



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

**EVALUACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DE
ESFUERZOS A NIVEL CERVICAL EN LESIONES
NO CARIOSAS EN PRIMERAS PREMOLARES
INFERIORES SEGÚN UBICACIÓN DE LA
CARGA OCLUSAL Y PROFUNDIDAD DE LA
LESIÓN MEDIANTE EL MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS.**

Tesis para obtener el Título de Cirujano Dentista

María Elena Vergaray Vía

Lima-Perú

2018

ASESORES:

Mg. Louise Jacqueline Webb Linares.

Departamento Académico de Clínica Estomatológica.

C.D Daniel Paredes Ruiz.

Departamento Académico Odontología Social.

JURADO EXAMINADOR

Presidente ; Delgado Cotrina, Leyla.
Secretario : Quintana Del Solar, Martin.
Miembro : Balarezzo Razzeto, José.

FECHA DE SUSTENTACIÓN : 01/06/2018

CALIFICATIVO : APROBADO CON MENCIÓN HONROSA

DEDICATORIA

A mi familia, quienes me apoyaron en todo momento, alentándome con cada paso que daba.

AGRADECIMIENTOS

- A mis padres por estar conmigo en todo momento, brindándome lo mejor de ellos.
- A mi familia (abuelos, tíos y primos) quienes estuvieron apoyándome durante la elaboración de la tesis.
- A mis asesores por todo el apoyo brindado durante la elaboración de la tesis.

RESUMEN

OBJETIVO: Evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical en primeras premolares inferiores, con lesión cervical no cariosa, según profundidad de la lesión y ubicación de la carga oclusal a través del método de elementos finitos (MEF)

MATERIALES Y MÉTODOS: La primera premolar inferior fue modelada vía MEF. Se obtuvo tres mallados tetraédricos: Pieza sin lesión y con lesiones de 0.75 mm y 1.5 mm de profundidad. Se exportaron al software ANSYS 18, en donde se aplicaron las propiedades físicas y cargas oclusales. **RESULTADOS:** Cuando la carga se aplica en la cúspide de soporte vertiente externa (CSVE) se encontraron los mayores valores de estrés a nivel del ángulo interno de la lesión. **CONCLUSIONES:** Existe una estrecha relación en el comportamiento de la distribución de esfuerzos a nivel cervical según ubicación de la carga oclusal y ubicación de la carga oclusal.

ABSTRACT

Objective: Evaluation of stress distribution in the cervical area with non-carious cervical lesion in mandibular first premolars according to depth's lesion and location of occlusal load by finite element method. **Material and methods:** The mandibular premolar was created by finite element method. Three tetrahedral meshes were obtained: health tooth and tooth lesions with 0.75 mm and 1.5 mm depth. The meshes were exported to software ANSYS 18, where each model was applied physical properties and locations of occlusal loads. **Results:** When we applied the occlusal load on the support cusp external slope the highest values of stress were found at inner angle of the lesion. **Conclusions:** There are a relation on the behavior of stress distribution in the cervical area according to depth's lesion and location of occlusal load.

ÍNDICE DE CUADROS

	Pág.
Cuadro 1. Propiedades mecánicas de las estructuras del diente.	16
Cuadro 2. Elementos de la segmentación y mallado según capas.	16

ÍNDICE DE GRÁFICOS

	Pág.
Gráfico 1. Valores crudos de la distribución de esfuerzos cuando se aplica la carga sobre la cúspide de soporte vertiente externa, según la profundidad de la lesión y el plano de registro.	27
Gráfico 2. Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos cuando se aplica la carga sobre la cúspide de soporte vertiente externa, según la profundidad de la lesión y el plano de registro, tomando como referencia comparativa la pieza sin lesión.	27
Gráfico 3. Valores crudos de la distribución de esfuerzos cuando se aplica la carga sobre la cúspide de soporte vertiente interna, la cúspide guía vertiente interna y la cúspide guía vertiente externa en la pieza sin lesión según el plano de registro y el punto de aplicación de la carga.	28
Gráfico 4. Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos cuando se aplica la carga sobre la cúspide de soporte vertiente interna, la cúspide guía vertiente interna y la cúspide guía vertiente externa en la pieza sin lesión según el plano de registro y punto de aplicación de la carga, tomando como referencia comparativa la cúspide de soporte vertiente externa.	28
Gráfico 5. Valores crudos de la distribución de esfuerzos cuando se aplica la carga sobre la cúspide de soporte vertiente interna, cúspide guía vertiente interna y cúspide guía vertiente externa según la profundidad de la lesión y el plano de registro.	29
Gráfico 6. Diferencia porcentual según profundidad de lesión tomando como referencia la lesión de 0.75mm, cuando se aplica la carga sobre la cúspide de soporte vertiente interna, la cúspide guía vertiente interna y la cúspide guía vertiente externa según el punto de aplicación de la carga y el plano de registro.	29

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Se muestra el ancho mesiodistal de la lesión de 4mm y la altura de la lesión de 2mm. La profundidad de la lesión es de 0.75mm y 1.5mm.	15
Figura 2. Diagrama del punto de aplicación de la carga sobre la cúspide de soporte vertiente externa. Se detalla que forma un ángulo de $+45^\circ$ con el eje axial, a 2mm debajo de la punta de la cúspide, y su relación relativa con los otros puntos de aplicación de carga y sus respectivos ejes.	17
Figura 3. Diagrama del punto de aplicación de la carga sobre la cúspide de soporte vertiente interna. Se detalla que forma un ángulo de -45° con el eje axial, a 2mm debajo de la punta de la cúspide, y su relación relativa con los otros puntos de aplicación de carga y sus respectivos ejes.	18
Figura 4. Diagrama del punto de aplicación de la carga sobre la cúspide guía vertiente interna. Se detalla que forma un ángulo de -30° con el eje axial, a 2mm debajo de la punta de la cúspide, y su relación relativa con los otros puntos de aplicación de carga y sus respectivos ejes.	19
Figura 5. Diagrama del punto de aplicación de la carga sobre la cúspide guía vertiente externa. Se detalla que forma un ángulo de -45° con el eje axial, a 2mm debajo de la punta de la cúspide, y su relación relativa con los otros puntos de aplicación de carga y sus respectivos ejes.	20
Figura 6. Se muestran los tres puntos de obtención de datos para la variable dependiente.	21
Figura 7. Imagen por planos de registro de la distribución de esfuerzos con carga en la CSVE según profundidad de la lesión.	30
Figura 8. Imagen por planos de registro de la distribución de esfuerzos con carga en la CSVI según profundidad de la lesión.	31
Figura 9. Imagen por planos de registro de la distribución de esfuerzos con carga en la CGVI según profundidad de la lesión.	32

Figura 10. Imagen por planos de registro de la distribución de esfuerzos con carga en la CGVE según profundidad de la lesión.	33
Figura 11. Imagen por capas de la distribución de esfuerzos con carga en la CSVE según profundidad de la lesión.	35
Figura 12. Imagen por capas de la distribución de esfuerzos con carga en la CSVI según profundidad de la lesión.	36
Figura 13. Imagen por capas de la distribución de esfuerzos con carga en la CGVI según profundidad de la lesión.	37
Figura 14. Imagen por capas de la distribución de esfuerzos con carga en la CGVE según profundidad de la lesión.	38
Figura 15. Ubicaciones de las cargas oclusales aplicas	42

LISTA DE ABREVIATURAS

LCNC: Lesión cervical no cariosa.

CSVE: Cúspide de soporte vertiente externa.

CSVI: Cúspide de soporte vertiente interna.

CGVI: Cúspide de guía vertiente interna.

CGVE: Cúspide de guía vertiente externa.

S: Simulación

UCA: Unión cemento adamantina.

CG: Cúspide guía.

VI: Vertiente interna.

VE: Vertiente interna.

MEF: Método de elementos finitos.

LISTA DE CONTENIDOS

	Pág.
I. INTRODUCCIÓN	01
II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	03
II.1. Planteamiento del problema	03
II.2. Justificación	03
III. MARCO TEÓRICO	04
IV. OBJETIVOS	10
V.1. Objetivo general	10
V.2. Objetivos específico	10
V. HIPÓTESIS	11
VI. MATERIALES Y MÉTODOS	12
VI.1. Diseño del estudio	12
VI.2. Muestra	12
VI.2.1 Unidad de muestreo	12
VI.2.2 Tamaño muestral	12
VI.2.3 Unidad de análisis	12
VI.3. Variables	14
VI.4. Técnicas y procedimientos	14
VI.5. Plan de análisis	21
VI.6. Consideraciones éticas	22
VII. RESULTADOS	23
VIII. DISCUSIÓN	39
IX. CONCLUSIONES	44
X. RECOMENDACIONES	45
XI. REFERENCIAS	46
ANEXOS	

I.- INTRODUCCIÓN:

La lesión cervical no cariosa (LCNC) es definida como la pérdida de estructura dental a nivel de la unión cemento-esmalte, que no está relacionada a ninguna lesión de caries.¹ La etiología es multifactorial, siendo las cargas oclusales aplicadas al diente un elemento importante dentro de esta multifactorialidad. Es motivo de investigación para muchos profesionales de la odontología, debido a que presentan retos en el diagnóstico y en la parte restaurativa.²

Particularizando dentro de las LCNC, se reconoce como abfracciones a aquellas donde la oclusión juega un papel importante en su presencia y avance. Esta etiología oclusal, va a tener una configuración diversa, según cómo la carga oclusal puede ser aplicada sobre la pieza dentaria, el punto de aplicación y el estado de la superficie oclusal. Se ha encontrado, por ejemplo, que éstas lesiones pueden atribuirse a las fuerzas oclusales laterales generadas durante la masticación y el bruxismo.³ Un mecanismo planteado para el desarrollo de las abfracciones es generando la flexión del diente y el cambio tensional y compresivo a nivel cervical de la pieza afectada.⁴

Entonces, la ubicación de la carga oclusal es importante, dependiendo de ello la concentración máxima de esfuerzo en la región cervical del diente para la formación y progresión de las LCNC. Se puede asumir también que la presencia de lesiones de mayor dimensión va a asociarse como una consecuencia de mayor presencia de condicionantes oclusales, dentro de ello los cambios en la profundidad de la lesión como un componente importante en el avance y progresión de las abfracciones.⁴

Hace aproximadamente dos décadas el estudio por elemento finito en 2D aplicado a la mecánica dental fue un método numérico muy popular para investigar los aspectos críticos relacionados con la distribución de esfuerzos. Luego se introdujo el uso de modelos en 3D, que nos permite ver de una manera más detallada el comportamiento biomecánico de la estructura dental, bajo diferentes cargas oclusales; el esfuerzo, la tensión y algunas otras cualidades pueden ser calculadas en cada punto de la estructura.⁴

El presente estudio evaluará mediante el método de elementos finitos cómo la ubicación de la carga oclusal aplicada al diente y la profundidad de la lesión afectan a la abfracción, este estudio nos ayudará en el pronóstico y tratamiento del paciente.

II.- PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN:

II.1 Planteamiento del problema:

Es importante tener mejores alternativas de diagnóstico, prevención y terapéuticas para las lesiones de abfracción, por lo que en la presente investigación se plantea conocer mejor la concentración y distribución de esfuerzos a nivel cervical, a través de una evaluación biomecánica que será simulado por el método de elemento finito, asociando la ubicación de la carga oclusal con la profundidad de la lesión .

Se plantea responder a la siguiente interrogante: ¿Cómo es la distribución de esfuerzos en lesiones de abfracción según ubicación de la carga oclusal y profundidad de la lesión?

II.2 Justificación:

Los pacientes con LCNC, son las que llegan mayormente a consulta con problemas de estética, hipersensibilidad, deterioro funcional, incomodidad del paciente y hasta pueden llevar a fracturar del diente si no es tratada a tiempo.³

Se justifica el desarrollo de esta investigación teóricamente en conocer mejor la etiología, progresión, pronóstico, tratamiento, prevención de LCNC que hoy en día es un tema muy estudiado por muchos profesionales de la odontología, ya que su etiología se asocia con cargas oclusales aplicadas al diente, durante la masticación, etc. que generan este tipo de lesiones, principalmente la abfracción.

III.- MARCO TEÓRICO:

- Lesiones cervicales no cariosas: Abfracción.

