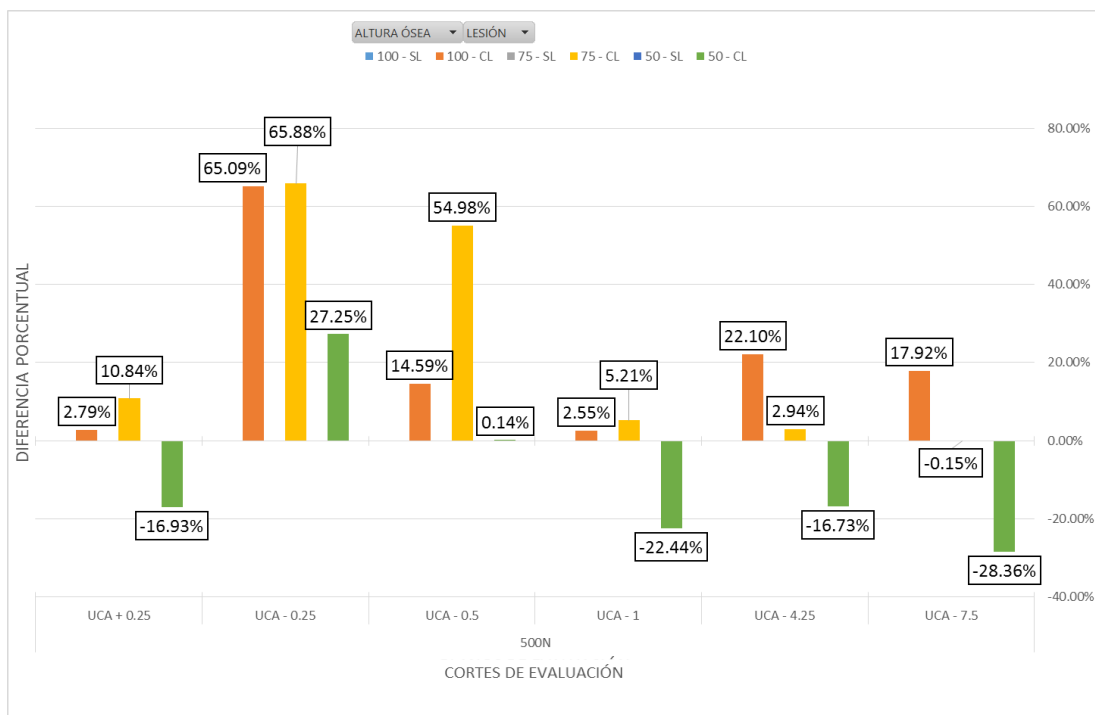


Gráfico 7. Diferencia porcentual según la presencia de LCNC, tomando a sin LCNC como 100% en carga de 100N en diente.

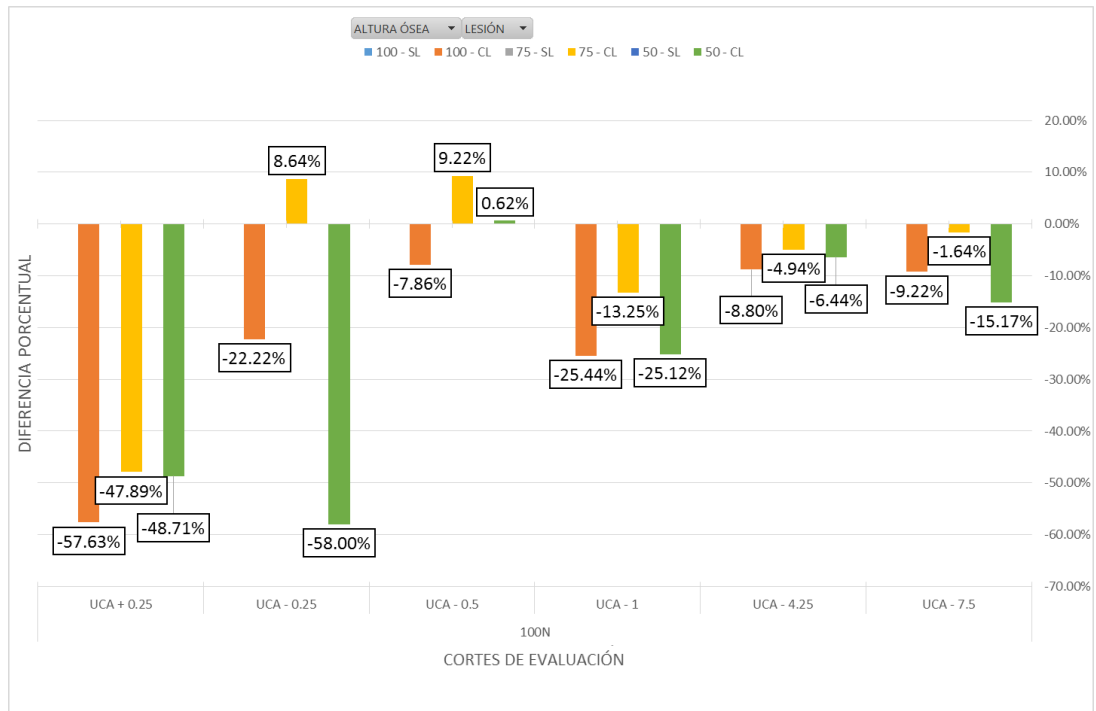


Gráfico 8. Diferencia porcentual según la presencia de LCNC, tomando a sin LCNC como 100% en carga de 500N en diente.

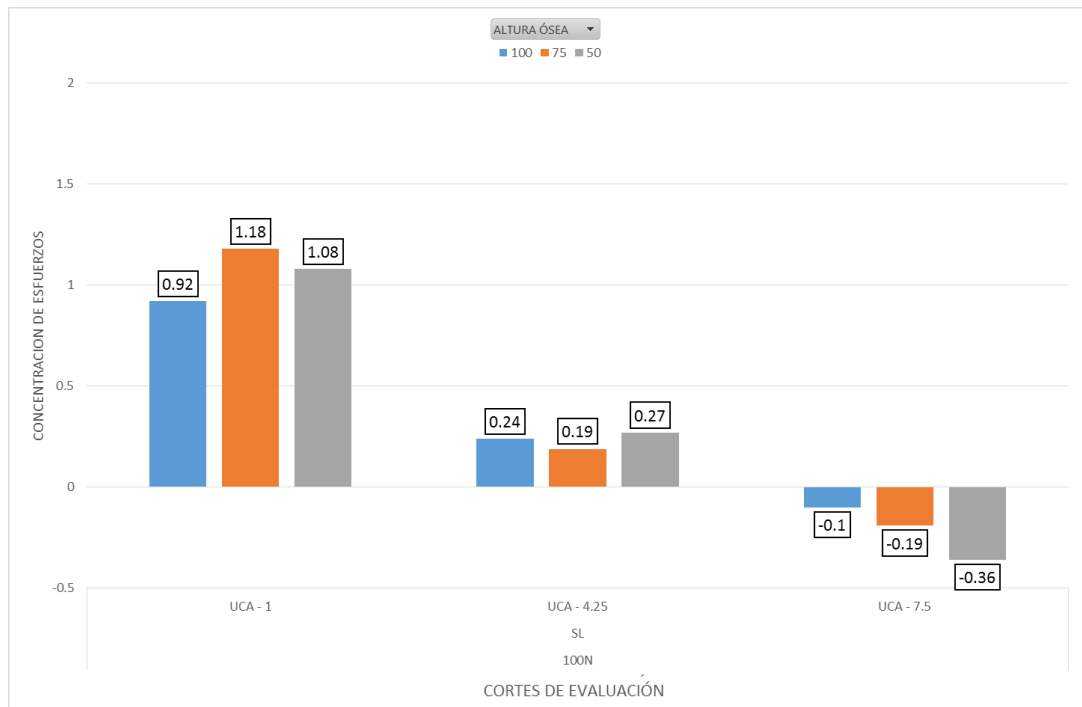


Gráfico 9. Concentración de esfuerzo en la pieza sin LCNC con carga de 100N en ligamento periodontal.