La lesión cervical no cariosa se caracteriza por el desgaste del diente en ausencia de caries, lo que causa lesiones no cariosas como son: abfracción, erosión, abrasión.¹ Su apariencia clínica depende de muchas cosas, como, por ejemplo: el tipo y gravedad de los factores etiológicos.²

Una de las LCNC es la abfracción la cuál fue descrita por Grippo en 1991,⁷ como la pérdida de sustancia dental patológica causada por fuerzas oclusales aplicadas al diente que generan estrés en el esmalte y la dentina a lo largo de la región cervical.⁵

La abfracción ocasionada por la pérdida microestructural del diente en áreas cervicales debido a concentración de esfuerzos, son desde el punto de vista biomecánico las fuerzas que actúan en el diente, estas fuerzas de tracción, comprensión y rotación inducen a alcanzar un límite de fatiga lo que lleva a debilitar los cristales de hidroxapatita en el esmalte, que es débil en tensión, lo que conduce a la formación de grietas y pérdida de material en el esmalte y la dentina adyacente.⁵ Probablemente los líquidos y los iones pequeños atraviesen estos espacios como los cristales se rompen adicionalmente se podrían crear espacios pequeños en los que moléculas pequeñas como las del agua eviten el restablecimiento de los enlaces químicos entre las estructuras cristalinas, añadiendo los esfuerzos tensionales se tenderán a propagar las grietas una vez que se hayan iniciado.²²

Las lesiones de abfracción se caracterizan por presentar defectos en forma de cuña. Se observa frecuentemente en la superficie bucal en la unión cemento-esmalte de los dientes, se ha reportado una prevalencia de 27 – 85%.⁶

Se ha reportado que el tamaño de la lesión está determinado por la magnitud, dirección, frecuencia, duración y ubicación de las fuerzas oclusales que se ocasionan cuando los dientes están en contacto.⁶

La abfracción la encontramos más en los dientes anteriores y premolares, porque éstas presentan menor tamaño y en la superficie bucal debido a la dirección de las cargas oclusales o incisales.⁵

- **Concentración de estrés en abfracción.**

Existe una evidencia clínica para asociar las cargas oclusales pesadas con las lesiones de abfracción. En 1987 Lambrechts *et al*,⁵ asociaron el bruxismo y la maloclusión con este tipo de lesiones.

El comportamiento biomecánico de las abfracciones, varía según la ubicación y dirección de la carga oclusal y muchos movimientos realizados durante la masticación.⁶

- **Ubicación de la carga oclusal y concentración de estrés según ubicación de la carga oclusal.**

Una oclusión ideal es aquella en la que existe una estabilidad oclusal bilateral, la cual nos proporciona una oclusión armónica, relacionado a presencia de contactos oclusales estables, simultáneos y bilaterales, eso quiere decir, que existe la misma intensidad y dirección y que las fuerzas son dirigidas por el eje longitudinal del diente, este tipo de oclusión depende mucho de las interacciones de los contactos oclusales.⁶

Cuando está alterada la oclusión y existan hábitos parafuncionales, como el bruxismo, se generan zonas de estrés en los dientes, principalmente en el área cervical, lo que conlleva a la formación de la abfracción.⁷

Así mismo la dirección de la carga oclusal desempeña un papel muy importante en la generación de esfuerzos ya sea de compresión o de tracción, en la región cervical del diente, la concentración de tensión de tracción en las paredes de la lesión, podría dar lugar a la progresión transversal de la lesión, por la distribución perpendicular de los túbulos dentinarios.¹⁰ Palarma *et al.*¹⁰ menciona que el mayor esfuerzo encontrado se da en UCA.

Las cargas oclusales excéntricas de los dientes generan grietas a nivel cervical localizadas en el esmalte, las cuales permiten más fácilmente la entrada de líquidos erosivos como son los ácidos cítricos, por lo que estos tipos de líquidos pueden ser un factor adicional para producir mayor pérdida de esmalte, añadiendo el esfuerzo de las cargas oclusales, sumado a ello los efectos de abrasión producidos por el cepillo de dientes, pueden generar este tipo de lesiones.²⁴ Es posible que la lengua o efectos remineralizantes de la saliva que se encuentran en el piso de boca, protejan las superficies linguales de los dientes, dándose así mayor prevalencia en las superficies bucales.⁵

Según la literatura, las cargas oblicuas oclusales aplicadas al diente presentan mayor concentración de estrés a nivel cervical que las cargas axiales; el diente sufre más deflexiones cuando realiza lateralidades a que cuando se encuentra en céntrica.⁵

Las cargas axiales se aplican paralelamente a lo largo del eje del diente cuando la mordida se encuentra en oclusión céntrica y las cargas oblicuas en oclusión excéntrica.⁸

- **Profundidad de la lesión y concentración de estrés según profundidad de la lesión.**

La lesión en forma de cuña (abfracción), es un tipo específico de lesión no cariosa, existen factores de aumento de estrés en la región cervical del diente como son: la pérdida de estructura en la corona, ubicación y dirección de la carga oclusal, que pueden acelerar la formación y progresión de las lesiones de abfracción. Una ubicación diferente de la carga oclusal pueden generar cambios en el patrón de tensión y deformación en la zona cervical.⁶

Cuando la lesión de abfracción ya se encuentra presente en el diente, la concentración de estrés será mucho mayor en la zona del defecto, por la pérdida de estructura dental, que conduce a la concentración de estrés en las paredes de la lesión, llevando así al debilitamiento aún mayor de la estructura dental, acelerando su progresión.⁷

Grippio⁷ en 1995 propuso que para disminuir la concentración de estrés en el área y así evitar la progresión de la lesión, se debe restaurar el defecto, para el soporte del diente y así se disminuya la flexión del diente, evitando la progresión de la lesión.

Las lesiones profundas, tienen la prioridad de ser tratadas, debido a los problemas que puede causar mientras más cercano a la pulpa se encuentre, la configuración y los protocolos de tratamiento deben estar orientadas a reducir la flexión en los dientes y la excesiva carga sometida al diente afectado.⁹

La etiología multifactorial de las LCNC da lugar a diferentes morfologías de las lesiones, los cuales se clasifican en: forma de cuña (V), se caracterizan por presentar un ángulo agudo interno, mientras que las de forma de U presentan un ángulo interno redondeado y las mixtas.¹⁰ En la presente investigación se estudiará las lesiones en tipo cuña (V).

En la parte cervical del diente los primas del esmalte y los túbulos dentinarios con mayor densidad y volumen, están ubicados transversalmente al eje longitudinal del diente, por lo que existe menos resistencia en estas regiones a diferencia del tercio oclusal, en el que es paralelo, contribuyendo a disminuir la resistencia en esta área.¹⁰

El tratamiento de las LCNC, no sólo es restaurar la lesión, lo más importante de todo es identificar y manejar los factores etiológicos, para así disminuir la progresión de la lesión y satisfacer las necesidades del paciente, ya sean estéticas, de sensibilidad, etc.⁵

- **Magnitud de fuerza oclusal**

Gibs *et al.*¹⁶ hicieron un estudio registrando la mayor fuerza de mordida, se registraron dos valores máximos, uno de ellos con 4434.35 N (443 Kg) el cuál era un paciente masculino con historia de bruxismo de 37 años y el segundo valor máximo fue de 2294.76 N (234 Kg) en un paciente de 43 años con hiperactividad muscular. En otra investigación por Takaki *et al.*¹⁷ seleccionaron a 100 individuos, reportando un valor máximo de fuerza de mordida para mujeres de 253.99 N y para varones de 285.01 N. Umesh *et al.*¹⁸ reportaron máximos valores de fuerza de mordida entre 176 N a 635 N en un estudio con 36 personas.

En los estudios de Isis *et al.*¹⁹ utilizaron para simulación por elemento finito cargas de 100 N, 500 N y 800 N, las cuales representan la fuerza estándar durante masticación, hábito parafuncional y trauma extremo respectivamente. Una magnitud de referencia para actividad parafuncional es la que ha tomado el presente estudio eligiendo 500N, la cual, está dentro del rango que registra nuestra bibliografía de referencia.

- **Concentración de estrés según otro tipo de variables que se deberían estandarizar en el estudio.**

Se mencionan también como otro tipo de variables que pueden influir a la formación de abfracción y/o progresión de la abfracción, las siguientes: Dirección de la carga oclusal, magnitud de la fuerza aplicada al diente, morfología de la lesión, etc.¹²

- **Propósito del estudio**

Según la literatura los estudios de elementos finitos, nos muestran que las cargas axiales demuestran una distribución de esfuerzos uniforme, sobre las raíces de los dientes y sobre el punto de contacto de la superficie oclusal, a diferencia de las cargas oblicuas que producen estrés de tipo tensional.⁵

El método de estudio por elementos finitos simula estructuras dentales y las propiedades biológicas del diente, actualmente es de mucha utilidad, para evaluar el comportamiento dental asociado con la pérdida de estructura, las condiciones oclusales y los efectos de los materiales restauradores, siendo así, una gran ayuda para los profesionales de la odontología, debido a que puede prevenir y mejorar el tratamiento y pronóstico, de la LCNC.¹³

Por lo expuesto, el propósito del presente estudio es evaluar la concentración de estrés a nivel cervical en LCNC asociando la ubicación de la carga oclusal aplicada al diente con la profundidad de la lesión tipo cuña, mediante el estudio de elementos finitos, ayudando así a ampliar el conocimiento sobre cómo estas dos variables afectan a la progresión de la abfracción, sabiendo así del pronóstico y tratamiento de la pieza.

IV.- OBJETIVOS:

IV.1 Objetivo general:

Evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical en LCNC en primeras premolares inferiores según la ubicación de la carga oclusal y la profundidad de la lesión a través del método de elementos finitos.

IV.2 Objetivos específicos:

1. Evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical en LCNC según ubicación de la carga oclusal.
2. Evaluar la distribución de esfuerzos a nivel cervical en LCNC según profundidad de la lesión.

V.- HIPÓTESIS:

La distribución de esfuerzos a nivel cervical-bucal varía según ubicación de la carga oclusal y profundidad de la lesión según el método de elementos finitos.

VI.- MATERIALES Y MÉTODOS:

VI.1 Diseño del estudio

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

VI.2 Muestra

Modelos digitales de primer premolar inferior representados en 12 simulaciones.

V1.2.1 Unidad de muestreo

La unidad de muestreo para esta investigación fue una construcción digital de pieza primera premolar inferior que cumplió con los siguientes criterios:

- a. Los criterios anatómicos (Anexo 1).
- b. Los criterios anatómicos cuantitativos para las siguientes longitudes (Anexo 2).¹⁴

V1.2.2 Tamaño muestral

Se trabajó con un modelo matemático el cual tiene una aplicación invariable, no se es necesario considerar un tamaño muestral.

VI.2.3 Unidad de análisis

La unidad de análisis para el presente estudio *in silico* fue llamada simulación. Una simulación es la acción de representar experimentos en una computadora digital. Estos experimentos comprenden ciertos tipos de relaciones matemáticas y lógicas, las cuales son necesarias para describir el comportamiento y la estructura de sistemas complejos del mundo real a través de largos períodos. Operacionalmente, es la representación

computarizada de cada una de las asociaciones que permiten los objetivos de nuestra investigación.

Los grupos experimentales a evaluar fueron:

- S1: Sin lesión con ubicación de la carga en la CSVE (+45°).
- S2: Sin lesión con ubicación de la carga en la CSVI (-45°).
- S3: Sin lesión con ubicación de la carga en la CGVI (-30°).
- S4: Sin lesión ubicación de la carga en la CGVE (-45°).
- S5: LCNC con 0.75mm de profundidad con ubicación de la carga en la CSVE (+45°).
- S6: LCNC con 0.75mm de profundidad con ubicación de la carga en la CSVI (-45°).
- S7: LCNC con 0.75mm de profundidad con ubicación de la carga en la CGVI (-30°).
- S8: LCNC con 0.75 mm de profundidad con ubicación de la carga en la CGVE (-45°).
- S9: LCNC con 1.5 mm de profundidad con ubicación de la carga en la CSVE (+45°).
- S10: LCNC con 1.5 mm de profundidad con ubicación de la carga en la CSVI (-45°).
- S11: LCNC con 1.5 mm de profundidad con ubicación de la carga en la CGVI (-30°).
- S12: LCNC con 1.5 mm de profundidad con ubicación de la carga en la CGVE (-45°).

VI.3 Variables

Variable dependiente

Distribución de esfuerzos: Son tracciones distribuidas en el diente después de recibir una fuerza externa. Operacionalmente se define como la distribución del esfuerzo a nivel cervical luego de recibir una carga oclusal. Es una variable cuantitativa, discreta, la cual se medirá con la escala de Von Misses (MPa).

Variables independientes

Profundidad de la lesión: Conceptualmente es la dimensión de los cuerpos perpendicular a una superficie dada. Operacionalmente se define como la profundidad de la lesión medida en mm. Variable de tipo cuantitativa, discreta. Se utilizaron las profundidades de lesión de 0 mm, 0.75 mm y 1.5 mm.

Ubicación de la carga oclusal: Conceptualmente se define como el lugar en el se ubica algo. Operacionalmente es la ubicación del punto de la carga oclusal según las cúspides. Variable cuantitativa, discreta. Las ubicaciones de las cargas oclusales fueron: CSVE (+45°), CSVI (-45°), CGVI ,(-30°), CGVE (-45°).

El cuadro de operalización de variables, se verá en el Anexo 3.

VI.4 Técnicas y procedimientos

Para las muestras digitales, se tomaron las medidas reportadas por Fuentes *et al*¹⁴. La construcción digital matemática, se realizó llevando los datos de software de segmentación de imágenes médicas Simpleware ScanIP (Synopsys Inc) para reconstruir las capas de la pieza dental: esmalte, pulpa, dentina, ligamento periodontal y hueso alveolar, generando un archivo en el que se encontraba la segmentación .

Seguidamente, ya en el software de segmentación se modificó el modelo de acuerdo a las variables analizadas, como la morfología de la lesión que fue de tipo cuña, el margen superior a 0.25 mm sobre UCA, el margen inferior a 0.5 mm debajo de UCA y el ángulo interno a 0.25 mm debajo de UCA. La profundidad de la lesión se tomó de una proyección imaginaria que va del margen superior hasta el margen inferior de la cara vestibular de la pieza. Se trabajó con profundidades de lesión de 0, 0.75 mm y 1.5 mm. Mesiodistalmente, la lesión fue equidistante de su línea media en la cara vestibular, con una extensión de 3.5 mm (Figura 1).

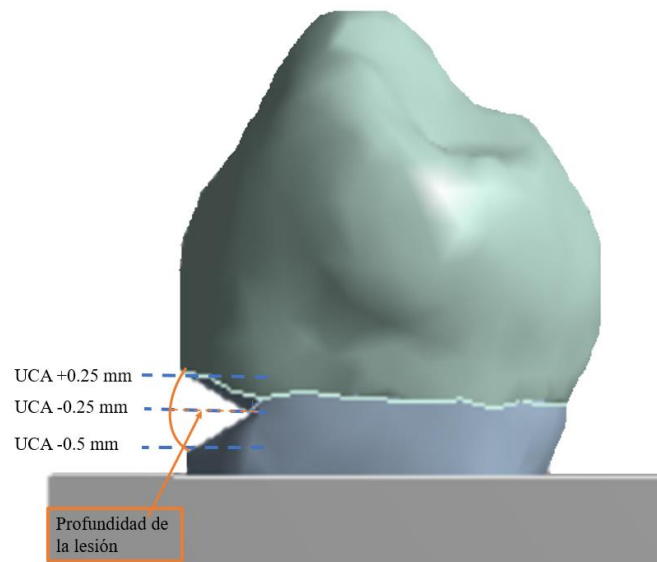


Figura 1. Se muestra el ancho mesiodistal de la lesión de 3.5mm y la altura de la lesión de 2mm. La profundidad de la lesión es de 0.75 mm y 1.5 mm.

Estos modelos fueron exportados al ANSYS (Ansys Workbench 18, PA. EUA), para tener las simulaciones, en el cuál se realizó la inserción de propiedades mecánicas (Cuadro 1).

Cuadro 1. Propiedades mecánicas de las estructuras del diente

Material	Tipo de propiedades	Módulo de elasticidad	Coefficiente Poisson
Esmalte	Isotrópicas	73.72 GPa	0.23
Dentina	Isotrópicas	17.07 GPa	0.3
Hueso	Isotrópica	13.70 GPa	0.3
Pulpa	Isotrópica	0.00207 GPa	0.45
Ligamento periodontal	Isotrópica	0.0689 GPa	0.45

Se creó el mallado para cada simulación, utilizando como base un sólido conformada por unidades tetraédricas, en cada simulación las capas están formados por triángulos, nodos y tetraedros respectivamente (Cuadro 2).

Cuadro 2. Elementos de la segmentación y mallado según capas.

Capas o procesos	Segmentación (triángulos)	Mallado (tetraedro)
Dentina	456 424	6 547
Esmalte	322 996	2 715
Ligamento periodontal	412 228	4 108
Hueso	1 282 896	8 886
Pulpa	100 404	1 263
Total	2 575 356	23 519

Después del mallado se determinó la ubicación de la carga oclusal, utilizando una magnitud de 500N, las cuales fueron:

- CSVE a 2 mm debajo de la punta de la cúspide vestibular, formando un vector con ángulo de $+45^\circ$ con el eje axial de la pieza (Figura 2).
- CSVI a 2 mm debajo de la punta de la cúspide vestibular, formando un vector con ángulo de -45° con el eje axial de la pieza (Figura 3).
- CGVI a 2 mm debajo de la punta de la cúspide lingual, formando un vector con un ángulo de -30° con el eje axial de la pieza (Figura 4).

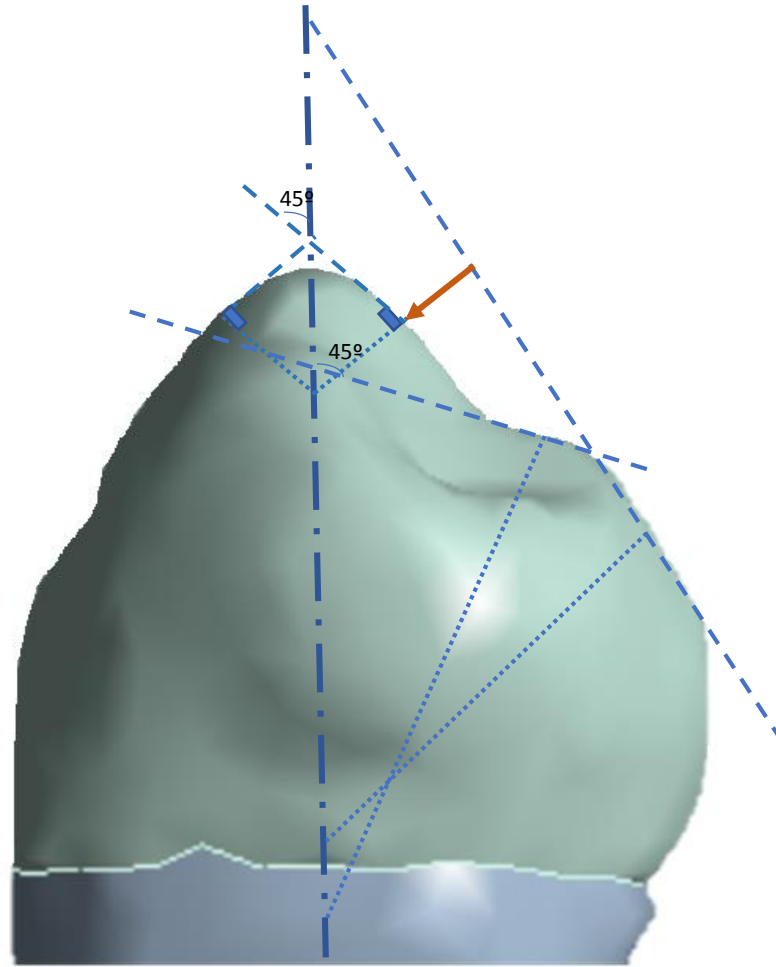


Figura 3. Diagrama del punto de aplicación de la carga sobre la cúspide de soporte vertiente interna. Se detalla que forma un ángulo de -45° con el eje axial, a 2mm debajo de la punta de la cúspide, y su relación relativa con los otros puntos de aplicación de carga y sus respectivos ejes.

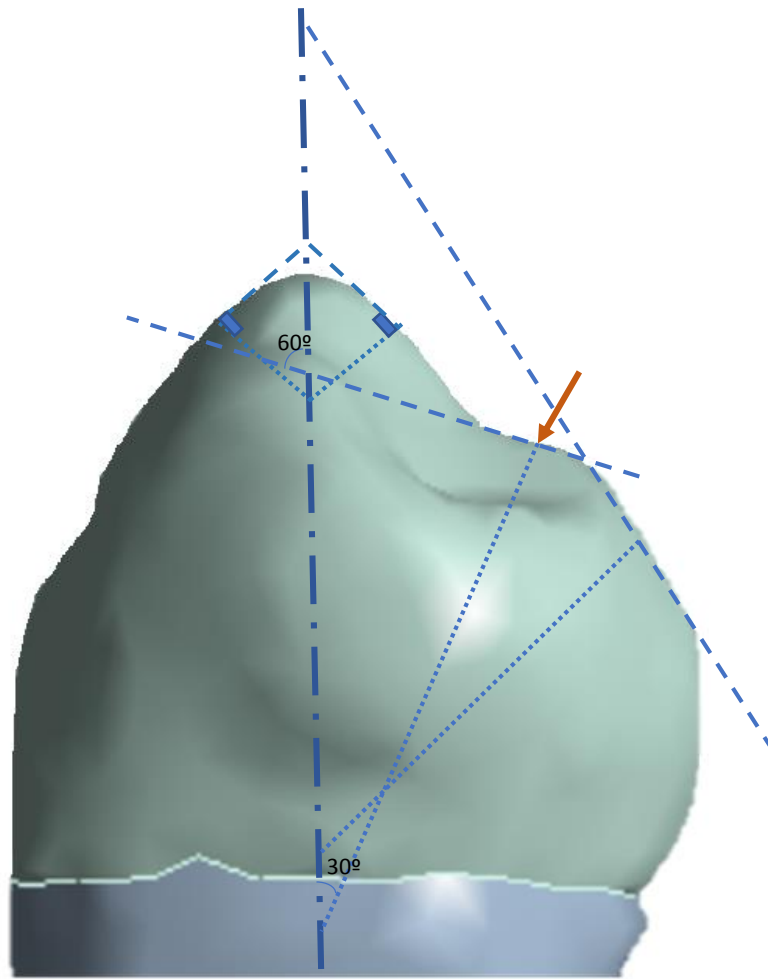


Figura 4. Diagrama del punto de aplicación de la carga sobre la cúspide guía vertiente interna. Se detalla que forma un ángulo de -30° con el eje axial, a 2mm debajo de la punta de la cúspide, y su relación relativa con los otros puntos de aplicación de carga y sus respectivos ejes.

2. Plano de registro B: Ángulo interno de la LCNC, que se encuentra a +0.25mm debajo de UCA.
3. Plano de registro C: Borde inferior de la LCNC, que se encuentra a -0.5mm debajo de UCA.

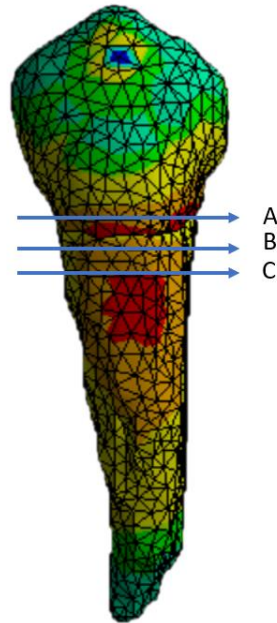


Figura 6. Se muestran los tres puntos de obtención de datos para la variable dependiente.

VI.5 Plan de análisis

El análisis del presente estudio fue descriptivo y analítico. No se realizaron pruebas estadísticas por tratarse de modelos matemáticos simulados.

Obtenidos los resultados para la distribución de esfuerzos, se registró el máximo valor en MPa para las líneas ubicadas en los límites externos e internos de la lesión, registrándose tres planos de registros de obtención de datos para la variable dependiente distribución de esfuerzos por cada simulación.

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.

Los valores de la distribución de esfuerzos fueron relacionados con ubicación de la carga oclusal y profundidad de la lesión en tablas de contingencia y gráficos según los objetivos del presente estudio.