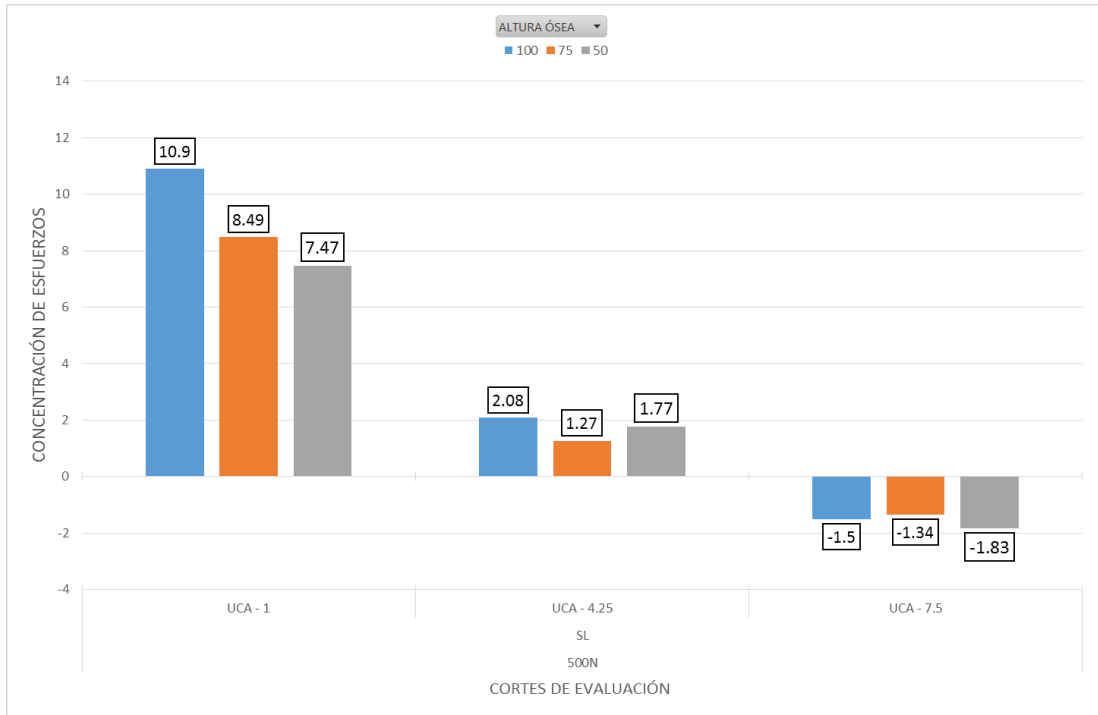


Gráfico 10. Concentración de esfuerzo en la pieza sin LCNC con carga de 500N en ligamento periodontal.



Gráfico 11. Diferencia porcentual de la concentración de esfuerzo en la pieza sin LCNC, tomando a 100N como 100% en ligamento periodontal.

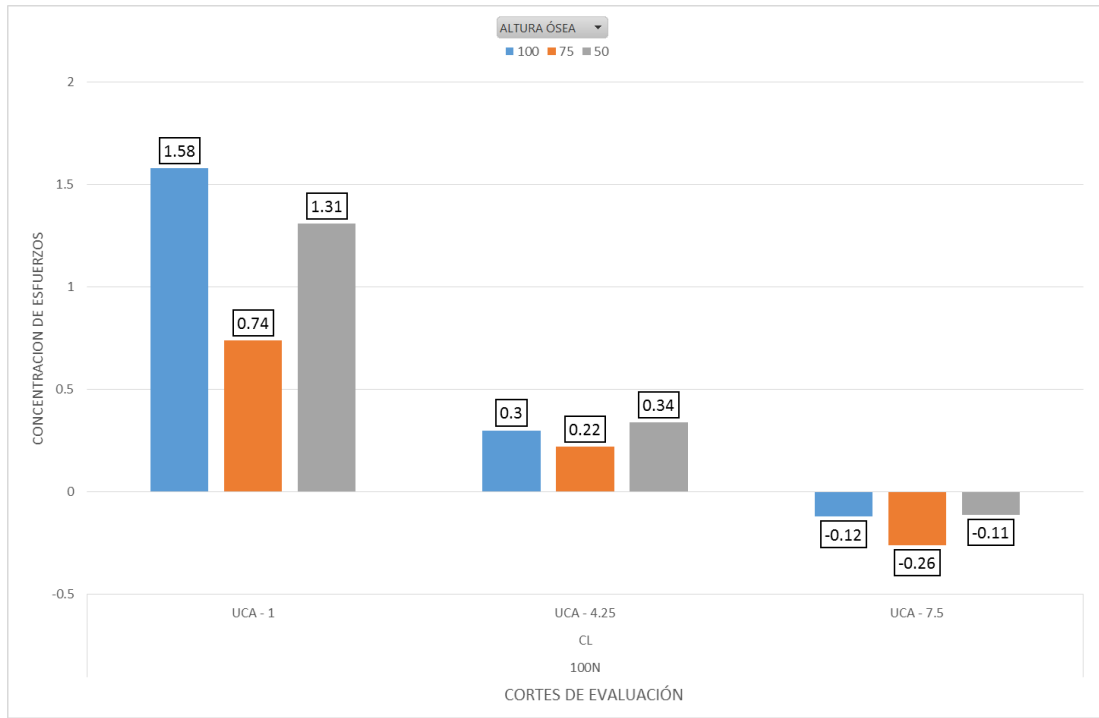


Gráfico 12. Concentración de esfuerzo en la pieza con LCNC con carga de 100N en ligamento periodontal.

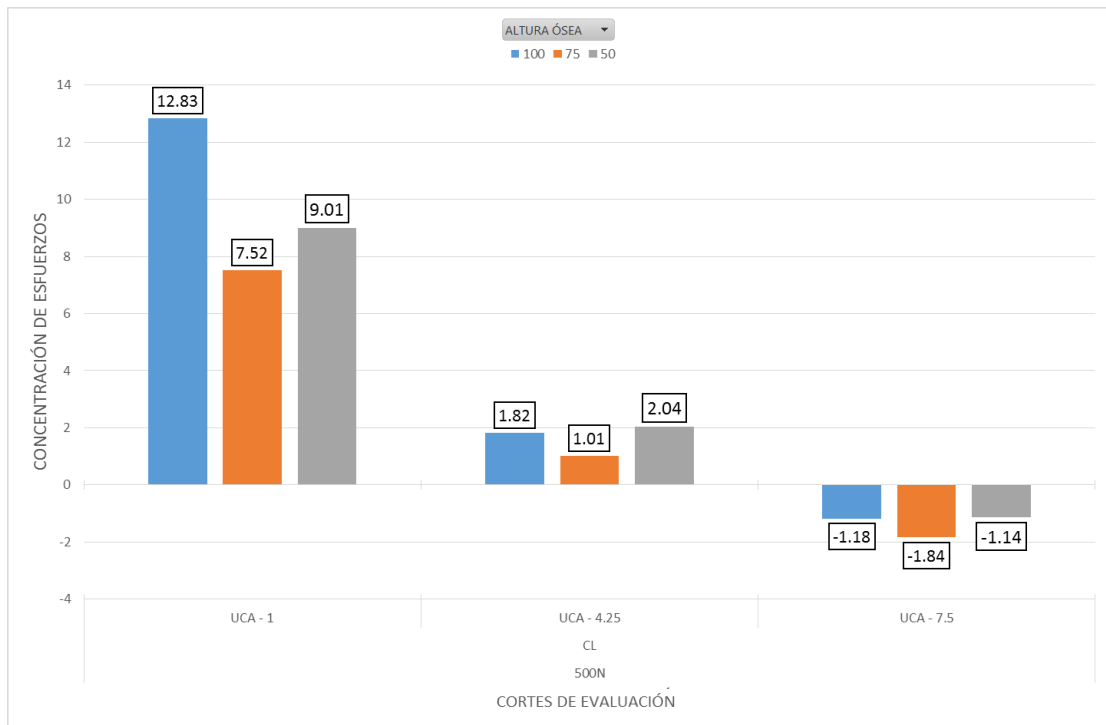


Gráfico 13. Concentración de esfuerzo en la pieza con LCNC con carga de 500N en ligamento periodontal.



Gráfico 14. Diferencia porcentual de la concentración de esfuerzo en la pieza con LCNC, tomando a 100N como 100% en ligamento periodontal.