VI.6 Consideraciones éticas

Se registró el trabajo en el Comité Internacional de Ética con el número 101271.

VII.- RESULTADOS:

- Análisis por plano de registro:

1) CSVE:

a. Valores Crudos.

- i. Cuando la carga es aplicada en la CSVE, en los tres planos de registro se observó distribución de esfuerzos de tipo tensional. Registrando para las tres profundidades de lesión un patrón repetitivo de mayor distribución de esfuerzos en UCA-0.25 mm, seguido de UCA-0.5 mm y con menor esfuerzo en UCA+0.25 mm (Gráfico 1, Figura 7).
- ii. En el plano de registro UCA -0.25 mm, a nivel del ángulo interno de la lesión, se generó mayor distribución de esfuerzos en relación directa con la mayor profundidad de la lesión (Gráfico 1, Figura 7).
- iii. En los planos de registro de UCA+0.25 mm y UCA -0.5 mm, que corresponden a los bordes superior e inferior de la lesión respectivamente, se generó mayor distribución de esfuerzos para la lesión de 0.75 mm y menor para la lesión de 1.5 mm (Gráfico 1, Figura 7).

b. Diferencia porcentual:

- i. Comparando la lesión de 0.75 mm de profundidad con la pieza sin lesión, se produce un incremento en los tres niveles de registro de esfuerzos a nivel cervical, con mayor cambio porcentual en UCA +0.25mm, con un

41.83% mayor, luego UCA-0.5 mm con un 11.9% mayor y finalmente UCA -0.25 mm con un 7.25% más (Gráfico 2).

- ii. Comparando la lesión de 1.5mm de profundidad con la pieza sin lesión, se registra el mayor incremento porcentual para ambas lesiones y con todos los planos de registro en UCA-0.25 mm en un 61.54% de aumento. En cambio, para UCA-0.5 mm y UCA+0.25 mm se registra una reducción de -2.82% y -21.55% respectivamente (Gráfico 2).

2) CSVI, CGVI y CGVE. La siguiente descripción de resultados agrupará los datos de estas tres vertientes en conjunto, ya que tienen varios elementos en común. Se organizarán estos resultados en dos grupos, primero para sin lesión y luego para ambos tipos de lesión simultáneamente.

A) Sin Lesión

a. Valores Crudos.

- i. Para el plano de registro UCA+0.25 mm, la carga en las tres vertientes generó esfuerzos significativamente mayores a los de los otros planos de registro, registrando el mayor esfuerzo en la CSVI (Gráfico 3).
- ii. En los planos de registro UCA-0.25 mm y UCA-0.5 mm se encontró patrones similares. En la CSVI (esfuerzo compresivo) y en la CGVE (esfuerzo tensional). En la

CGVI los registros de esfuerzo son casi nulos e irregulares (Gráfico 3).

b. Diferencia Porcentual.

Se comparó los valores encontrados en las tres ubicaciones de la carga oclusal (CSVI, CGVI, CGVE) con los valores encontrados en la CSVE.

- i. En UCA-0.25 mm y UCA-0.5 mm se registró niveles de reducción muy similares con mayor variación para CSVI, seguida de CGVI y luego CGVE (Gráfico 4).
- ii. En UCA+0.25 mm se presentó en general menor reducción, la cual es mayor y similar para CGVI y CGVE (-75.04% y -74.29%), mientras que es relativamente menor para CSVI (-53.4%) (Gráfico 4).

B) Con lesiones de 0.75mm y 1.5mm de profundidad.

a. Valores Crudos.

- i. En UCA+0.25 mm y UCA-0.5 mm se presentó patrones repetitivos de esfuerzo tipo tensional, mientras que para UCA-0.25 mm el esfuerzo es de tipo compresivo (Gráfico 5).
- ii. Siempre se registró mayores valores (tensionales o compresivos) cuando se aplicó la carga sobre la CSVI. Cuando se aplicó la carga en la CG en cualquiera de sus dos vertientes (VI y/o VE) el valor del esfuerzo registrado es similar, sea tensional o compresivo (Gráfico 5).

- iii. En UCA+0.25 mm se presentan mayores valores del tipo tensional para la lesión de 0.75mm de profundidad (Gráfico 5).
- iv. En UCA-0.25 mm se presentan mayores valores del tipo compresivo para la lesión de 1.5mm de profundidad (Gráfico 5).
- v. En UCA-0.5 mm se presentan mayores valores del tipo tensional para la lesión de 1.5mm de profundidad cuando se aplica la carga en CSVI y CGVE, pero con CSVI los mayores valores de esfuerzo se registraron para la lesión de 0.75 mm (Gráfico 5).

b. Diferencia Porcentual.

Se tomó como 100% la lesión de 0.75mm de profundidad, se evaluó el porcentaje de cambio para la lesión de 1.5mm de profundidad.

- i. Para UCA+0.25 mm, hubo una reducción que va del 24.81% hasta 7.85% en las tres vertientes evaluadas (Gráfico 6).
- ii. Para UCA-0.25 mm, hay un incremento en el esfuerzo de tipo compresivo que se presenta a este nivel. Es mucho mayor el cambio para la CSVI y CGVI en 307% y 187.2% respectivamente. Para la CGVE el incremento es pequeño, en sólo 10% (Gráfico 6).
- iii. En UCA-0.5 mm , no hay un cambio homogéneo, pues hay incremento para CSVI y CGVE en 11.59% y 26.4%

respectivamente, mientras que para CGVI presenta una disminución en 46.03% (Gráfico 6).

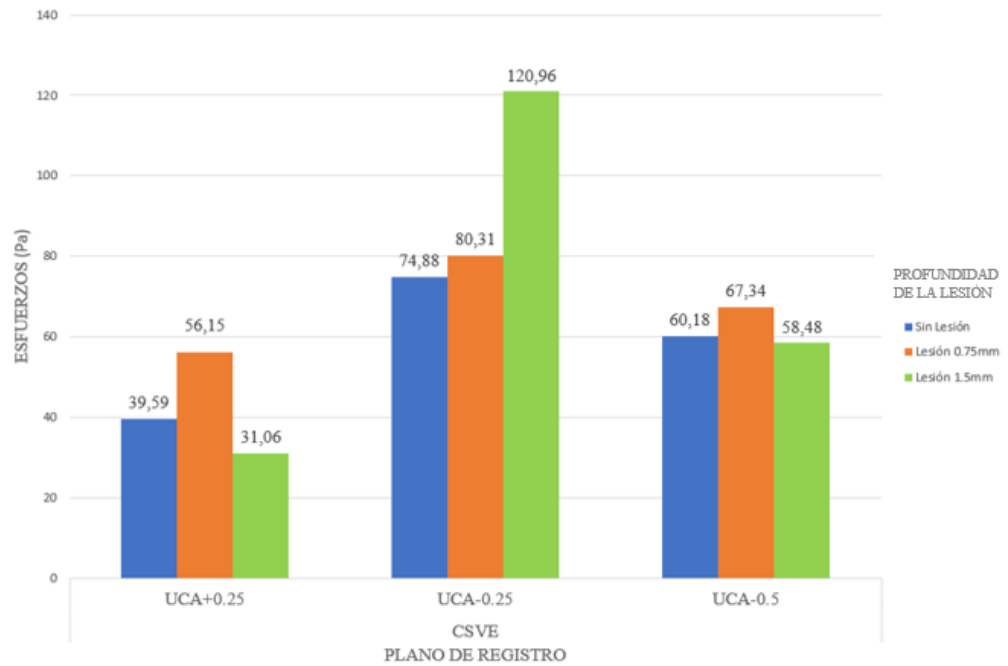


Gráfico 1. Distribución de esfuerzos cuando se aplica la carga sobre la cúspide de soporte vertiente externa, según la profundidad de la lesión y el plano de registro.

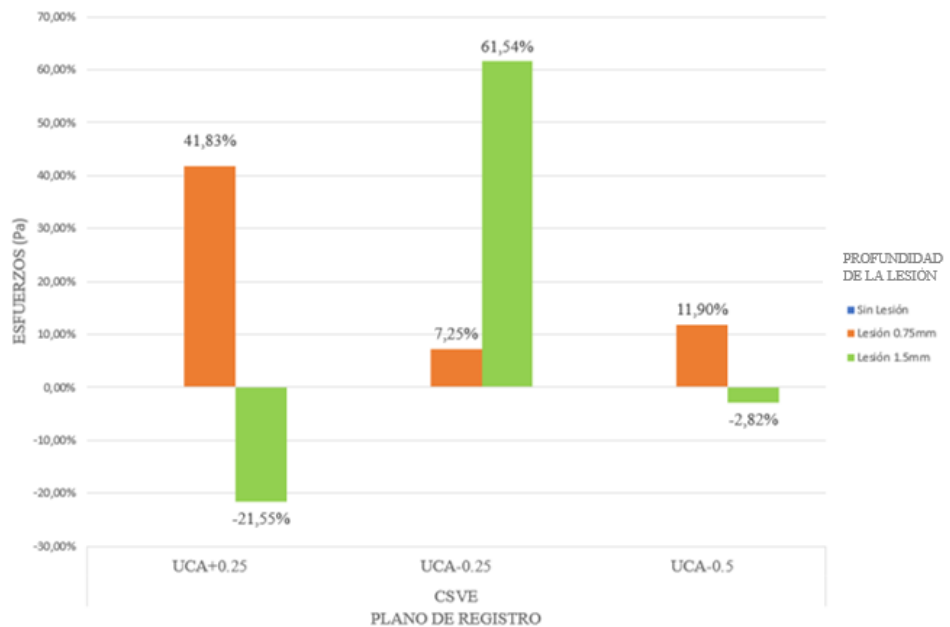


Gráfico 2. Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos cuando se aplica la carga sobre la cúspide de soporte vertiente externa, según la profundidad de la lesión y el plano de registro, tomando como referencia comparativa la pieza sin lesión.

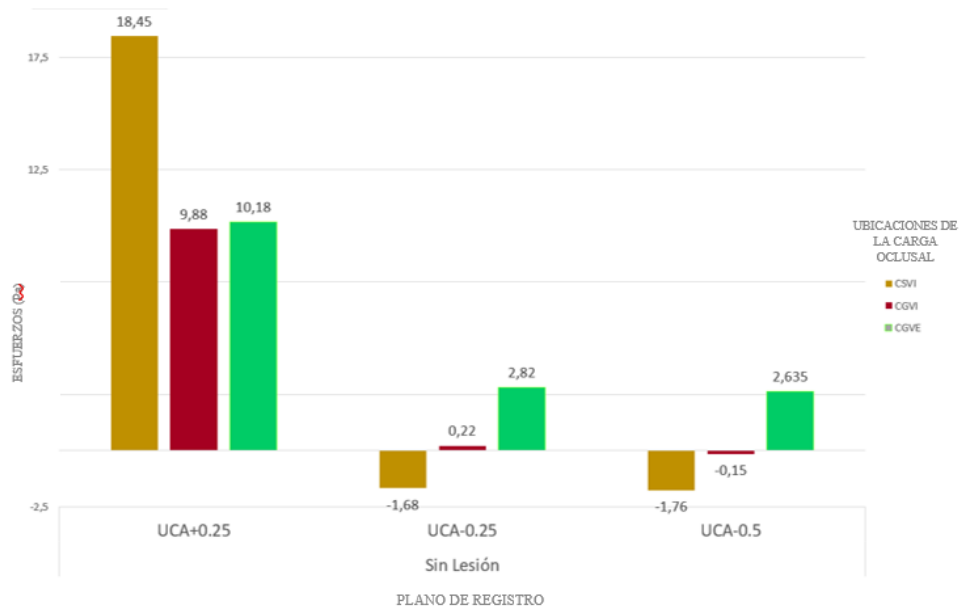


Gráfico 3. Distribución de esfuerzos cuando se aplica la carga sobre la cúspide de soporte vertiente interna, la cúspide guía vertiente interna y la cúspide guía vertiente externa en la pieza sin lesión según el plano de registro y el punto de aplicación de la carga.



Gráfico 4. Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos cuando se aplica la carga sobre la cúspide de soporte vertiente interna, la cúspide guía vertiente interna y la cúspide guía vertiente externa en la pieza sin lesión según el plano de registro y punto de aplicación de la carga, tomando como referencia comparativa la cúspide de soporte vertiente externa

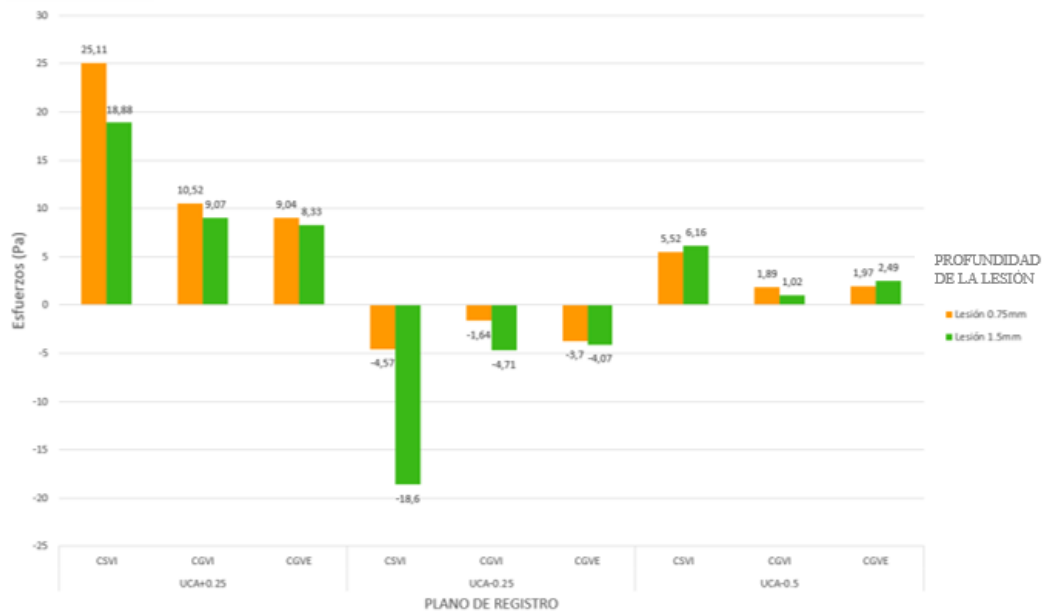


Gráfico 5. Distribución de esfuerzos cuando se aplica la carga sobre la cúspide de soporte vertiente interna, cúspide guía vertiente interna y cúspide guía vertiente externa según la profundidad de la lesión y el plano de registro.

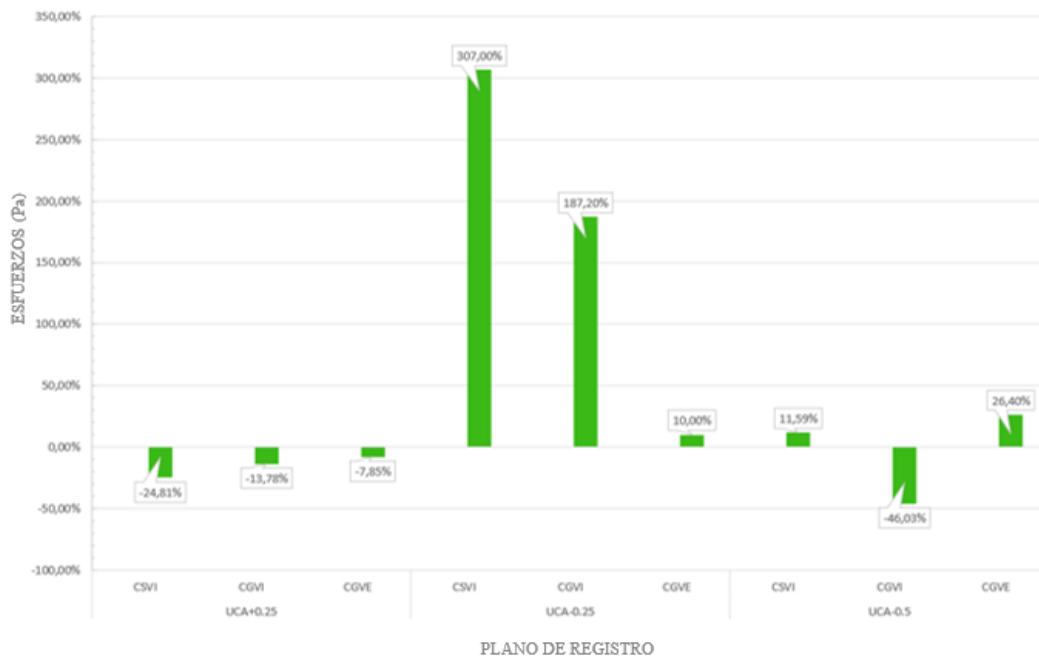


Gráfico 6. Diferencia porcentual según profundidad de lesión tomando como referencia la lesión de 0.75mm, cuando se aplica la carga sobre la cúspide de soporte vertiente interna, la cúspide guía vertiente interna y la cúspide guía vertiente externa según el punto de aplicación de la carga y el plano de registro.

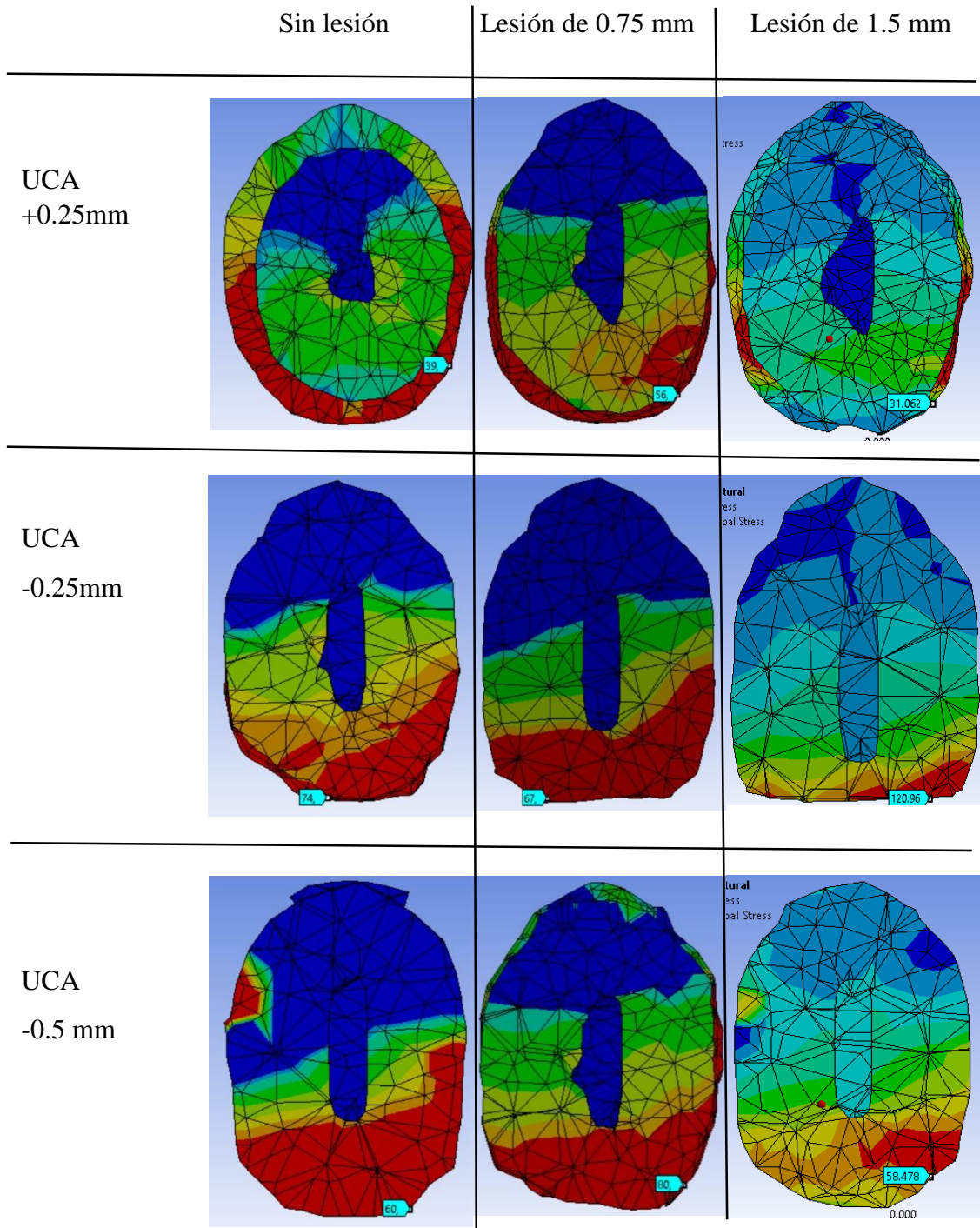


Figura 7. Imagen por planos de registro de la distribución de esfuerzos con carga en la CSVE según profundidad de la lesión.

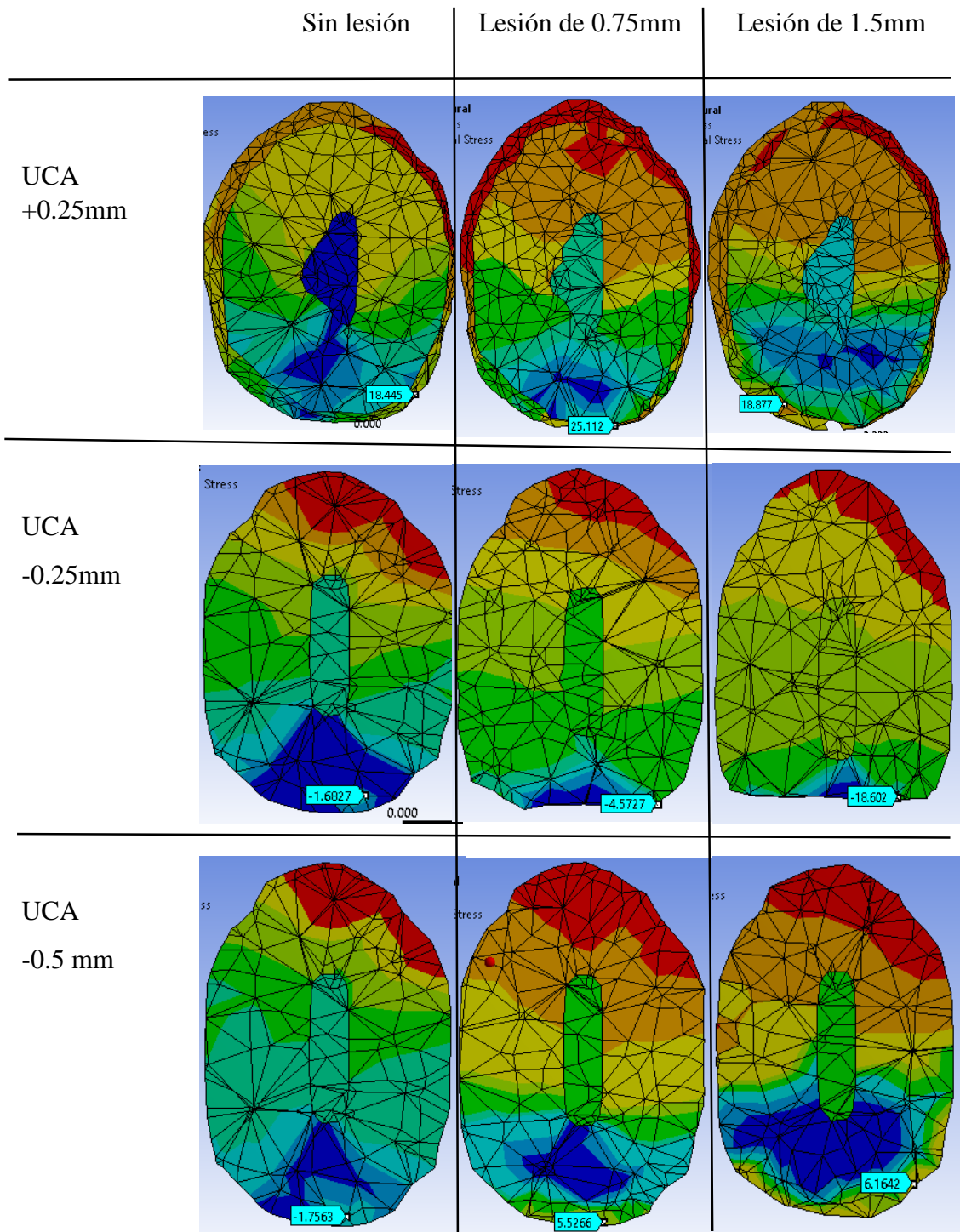


Figura 8. Imagen por planos de registro de la distribución de esfuerzos con carga en la CSVI según profundidad de la lesión.