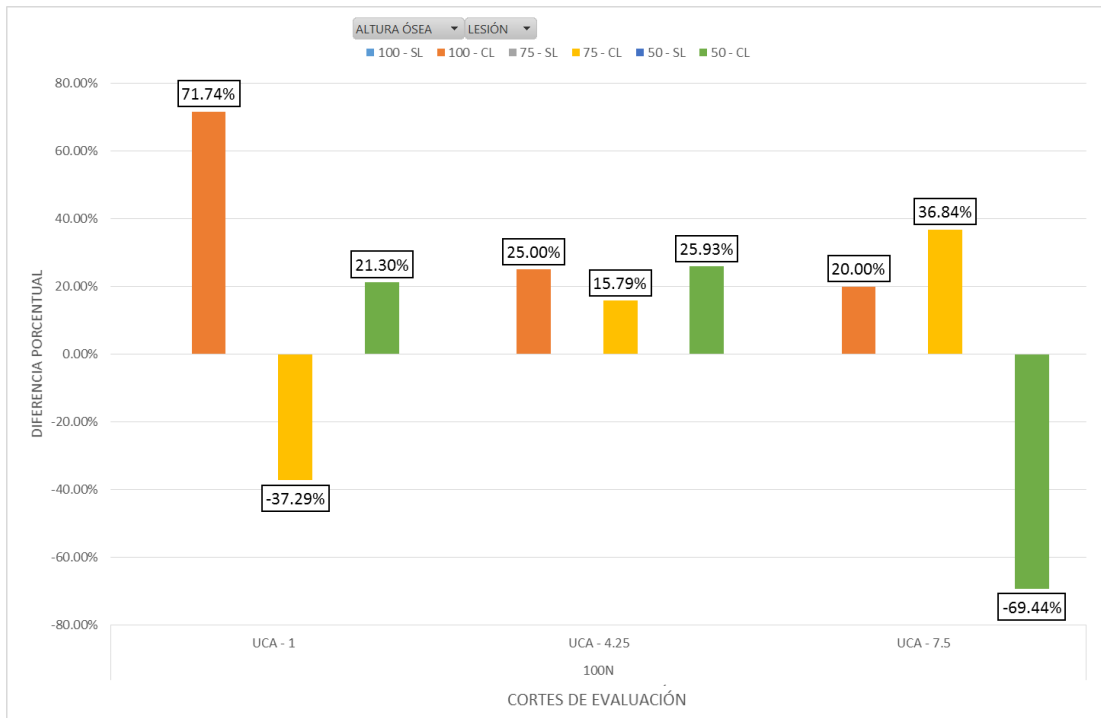


Gráfico 15. Diferencia porcentual según la presencia de LCNC, tomando a sin LCNC como 100% en carga de 100N en ligamento periodontal.

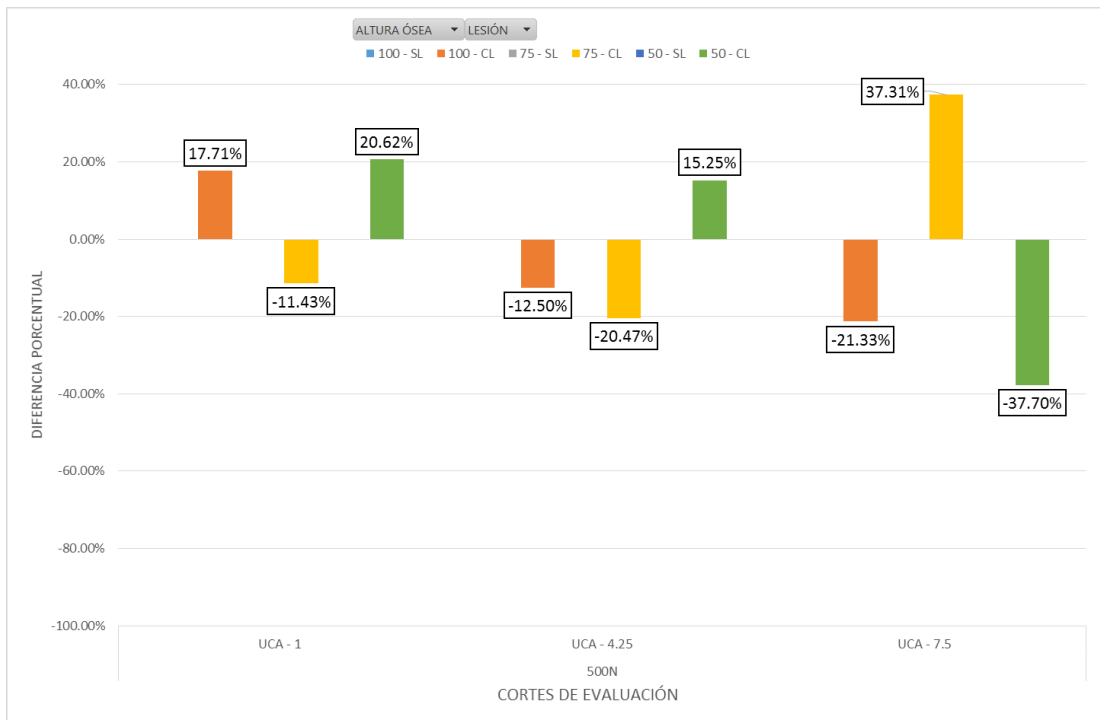


Gráfico 16. Diferencia porcentual según la presencia de LCNC, tomando a sin LCNC como 100% en carga de 500N en ligamento periodontal.

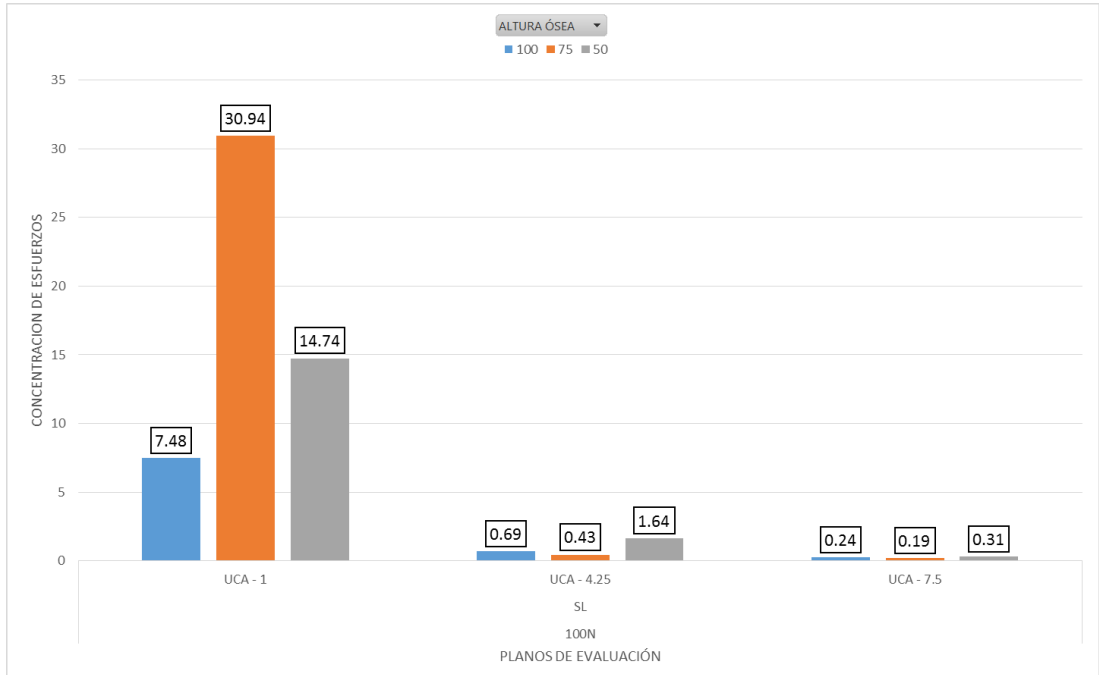


Gráfico 17. Concentración de esfuerzo en la pieza sin LCNC con carga de 100N en hueso alveolar.

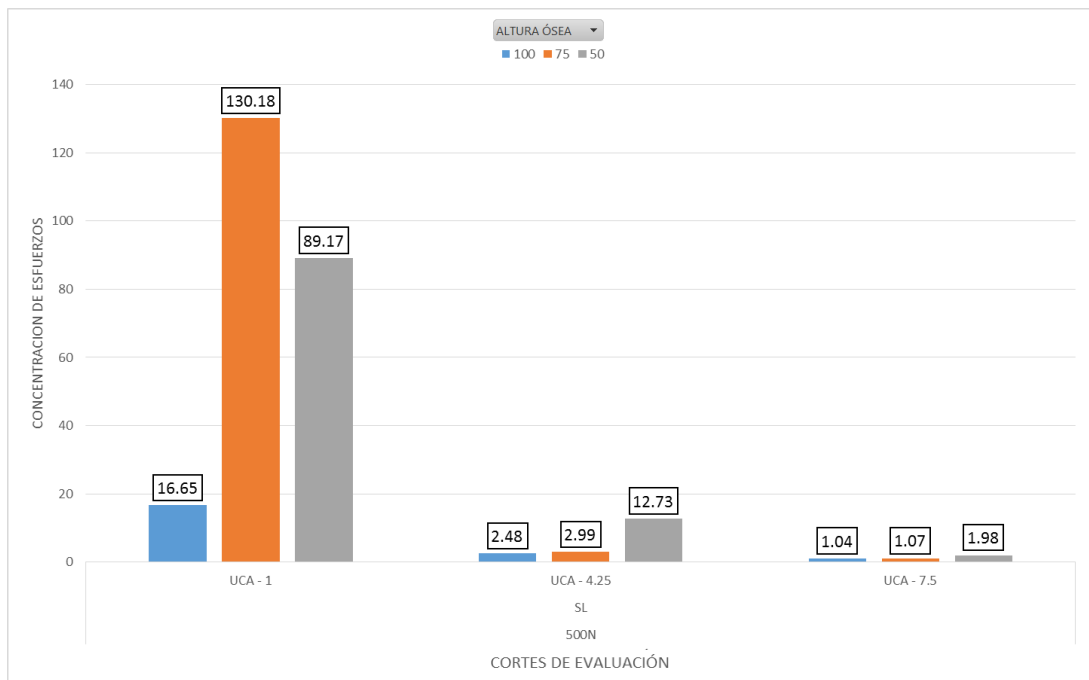


Gráfico 18. Concentración de esfuerzo en la pieza sin LCNC con carga de 500N en hueso alveolar.



Gráfico 19. Diferencia porcentual de la concentración de esfuerzo en la pieza sin LCNC, tomando a 100N como 100% en hueso alveolar.

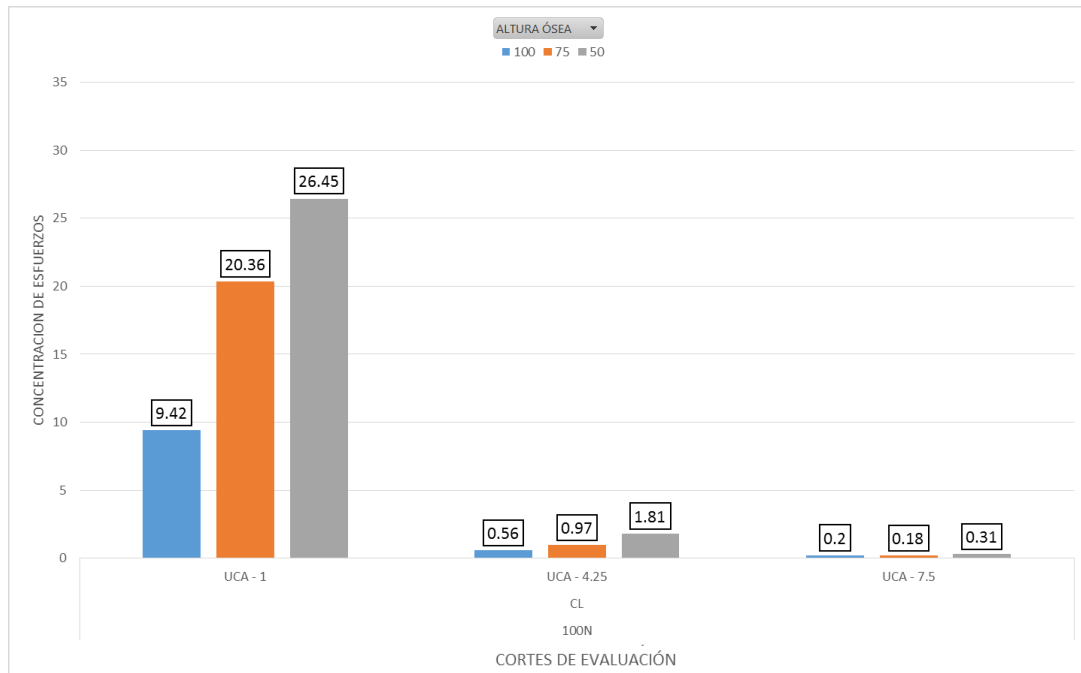


Gráfico 20. Concentración de esfuerzo en la pieza con LCNC con carga de 100N en hueso alveolar.

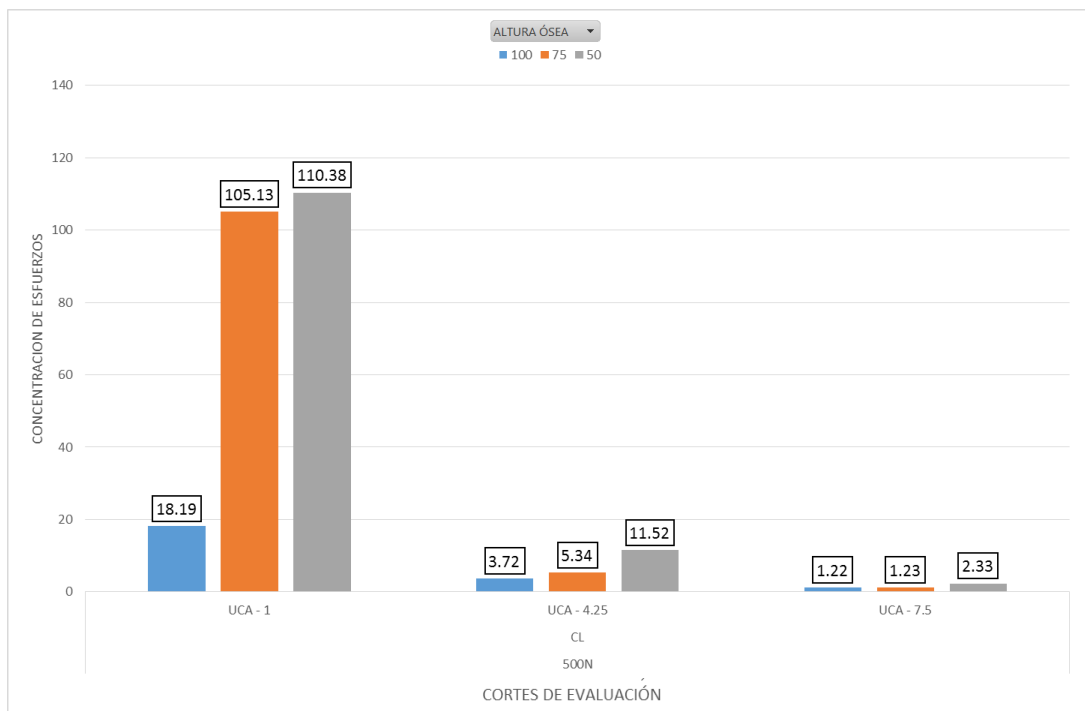


Gráfico 21. Concentración de esfuerzo en la pieza con LCNC con carga de 500N en hueso alveolar.



Gráfico 22. Diferencia porcentual de la concentración de esfuerzo en la pieza con LCNC, tomando a 100N como 100% en hueso alveolar.

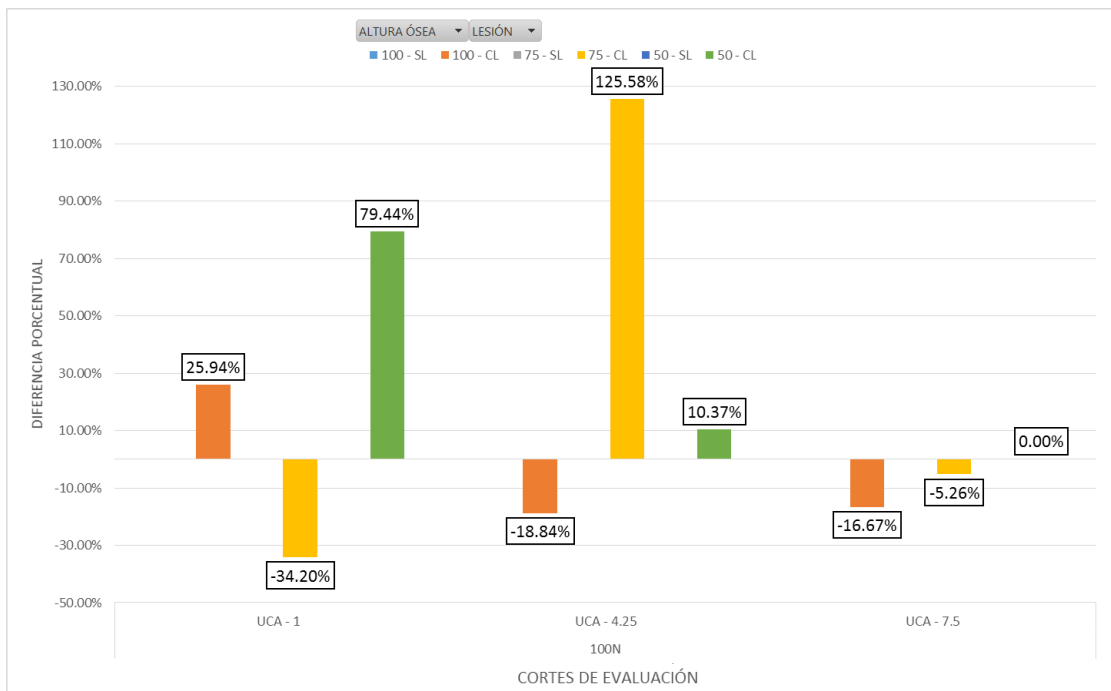


Gráfico 23. Diferencia porcentual según la presencia de lesión, tomando a sin LCNC como 100% en carga de 100N en hueso alveolar.