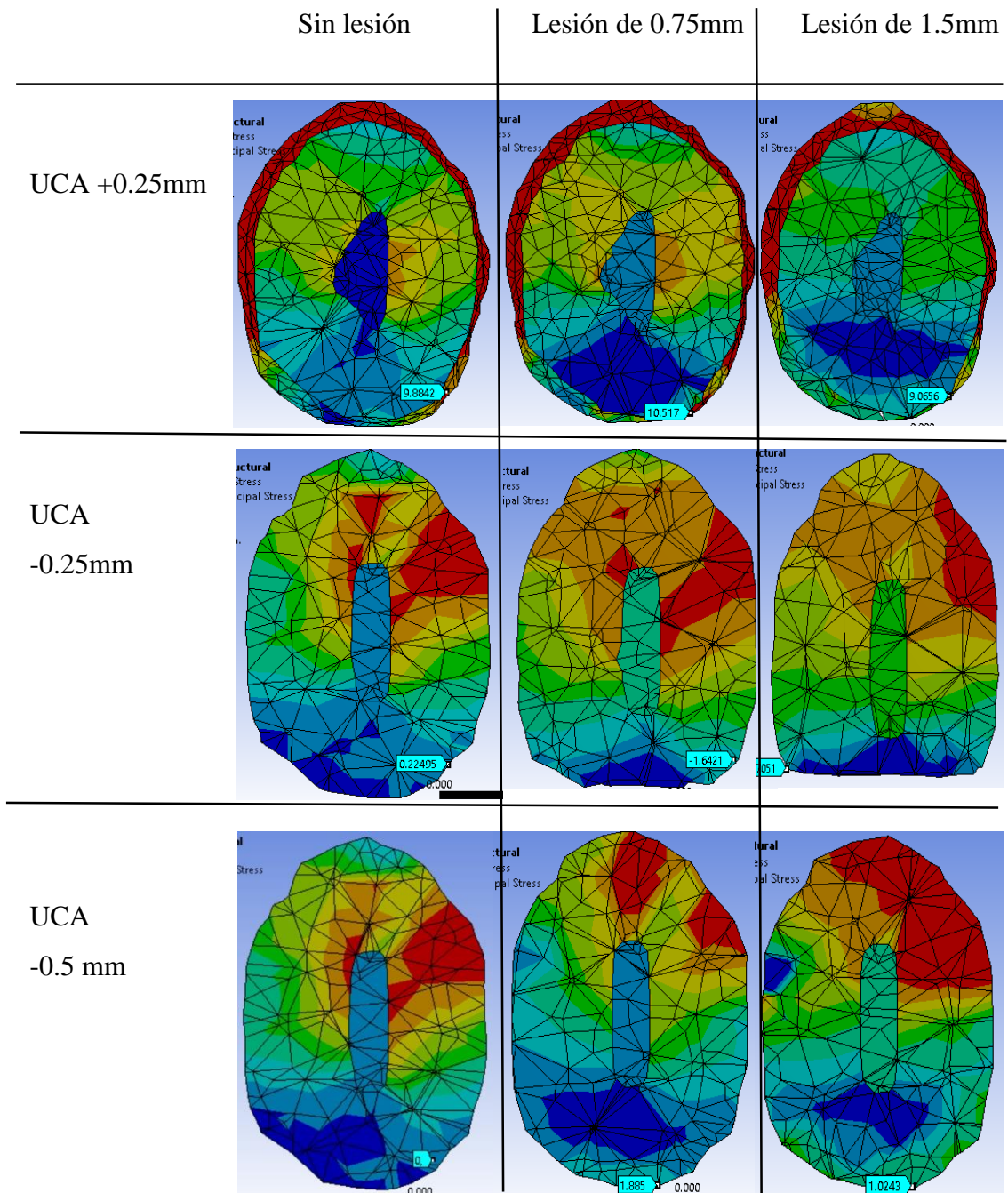


Figura 9. Imagen por planos de registro de la distribución de esfuerzos con carga en la CGVI según profundidad de la lesión

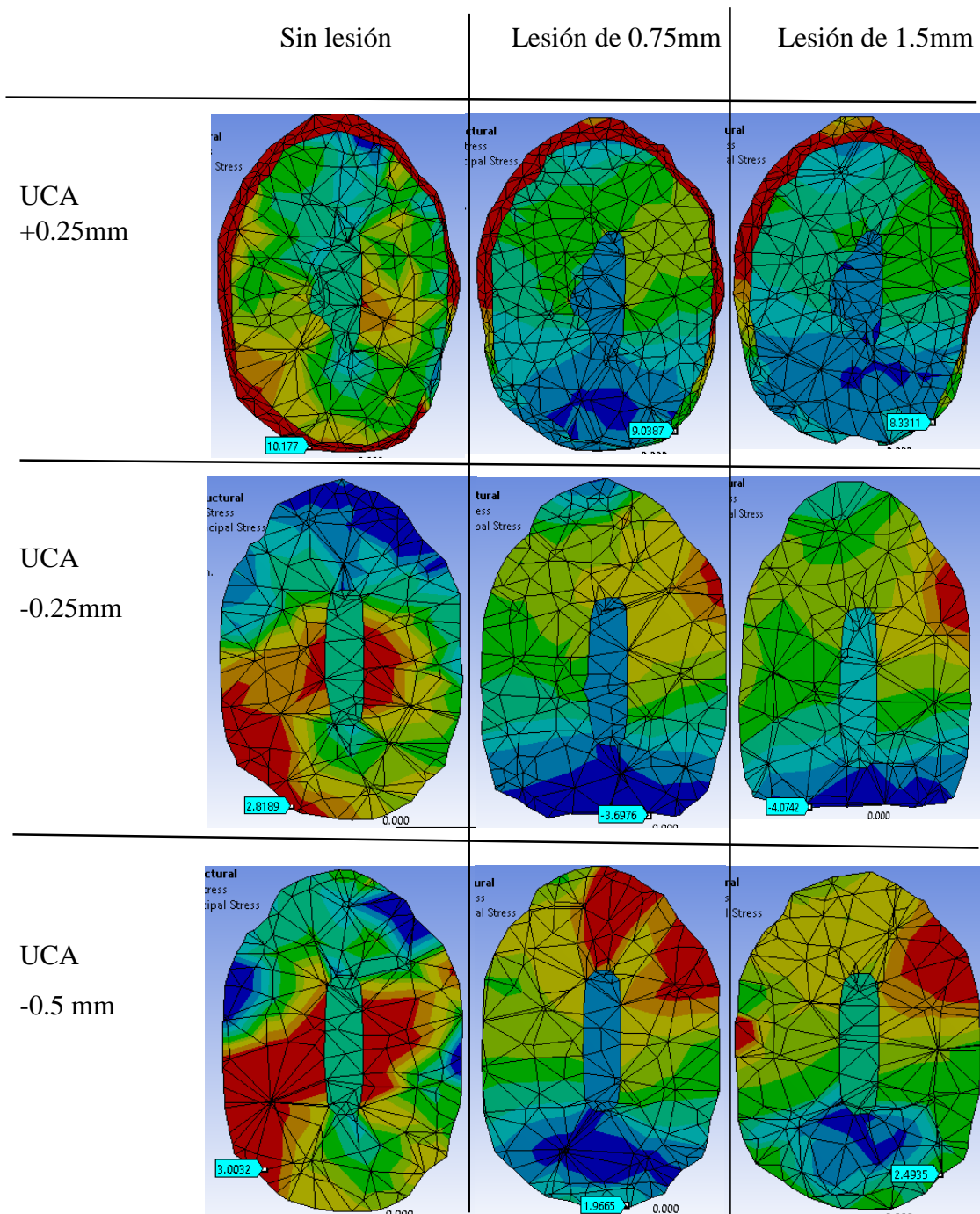


Figura 10. Imagen por planos de registro de la distribución de esfuerzos con carga en la CGVE según profundidad de la lesión.

- Análisis por capas:
 1. Existe un comportamiento diferente en la distribución de esfuerzos según el tipo de aplicación de la carga, presencia de lesión y la profundidad de la misma (Figuras 11-14).
 2. Cuando la carga se aplica en la cúspide vestibular, sea vertiente externa o interna, la mayor distribución de esfuerzos es para esmalte y ligamento periodontal en lesiones de 1.5 mm de profundidad, para las lesiones de 0.75 mm y para hueso la respuesta es irregular (Figuras 11 y 12).
 3. A nivel de la cúspide vestibular entre todas las capas, se tiende a presentar el punto de mayor distribución de esfuerzos, a nivel de hueso, excepto para las lesiones de 0.75 mm de profundidad, donde se presenta en dentina (Figuras 11 y 12).
 4. Cuando la carga se aplica en la cúspide lingual, entre todas las capas, se presentó la mayor carga para ligamento en lesiones de 1.5 mm de profundidad, en dentina en lesiones de 0.75 mm y para esmalte y hueso el patrón es irregular (Figura 13 y 14).
 5. Cuando la carga se aplica en las otras ubicaciones que no sea la CSVE, se observó un esfuerzo de tipo tensional en la zona lingual (Figuras 8-10).

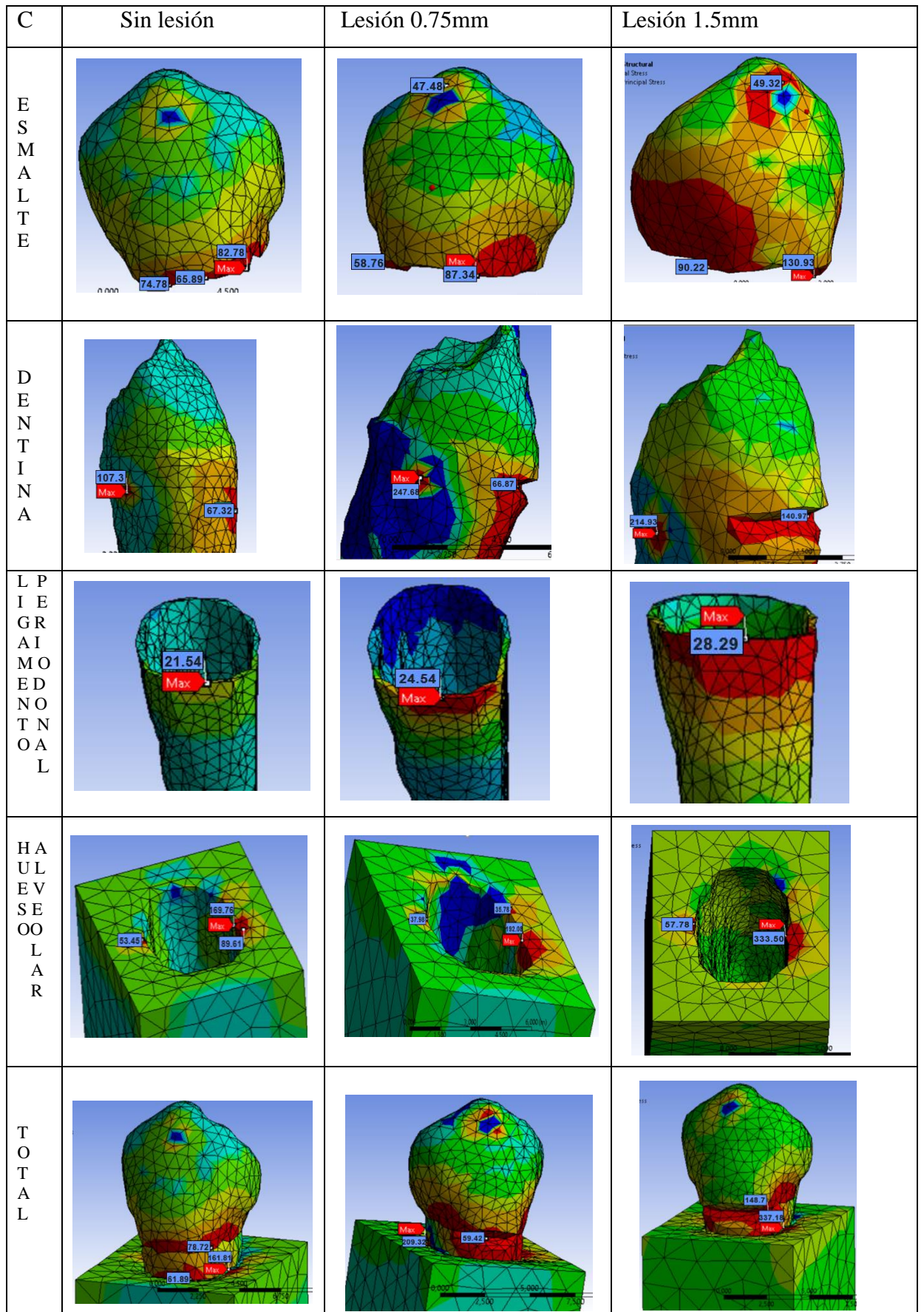


Figura 11. Imagen por capas de la distribución de esfuerzos con carga en la CSVE según profundidad de la lesión.