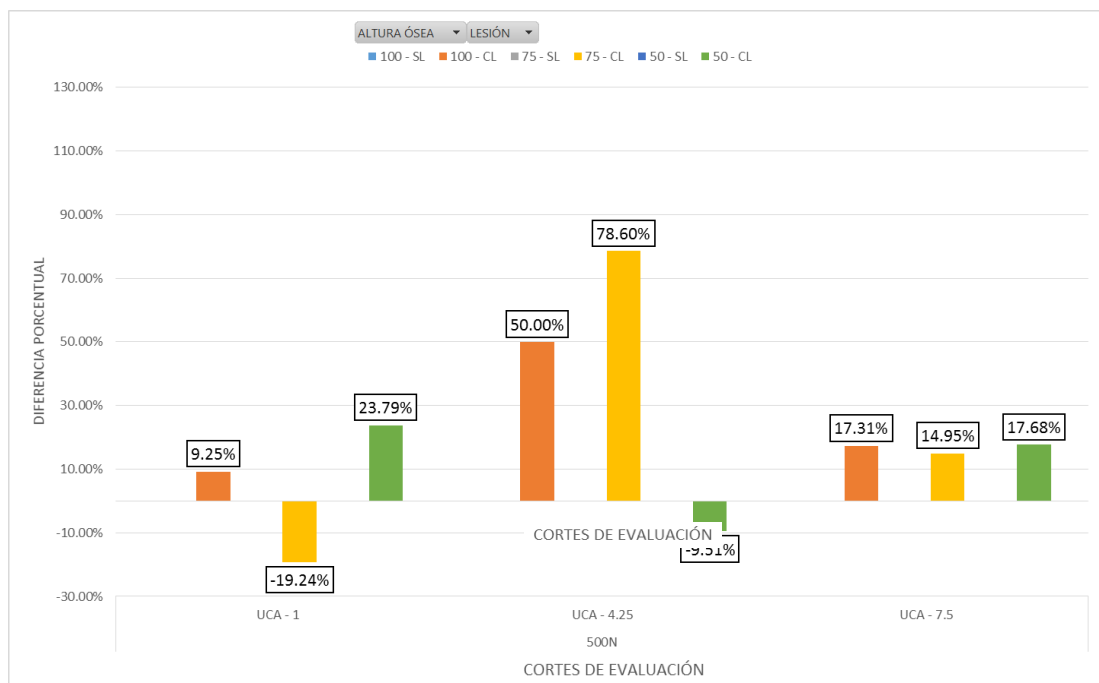


Gráfico 24. Diferencia porcentual según la presencia de lesión, tomando a sin LCNC como 100% en carga de 500N en hueso alveolar.

VIII. DISCUSION

En el presente estudio se usó dos magnitudes de carga oclusal, una similar a la funcional (100N) y otra, similar a la parafuncional (500N), se observó que al presentar un aumento de carga el patrón de distribución cualitativo de esfuerzo fue similar en todas las simulaciones; es decir inicia en la parte vestibular del tercio cervical del diente y se extiende de forma vertical hacia el tercio medio coronal y hacia apical, y en sentido horizontal de dirige hacia las caras proximales, siendo la zona cervical siempre la de mayor esfuerzo. En cambio, en su distribución cuantitativa de esfuerzo, los valores de esfuerzo aumentaron al aumentar la magnitud de la carga oclusal. (Anexo 4,5) Vasudeva reafirma nuestro resultado, ya que encontró mayor esfuerzo a presentar una mayor magnitud de carga oclusal.¹³ Los investigadores han reportado estudios de magnitudes de fuerza que van de 100 a 500N para compararlos en MEF afirmando que la zona cervical es la de mayor esfuerzo.^{13, 21, 34, 52, 56}

Se ha observa que a mayor carga oclusal, el esfuerzo aumenta siendo la zona cervical la más afectada, relacionándola así con la aparición y progresión de la LCNC.

En el presente estudio la distribución de esfuerzo de la dentina tanto en sin lesión como con lesión tiende a extenderse principalmente en sentido apical similar al estudio de Jakupovic *et al.*¹¹ en el año 2014, pero esto no significa que toda esta zona va a tener el mismo valor, mientras el corte de evaluación va hacia apical se observa que el valor del esfuerzo tensional disminuye. (Anexo 4,5) Además, se encontró menores valores de esfuerzo cuando hay LCNC en comparación con una pieza sin LCNC en una carga de 100N; en cambio, para una carga de 500N, aumentaron los

valores de esfuerzo en la zona de la lesión; a pesar de ello la zona cervical vestibular continúa presentado el mayor esfuerzo, esto también se evidencio en el estudio de Jakupovic *et al.*⁵⁷ en el año 2016. Con el este último resultado, se puede deducir que a mayor carga y presencia de LCNC al ser el esfuerzo mayor, la LCNC progresaría y sería más severa.

Asimismo en presencia de LCNC, según reporta la literatura aplicando cargas entre 100N a 200N, la mayor presencia de esfuerzos se evidenció en el ángulo interno de la lesión.^{34, 57, 58} En el presente estudio con carga de 100N se encontró el mayor esfuerzo en el borde inferior de la lesión y luego en su ángulo interno, esto podría deberse a que nuestro registro de datos se realizó a partir de cortes transversales, pudiendo tener una mayor disponibilidad de datos para seleccionar el mayor valor, mientras que en las otras investigaciones sólo se tuvo el registro externo de la pieza. Sin embargo, existe coincidencia con las investigaciones citadas para cuando se aplica una fuerza de 500N, donde el mayor valor se registra en ángulo interno, luego en el borde inferior de la lesión.

Tanto nuestros resultados como la evidencia científica existente mencionan que en la dentina con LCNC el mayor esfuerzo se presenta en el ángulo interno de la lesión, este puede ser el punto de origen y de progresión de la lesión tanto en profundidad como en extensión, esto nos lleva a plantear la conveniencia de restaurar la LCNC y evaluar la oclusión.

Con respecto al ligamento periodontal, la mayor concentración de esfuerzos se observó en su extremo superior en la región cervical vestibular, en su punto más coronal de inserción dentaria y ósea coincidiendo con el presente estudio y los resultados de Poiate *et al*⁵⁶. y Jakupovic *et al.*⁵⁷ en el año 2016. Asimismo, Merdji *et al*⁵⁹ observó que el registro de esfuerzos se reduce gradualmente a medida que se observa más hacia la parte media del ligamento periodontal, similarmente a los resultados de este estudio.

Para el hueso alveolar, Jakupovic *et al.*¹¹ en el año 2014, encontró la mayor concentración de esfuerzo está en la cresta ósea vestibular. Merdji *et al.*⁵⁹ halló que los valores de esfuerzo distribuidos en el hueso alveolar fueron aproximadamente 10 veces mayores que los del ligamento periodontal. En el presente estudio la estructura que presenta mayor esfuerzo fue el hueso alveolar en la cresta ósea vestibular.

Son pocos los estudios donde se relaciona la presencia de diferentes alturas óseas con su relación en la distribución de esfuerzo en el ligamento periodontal y hueso alveolar. Sin embargo, se ha encontrado que en la investigación de Moga y Chiorean, cuando hay altura ósea completa, los niveles más altos de esfuerzo se localizaron a nivel cervical vestibular y distal del ligamento periodontal, así como también a nivel apical. Luego, al presentar altura óseas reducidas, los valores más altos fueron encontrados sólo a nivel cervical, en los lados vestibular y distal, y el esfuerzo aumentó gradualmente en el ligamento periodontal junto con la pérdida de altura ósea, pero disminuyó constantemente desde el nivel cervical hasta apical.⁶⁰ Asimismo se encontró en el estudio de Vandana *et al.* quienes mencionan que al presentar una altura ósea reducida de 50 y 75%, se presentan mayores esfuerzos a

nivel de cresta alveolar.⁵³ Además, Zhao *et al* propusieron una relación directa entre la carga oclusal y el proceso de remodelación según los cambios en la altura de inserción.⁶¹

Cuando se evalúa en el presente estudio con diferentes alturas óseas se encuentra una relación entre la distribución de esfuerzo y altura ósea; ya que, a menor altura ósea el esfuerzo será mayor. Asimismo con respecto a la magnitud, a mayor carga oclusal el esfuerzo será mayor afectando más a la cresta ósea, lo cual también ha sido reportado por Jakupovic *et al.*¹¹ en el año 2014 siendo esta zona donde la reabsorción ósea se observa con mayor frecuencia.

Cuando relacionamos altura ósea y LCNC, tanto los resultados de nuestro estudio como las investigaciones anteriores ayudan a explicar qué la presencia de LCNC está relacionada con la de pérdida de altura ósea a nivel de la cresta siguiendo la progresión de la LCNC en la zona vestibular.