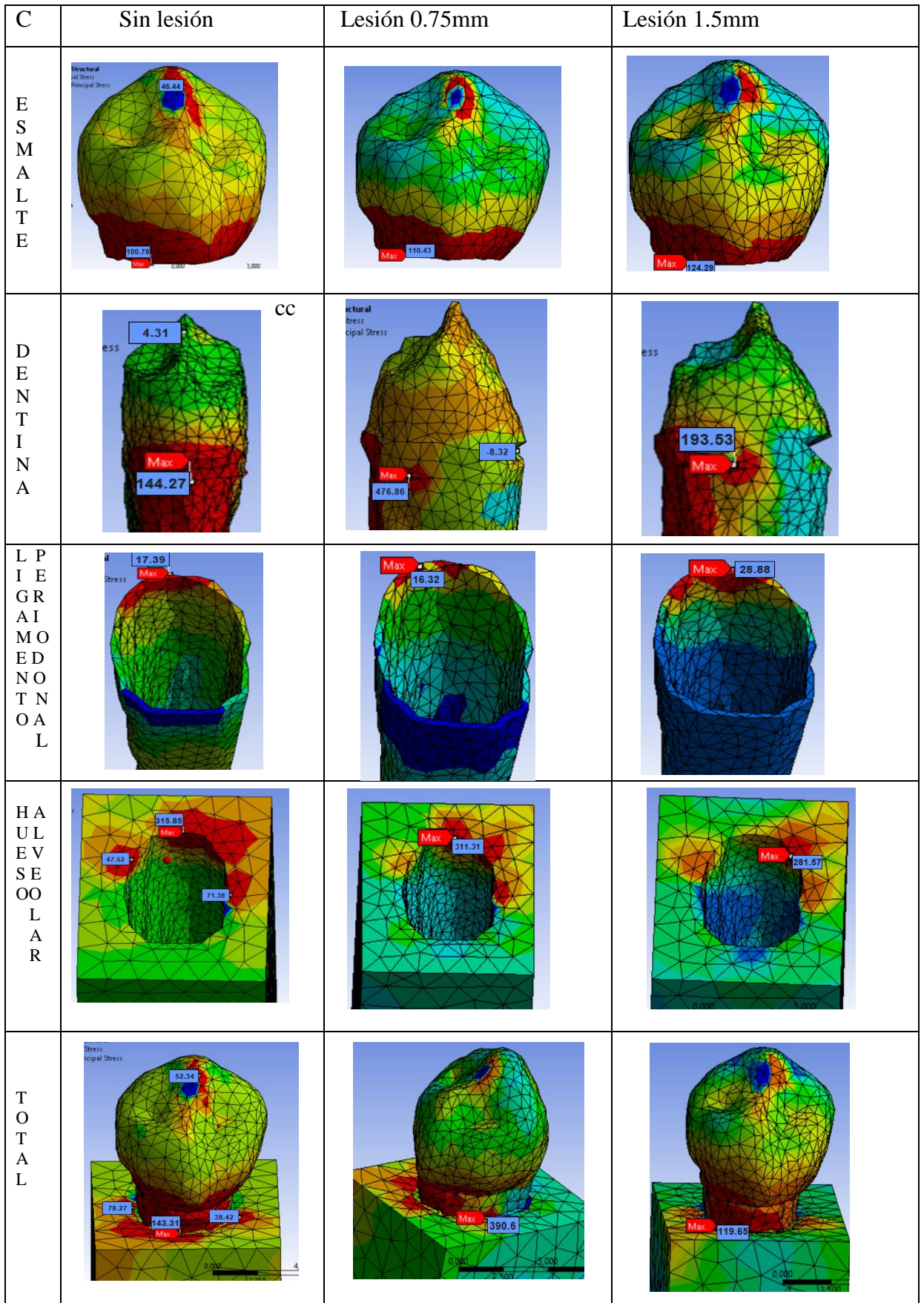


Figura 12. . Imagen por capas de la distribución de esfuerzos con carga en la CSVI según profundidad de la lesión.

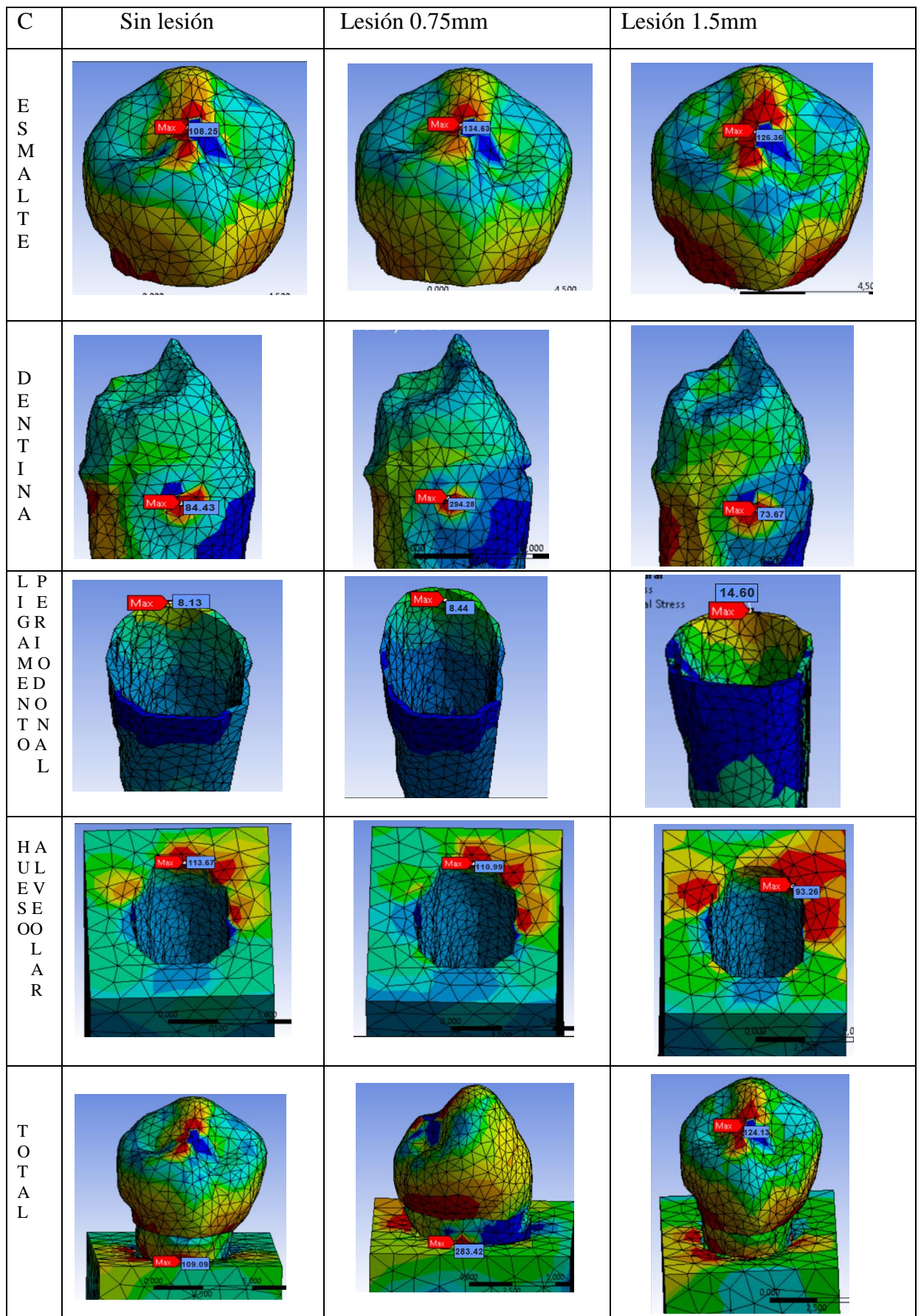


Figura 13. Imagen por capas de la distribución de esfuerzos con carga en la CGVI según profundidad de la lesión.

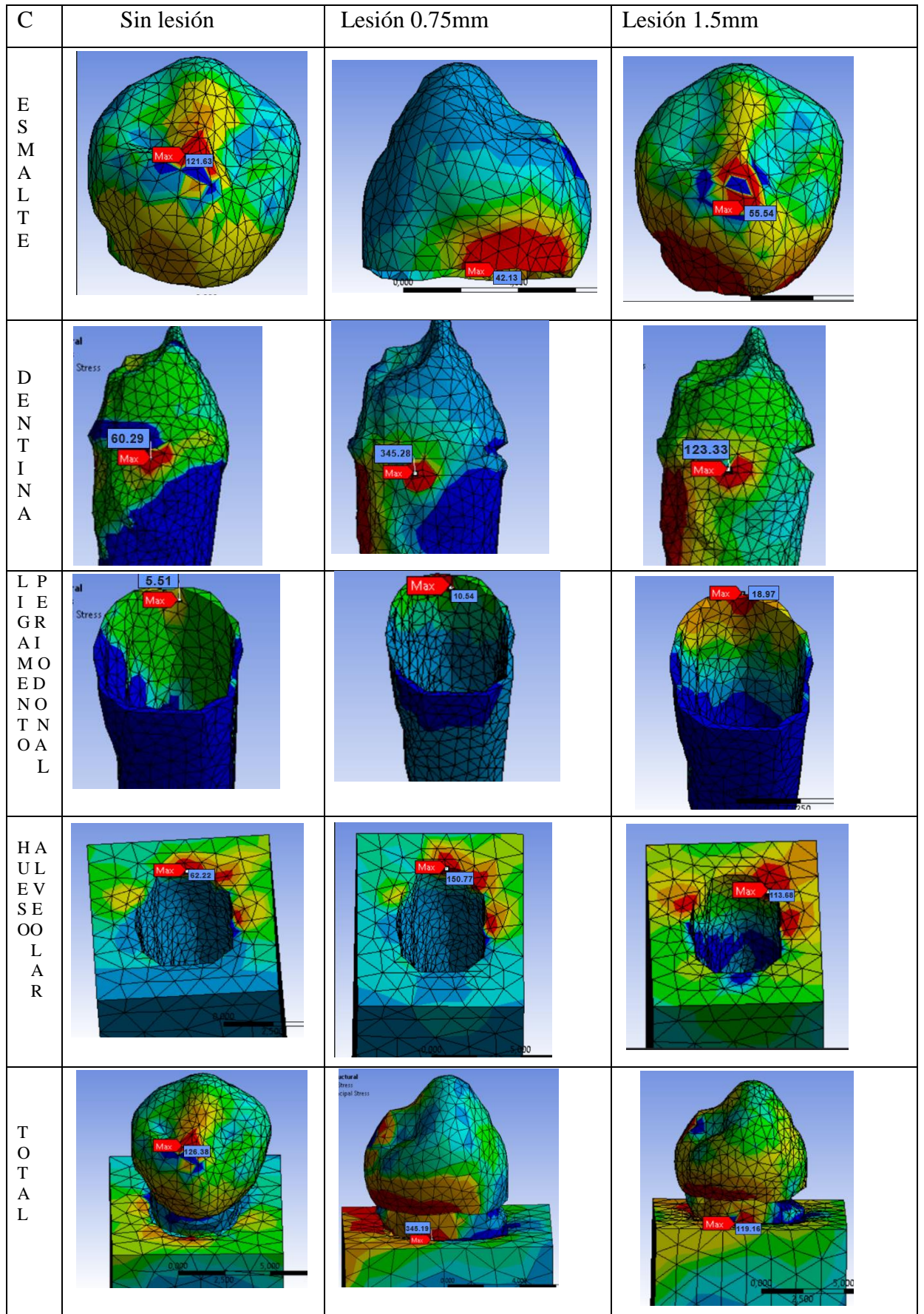


Figura 14. Imagen por capas de la distribución de esfuerzos con carga en la CGVE según profundidad de la lesión.