Evaluando la literatura disponible en MEF de la retracción ósea y gingival relacionada a las LCNC, tenemos que no existe la evidencia científica que estudie dichas variables en conjunto; además, las investigaciones disponibles que evalúan pérdida ósea simulan una reducción ósea alveolar del tipo horizontal cuyo estudio asociado a las LCNCs no tiene una aproximación real, así como también es de análisis parcial y no integral,^{53,60-62} produciendo también resultados por separado de cada componente estructural, es decir, esmalte,^{11,34,57,58} dentina,^{11,57,58} ligamento periodontal,^{57-59, 63} y hueso alveolar,^{11,59,62} según cambio de altura alveolar, aumento de carga oclusal y presencia de lesión.

Dado que el presente estudio analiza las implicancias dentales y periodontales de las LCNC en cuanto a su biomecánica, se ha simulado de manera asociada a la propia lesión cervical, el proceso de reducción ósea, en una conformación que se aproxima más a la progresión clínica real de estas patologías, se buscó reproducir el modelo de forma más fidedigna posible, reproduciendo una reducción ósea únicamente en la cara vestibular, basados en la evidencia de los estudios clínicos.^{8, 47, 49, 50}

Al analizar en conjunto todas las capas de la estructura del diente y destacando los principales resultados de máximo esfuerzo obtenidos en los cortes de evaluación se puede decir que cuando una pieza de altura ósea 100% sin LCNC que presenta una carga oclusal de 100N al pasar a una carga oclusal de 500N, se ve un aumento de esfuerzo en el corte de evaluación UCA -0.25 que si esta magnitud continúa se desarrollaría la LCNC convirtiéndose este corte de evaluación en el ángulo interno de la LCNC y hemos visto que el esfuerzo que se produce en el diente tiende a extenderse hacia apical generando así, una respuesta del ligamento periodontal que presenta un mayor cambio de esfuerzo que el hueso. Esta respuesta específica del ligamento se daría por tener la propiedad de viscoelasticidad, ya que al tener fibras de colágeno, que son las que absorben primero el esfuerzo que recibe el diente; asimismo presenta células que detectan el estímulo mecánico que mediante la mecanotransducción podría ocasionar una reducción de altura ósea.^{5, 17, 43}

Siguiendo este mismo análisis, al disminuir a una altura ósea de 75% y continuar la magnitud de 500N, hay mayor concentración y extensión de esfuerzo en la cresta ósea en el hueso alveolar ocasionando así, una mayor extensión de reducción ósea en sentido vertical, lo cual tiene una correlación clínica.

Por consecuente, al seguir con la magnitud de 500N podría llegar hasta una reducción de altura ósea de 50%, ya que el esfuerzo se mantiene en el hueso a nivel de cresta ósea más en sentido vestíbulo-proximal posiblemente generando una reducción ósea horizontal paralela a la reducción ósea vertical.

Por último, se detecta que la carga oclusal de 500N que simula una carga parafuncional sería el factor más relevante en el inicio y progreso de la LCNC; por la cual, ante una situación clínica donde se detecte que hay una parafunción o signos clínicos que estén generando mayor carga oclusal como presencia de función en grupo, desgastes oclusales, contactos extrusivos, contactos prematuros o presencia de bruxismo se sugiere identificar el factor causante para eliminarlo y a la vez restaurar la LCNC y evitar su progresión y prevenir la reducción ósea.

IX. CONCLUSIONES

1. La distribución de esfuerzos varía según la presencia de LCNC, magnitud de carga oclusal y altura ósea.
2. Se observa que a mayor carga oclusal el esfuerzo aumenta siendo la zona cervical la más afectada, relacionándose con la aparición y progresión de la LCNC.
3. En todas las simulaciones, el área de mayor concentración de esfuerzo tiende a extenderse principalmente en sentido apical.
4. En el diente sin LCNC para las tres alturas óseas y ambas cargas, se aprecia un patrón regular de dos niveles donde tiende a concentrarse el esfuerzo, estos son: en la parte más coronal es alrededor de UCA y en la parte más apical a nivel de cresta alveolar; en cambio con LCNC, se aprecia una tendencia a concentrar el esfuerzo alrededor de cresta ósea.
5. En altura ósea 100% en el diente, al aumentar la carga, la concentración de esfuerzo aumenta más en el corte 0.25 debajo de UCA con respecto a los demás planos de evaluación, independientemente de la presencia de LCNC.
6. En altura ósea 75 y 50% en el diente, en una pieza sin LCNC comparada a con LCNC la concentración de esfuerzo se incrementa en esta última, a nivel del ángulo interno con respecto a los demás planos de evaluación, siendo más para la carga de 500N.
7. Para ligamento periodontal en las tres alturas óseas, la mayor concentración de esfuerzo está a nivel de cresta ósea y va siendo menor y tornando a negativo en sentido apical independientemente de la presencia de LCNC y magnitud de carga. Además, al aumentar la carga, hay mayor cambio en cresta ósea.

8. Para el hueso alveolar en las tres alturas óseas, la mayor concentración de esfuerzo está a nivel de cresta ósea y va siendo menor en sentido apical independientemente de la presencia de LCNC y magnitud de carga. Además en una pieza con LCNC y carga oclusal de 500N, en todos los niveles registrados, la concentración de esfuerzo es mayor al presentar menor altura ósea.

X. RECOMENDACIONES

Se recomienda que al restaurar una pieza con LCNC y su causa sea la magnitud de la carga se emplee un material restaurador que limita el avance de la lesión hacia apical, por lo expuesto en el estudio.

Se sugiere otros estudios donde se pueda analizar la reabsorción ósea en sentido vertical y horizontal, también asociando la extensión mesiodistal de la lesión cervical con la reabsorción ósea y la investigación de posibles materiales restauradores que reduzcan los esfuerzos generados en apical tanto para dentina, ligamento periodontal y hueso.

XI. REFERENCIAS

1. Grippo J. Abfractions: A New Classification of Hard Tissue Lesions of Teeth. *J Esthet Restor Dent*. 1991;3(1):14–9.
2. Borcic J, Anic I, Urek MM, Ferreri S. The prevalence of non-cariou cervical lesions in permanent dentition. *J Oral Rehabil*. 2004;31(2):117–23.
3. Smith W, Marchan S, Rafeek RN. The prevalence and severity of non-cariou cervical lesions in a group of patients attending a university hospital in Trinidad. *J Oral Rehabil*. 2008;35(2):128–34.
4. Lee W, Eakle W. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *J Prosthet Dent*. 1984;52(3):374–80.
5. Duncan R, Turner C. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. *Calcif Tissue Int*. 1995;57:344–58.
6. Brandini D, Trevisan C, Panzarini S, Pedrini D. Clinical evaluation of the association between noncariou cervical lesions and occlusal forces. *J Prosthet Dent*. 2012;108(5):298–303.
7. Zucchelli G, Gori G, Mele M, Stefanini M, Mazzotti C, Marzadori M, et al. Non-Cariou cervical lesions associated with gingival recessions: A decision-making process. *J Periodontol*. 2011;82(12):1713–24.
8. Shetty S, Shetty R, Mattigatti S, Managoli N, Rairam S, Patil A. No cariou cervical lesions: abfraction. *J Int oral Heal*. 2013;5(5):143–6.
9. Dilbone D, Pereira P, Duarte W. Abfraction lesions: etiology, diagnosis, and treatment options. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2016;(8):79–87.
10. Kuroe T, Itoh H, Caputo A, Nakahara H. Potential for load-induced cervical stress concentration as a function of periodontal support. *J Esthet Restor Dent*. 1999;11(4):215–22.
11. Jakupovic S, Cerjakovic E, Topcic A, Ajanovic M, Konjhodzic-Prcic A, Vukovic A. Analysis of the abfraction lesions formation mechanism by the finite element method. *Acta Inform Medica*. 2014;22(4):241–5.
12. Yettram A, Wright K, Pickard H. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J Dent Res*. 1976;55(6):1004–11.
13. Vasudeva G, Bogra P. The effect of occlusal restoration and loading on the development of abfraction lesions: A finite element study. *J Conserv Dent*. 2008;11(3):117–20.
14. Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of invivo strain and invitro stress distribution in human dental supporting structures. *Arch Oral Biol*. 2000;45(7):543–50.
15. Chowdhry A. Abfraction: Concepts Revisited. *Int J Oral Maxillofac Pathol*. 2012;3(4):64–6.
16. Thresher R, Saito G. The stress analysis of human teeth. *J Biomech*. 1973;6(5):443–9.

17. Rees J. The biomechanics of abfraction. *Proc Inst Mech Eng Part H J Eng Med.* 2006;220(1):69–80.
18. Romeed S, Malik R, Dunne S. Stress analysis of occlusal forces in canine teeth and their role in the development of non-carious cervical lesions: Abfraction. *Int J Dent.* 2012;1–7.
19. Proffit W. *Contemporary orthodontics.* 1992.
20. Lee W, Eakle W. Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years. *J Prosthet Dent.* 1996;75(5):487–94.
21. Rees J. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: A finite element study. *J Oral Rehabil.* 2002;29(2):188–93.
22. Wood I, Kassir A, Brunton P. Effect of lateral excursive movements on the progression of abfraction lesions. *Oper Dent.* 2009;34:273–9.
23. Estafan A, Furnari P, Goldstein G, Hittelman E. In vivo correlation of noncarious cervical lesions and occlusal wear. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):221–6.
24. Aw T, Lepe X, Johnson G, Mancl L. Characteristics of noncarious cervical lesions. *J.* 2002;133(June):24–31.
25. Heymann H, Sturdevant J, Bayne S, Wilder A, Sluder T, Brunson D. Examining Tooth Flexure Effects on Cervical Restorations: A Two-Year Clinical Study. *J Am Dent Assoc.* 1991;122(5):41–7.
26. Wolff J. *The law of bone remodelling.* 1986.
27. Frost H. *The Laws of Bone Structure.* 1964.
28. Lian Z, Guan H, Ivanovski S, Loo Y, Johnson N, Zhang H. Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(7):690–8.
29. Natali A. *Dental Biomechanics.* 2003. 263 p.
30. Li J, Li H, Shi L, Fok A, Ucer C, Devlin H, et al. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dent Mater.* 2007;23(9):1073–8.
31. Wiskott H. Load Response of Periodontal Ligament: Assessment of fluid flow, compressibility and effect of pore pressure. *J Biomech Eng.* 2009;132(1):14504.
32. Dutra E, Nanda R, Yadav S. Bone Response of Loaded Periodontal Ligament. *Curr Osteoporos Rep.* 2016;14(6):280–3.
33. Aarden E, Nijweide P, Burger E. Function of osteocytes in bone. *J Cell Biochem.* 1994;55(3):287–99.
34. Soares P, Souza L, Veríssimo C, Zeola L, Pereira A, Santos-Filho P, et al. Effect of root morphology on biomechanical behaviour of premolars associated with abfraction lesions and different loading types. *J Oral Rehabil.* 2014;41(2):108–14.

35. Antonelli J, Hottel T, Garcia-Godoy F. Abfraction lesions--where do they come from? A review of the literature. *J Tenn Dent Assoc.* 2013;93(1):11–4.
36. Takaki P, Vieira M, Bommarito S. Maximum bite force analysis in different age groups. *Int Arch Otorhinolaryngol.* 2014;18(3):272–6.
37. Morikawa A. Investigation of occlusal force on lower first molar in function. *Kokubyo Gakkai Zasshi.* 1994;61(2):250–74.
38. Umesh S, Padma S, Asokan S, Srinivas T. Fiber Bragg Grating based bite force measurement. *J Biomech.* 2016;49(13):2877–81.
39. Dheyriat A, Frutoso J. The determination of the intensity of premolar and molar maximal forces during the isometric contraction of the masticatory muscles due to forced mandibular closure. *Bull Gr Int Rech Sci Stomatol Odontol.* 1996;39(3–4):87–94.
40. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Study of bite force during sleep associated bruxism. *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi.* 1998;42(5):740–6.
41. Gibbs C, Mahan P, Mauderli A, Lundeen H, Walsh E. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent.* 1986;56(2):226–9.
42. Ommerborn M, Schneider C, Giraki M, Schafer R, Singh P, Franz M, et al. In vivo evaluation of noncarious cervical lesions in sleep bruxism subjects. *J Prosthet Dent.* 2007;98(2):150–8.
43. Self C. Role of the periodontal ligament in occlusal load transfer: Implications for finite element models. University of Florida. [USA]: University of FLorida; 2007.
44. Guimarães J, Guimarães G, Brandão L, Horn F, Narciso L, Monteiro S, et al. Stress amplifications in dental non-carious cervical lesions. *J Biomech.* 2014;47(2):410–6.
45. Stillman P. Early clinical evidences of diseases in the gingival and pericementum. *J Dent Res.* 1921;3:25–31.
46. Novaes A, Ruben M, Kon S, Goldman H NA. The development of the periodontal cleft. A clinical and histopathologic study. *J Periodontol.* 1975;46(12):701–9.
47. Pikkdoken L, Akca E, Gurbuzer B, Aydil B, Tasdelen B. Cervical wear and occlusal wear from a periodontal perspective. *J Oral Rehabil.* 2011;38(2):95–100.
48. Miller P. A classification of marginal tissue recession. *Int J Periodontics Restor Dent.* 1985;5(2):8–13.
49. Antonelli J, Hottel T, Brandt R, Scarbecz M, Patel T. The role of occlusal loading in the pathogenesis of non-carious cervical lesions. *Am J Dent.* 2013;26(2):86–92.
50. Miller N, Penaud J, Ambrosini P, Bisson-Boutelliez C, Briçon S. Analysis of etiologic factors and periodontal conditions involved with 309 abfractions. *J Clin Periodontol.* 2003;30(9):828–32.

51. Bernhardt O, Gesch D, Schwahn C, Mack F, Meyer G, John U, et al. Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. *J Oral Rehabil.* 2006;33(1):17–25.
52. Borcic J, Anic I, Smojver I, Catic A, Miletic I, Ribaric SP. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. *J Oral Rehabil.* 2005;32(7):504–10.
53. Vandana K, Deepti M, Shaimaa M, Naveen K, Rajendra D. A finite element study to determine the occurrence of abfraction and displacement due to various occlusal forces and with different alveolar bone height. *J Indian Soc Periodontol.* 2016;20(1):12–6.
54. Pıkdöken L, Akca E, Gürbüz B, Aydil B, Taşdelen B. Cervical wear and occlusal wear from a periodontal perspective. *J Oral Rehabil.* 2011 Feb;38(2):95–100.
55. Soares P, Machado A, Zeola L, Souza P, Galvão A, Montes T, et al. Loading and composite restoration assessment of various non-carious cervical lesions morphologies - 3D finite element analysis. *Aust Dent J.* 2015;60(3):309–16.
56. Poiate I, Vasconcellos A, Santana R, Poiate J. Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads: finite element analysis. *J Periodontol.* 2009;80(11):1859–67.
57. Jakupovic S, Anic I, Ajanovic M, Korač S, Konjhodžić A, Džanković A, et al. Biomechanics of cervical tooth region and noncarious cervical lesions of different morphology; three-dimensional finite element analysis. *Eur J Dent.* 2016;10(3):413–8.
58. Zeola L, Pereira F, Machado A, Reis B, Kaidonis J, Xie Z, et al. Effects of non-carious cervical lesion size, occlusal loading and restoration on biomechanical behaviour of premolar teeth. *Aust Dent J.* 2016;61(4):408–17.
59. Merdji A, Mootanah R, Bachir B, Benaissa A, Aminallah L, Ould E, et al. Stress analysis in single molar tooth. *Mater Sci Eng C.* 2013;33(2):691–8.
60. Moga R, Chiorean C. Periodontal ligament stress analysis during periodontal resorption. In: *Proceedings of the World Congress on Engineering. WCE;* 2016. p. 1–6.
61. Zhao Y, Wang W, Xin H, Zang S, Zhang Z, Wu Y. The remodeling of alveolar bone supporting the mandibular first molar with different levels of periodontal attachment. *Med Biol Eng Comput.* 2013;51(9):991–7.
62. Moga R, Chiorean C. Strain analysis of a human tooth with support tissues resorption. *Lect Notes Eng Comput Sci.* 2013;2:1374–9.
63. Cossetin E, Hissae S, Nóbrega S, Goretti M, Carvalho F. Study of tension in the periodontal ligament using the finite elements method. *Dent Press J Orthod.* 2012;17(1):1–8.

ANEXOS

ANEXO 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 cuspidéas 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

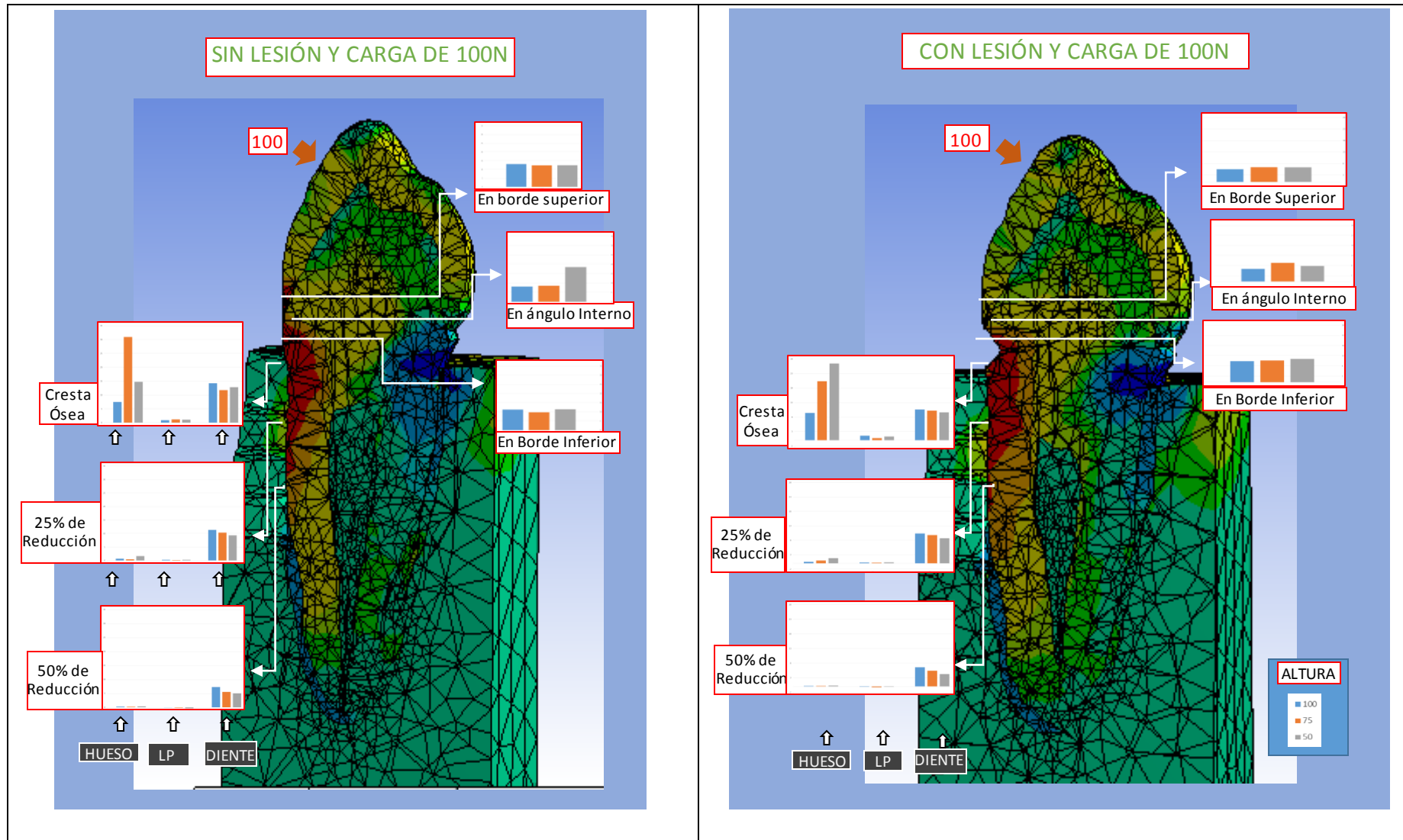
TABLA DE DIMENSIONES PROMEDIO, DESVIACIÓN ESTÁNDAR Y RANGOS PARA UNA PRIMERA PREMOLAR INFERIOR

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

ANEXO 3

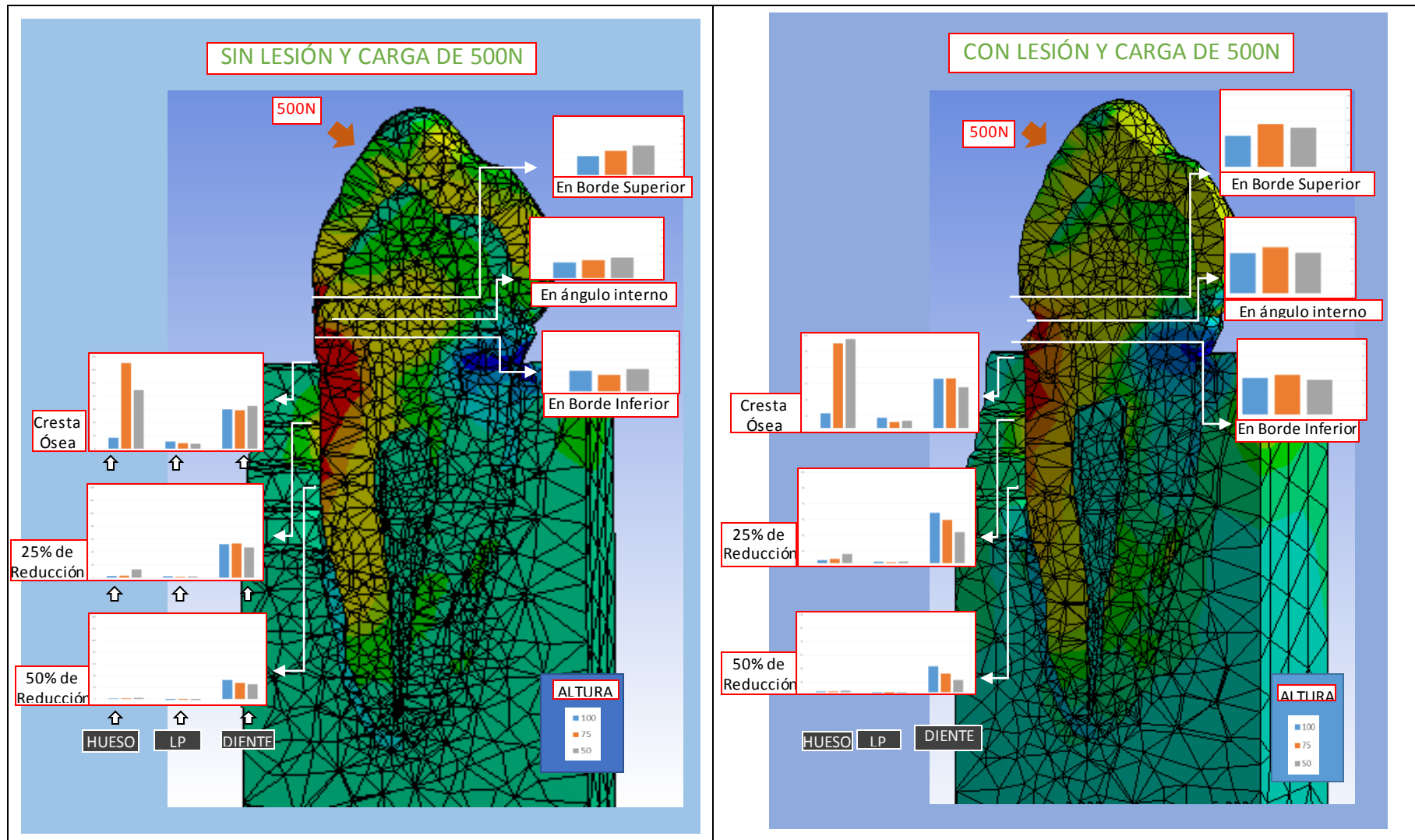
Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Indicadores	Tipo	Escala de medición	Valores y categorías
Distribución de esfuerzos (VD)	Fuerza por unidad de área	Máximo Esfuerzo registrado en superficie dental bajo estudio	Máximo Stress Principal (Escala de Von Mises)	Cuantitativa	Continua	Pa
Magnitud de la carga oclusal (VI)	Magnitud escalar de la fuerza que aplica la pieza antagonista sobre la vertiente externa de la cúspide de soporte	Magnitud escalar de fuerza aplicada sobre la Vertiente Externa de la Cúspide de Soporte en un nodo ubicado a 2mm de la punta de cúspide	Módulo de aplicación de Fuerza Nodal en el software FEM	Cuantitativa	Discreta	100N 500N
Altura de hueso alveolar(VI)	Altura del tejido óseo que sirve de aparato de inserción y soporte a la pieza dentaria	Altura de hueso alveolar tomando como referencia de altura total la distancia entre el ápice y 1mm antes de alcanzar la UCA (13mm en total)	Longitud de la raíz con soporte óseo registrada en el Módulo de Geometría en el software FEM que suma en total 13mm	Cuantitativa	Continua	Altura ósea 100% (13 mm) Altura ósea 75% (4.25 mm) Altura ósea 50% (7.5 mm)
Presencia de lesión cervical (VI)	Lesión cervical no cariosa en forma de cuña de etiología multifactorial.	Lesión cervical vestibular de 0.75mm de altura, 0.75mm de profundidad y 3.5mm de extensión mesiodistal	Conformación de lesión cervical en forma de cuña en el Módulo de Geometría en el software FEM	Cualitativa	Nominal / Dicotómica	Ausente Presente

ANEXO 4



Simulación de pieza con AO50(A) sin lesión carga de 100N (B) con lesión carga de 100N.

ANEXO 5



Simulación de pieza con AO50(A) sin lesión carga de 500N (B) con lesión carga de 500N.