VIII.- DISCUSIÓN:

En el presente estudio se trabajó con una primera premolar inferior derecha, la cual anatómicamente se caracteriza por presentar dos cúspides (vestibular y lingual), siendo la corona de la cúspide vestibular mayor en todas sus dimensiones que la lingual. Kraus *et al.*²⁵ mencionan que esta diferencia es hasta el doble, por lo cual le atribuye a dicha cúspide el rol funcional dentro de la tabla oclusal. Las vertientes dentro de esta pieza cumplen diferente rol según su ubicación y orientación anatómica. Las direcciones de la carga oclusal fueron: para la CSVE (+45°), para la CSVI (-45°), para la CGVI (-30°) y para la CGVE (-45°), para todas ellas se usó una magnitud parafuncional de 500N.

En la presente investigación se pudo encontrar que al aplicar la carga en la CSVE se produce estrés de tipo tensional en los tres planos de resgistro. A nivel del plano UCA -0.25 mm que coincide con el en el ángulo interno de la lesión observamos los mayores valores a mayor profundidad de la lesión, es decir a mayor profundidad de la lesión encontraremos mayor estrés tensional en la zona cervical-bucal. Estos resultados coinciden con la investigación de Zeola *et al.*²⁴ que trabajaron con una premolar inferior, utilizando una magnitud de 100N y dos ubicaciones de la carga oclusal, las cuales fueron: cúspide de soporte (vertiente externa e interna) y similares profundidades de la lesión, las cuales fueron: 0 mm, 0.5mm, 1 mm y 1.5 mm. Con respecto a la CSVE reportaron, altos valores de estrés tensional cervical-bucal, llegando a la conclusión que una carga aplicada a la CSVE conlleva a concentrar la distribución de esfuerzos de tipo tensional en la zona cervical-bucal. Asimismo, encontraron los mayores valores en el ángulo interno de la lesión, lo cual según reportan favorece a la progresión de la LCNC.

En el presente estudio en pieza sin lesión se encontró que al aplicar la carga en la CSVI, CGVI o CGVE, en el plano más coronal UCA +0.25 mm, es decir a nivel superior de la lesión, había mayor concentración de esfuerzos de tipo tensional, registrando el mayor valor para cuando se aplicaba la carga sobre la CSVI. También en la pieza sin lesión, cuando se aplica la carga en la CSVI, en el presente estudio encontramos que para los planos medio y apical se encontró esfuerzo compresivo a diferencia del plano coronal que se encontró esfuerzo de tipo tensional, esto último resultado y el esfuerzo compresivo en el plano medio coinciden con lo ya reportado por Zeola *et al.*²⁴

En nuestros resultados, con respecto a las piezas con lesiones de 0.75 mm y 1.5 mm al aplicar la carga en la CSVI, CGVI y CGVE se pudo observar estrés de tipo tensional en el borde superior e inferior de la lesión a diferencia del ángulo interno que presentó estrés de tipo compresivo. Los mayores valores de estrés presentados fueron para la CSVI en el borde superior para una lesión de 0.75 mm y en el borde inferior para una lesión de 1.5 mm. Coincidiendo con lo ya reportado por Zeola *et al.*²⁴ con respecto a la CSVI, pues ellos encontraron estrés de tipo tensional en el borde superior e inferior de la lesión.

En la presente investigación coincide con lo ya reportado por Lee y Eackle²² en 1984 y cuya explicación fue descrita de la siguiente manera, el estrés de tipo compresivo se encuentra principalmente en el lado en el que se flexa el diente y el de tipo tensional actúa en el lado alejado de la dirección de la flexión. Este último esfuerzo tensional puede causar la ruptura de los enlaces químicos entre los cristales hidroxiapatita.^{20,21} Por ejemplo, si aplicamos una fuerza oclusal dirigida lingualmente, a partir de la vertiente externa de la cúspide de soporte, la porción lingual del diente genera mayormente estrés de tipo compresivo mientras que en la porción bucal desarrollará estrés mayormente de tipo tensional. El comportamiento descrito se asemeja a nuestra

investigación aplicándolo a las cuatro ubicaciones de la carga oclusal CSVE, CSVI, CGVI y CGVE.

Los resultados descritos anteriormente respecto al comportamiento entre la CSVE y CSVI, CGVI, CGVE, sus diferencias se pueden explicar porque de las vertientes descritas, en la primera premolar inferior, sólo la CSVE forma una pendiente diferente a las otras. Las CSVI, CGVI, CGVE, tienen una orientación de vestibular a lingual, donde sólo la CGVI presenta un ángulo diferente 30°.

Al simular la carga axial la orientación de cada carga fue perpendicular a cada vertiente, el ángulo de cada carga fue: para la CSVE (+45°), CSVI (-45°), CGVI (-30°), CGVE (-45°) (Figura 15). En este estudio aplicamos cargas oblicuas con respecto al eje axial debido a que según la literatura estas son las que producen mayor concentración de estrés a nivel cervical que las cargas verticales.^{15,23,11} Estas cargas oblicuas no funcionales se encuentran con mayor frecuencia en pacientes con signos de desequilibrio oclusal, como contactos prematuros en oclusión normal, guía lateral alterada y hábitos parafuncionales como el bruxismo.⁹ y hemos encontrado que cuando se aplica la carga en la CSVE la repercusión es más dañina. Palamara *et al.*¹¹ en el 2002, estudiaron premolares inferiores con 4 cargas oclusales las cuales fueron: 0° a la fosa central, 0° a la punta de la cúspide bucal, 45° a la cúspide soporte vertiente externa y 45° a la cúspide soporte vertiente interna, todas con una magnitud de 100N. Encontrando que las cargas oblicuas (45°) aplicadas a la cúspide de soporte presentaron mayores valores de estrés a nivel cervical bucal / lingual que las cargas verticales. Esto se debe a que cuando se aplica una carga de la misma magnitud fuera del eje longitudinal del diente, el diente no sólo resiste la misma carga sino que también debe resistir un momento de flexión.

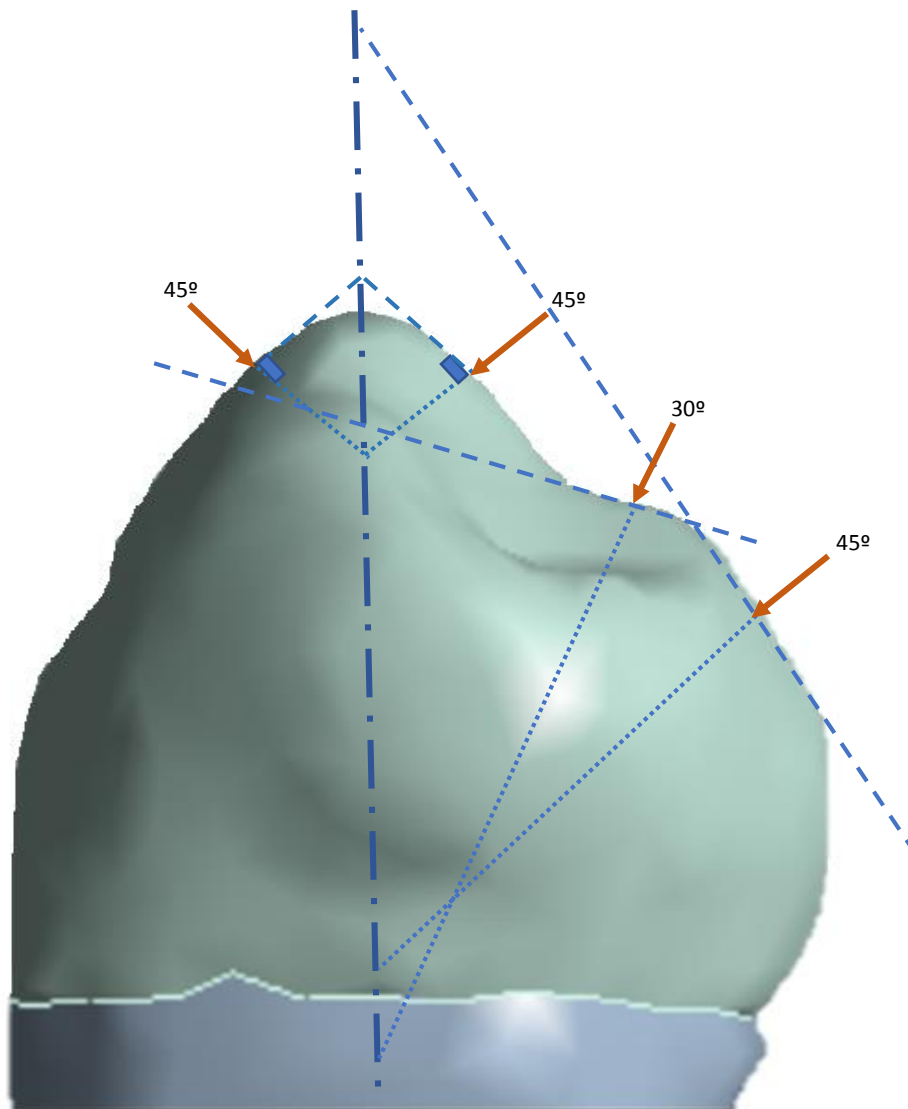


Figura 15. Ubicaciones de las cargas oclusales aplicadas

De otro lado, a la luz de los resultados del presente estudio, también vemos pertinente recomendar, restaurar las LCNC's lo cual ya fue recomendado por estudios previos, así la distribución de esfuerzos no afectará a la parte cervical de la lesión, se propagará de una manera más homogénea por las otras estructuras del diente, evitando así, el aumento del tamaño de la lesión, mejorando también la estética y reduciendo la hipersensibilidad.¹¹

Es así que en pacientes con presencia de parafunción, se ha recomendado generar procedimientos para prevenir la aparición o progresión de LCNC, sea tal vez a partir

de un ajuste oclusal por desgaste o incremento o tal vez hacia la indicación de un dispositivo intermaxilar tipo férula oclusal. El propósito sería controlar esta acción traumática, especialmente si se da en la cúspide de soporte vertiente externa, ya que en esta ubicación es donde se que producen mayores esfuerzos de tipo tensional en la región cervical bucal, rompiendo los enlaces hidroxiapatita, debilitando la estructura esmalte-dentina a través de la ruptura de los enlaces hidroxapatita con la consiguiente posibilidad de formar una LCNC; y si en caso ya existe una, ayudando a la propagación de esta, pudiendo traer graves consecuencias para las funcionalidades biológicas y mecánicas, como la mineralización de la pulpa, la reabsorción de la cresta ósea, la movilidad de los dientes y, en última instancia, la fractura de los dientes.¹⁵ Es este el aporte del presente estudio, explicando el comportamiento biomecánico a través de las simulaciones por elemento finito que muestran la gran importancia de restablecer la pérdida de la estructura dental y eliminar las cargas oclusales parafuncionales para la prevención y el tratamiento de las LCNC's.

IX.- CONCLUSIONES:

1. Cuando se aplica la carga en la cúspide de soporte vertiente externa, a nivel cervical vestibular, la distribución de esfuerzos es siempre tensional, independientemente del plano de registro, la presencia y profundidad de la lesión.
2. Para cúspide de soporte vertiente externa, alcanza mayor nivel de esfuerzo en ángulo interno para la lesión de mayor profundidad, mientras que en los bordes externos la distribución de esfuerzos es mayor para lesión de menor profundidad.
3. Cuando se aplica carga en la cúspide guía o en la cúspide de soporte vertiente interna se obtienen distribuciones de esfuerzos en magnitudes y patrones similares entre si y muy diferentes de cuando se aplica en la cúspide de soporte vertiente externa según ausencia y presencia de lesión.
4. La presencia de lesión altera la distribución de esfuerzos según el punto de aplicación de la carga tanto en su magnitud como en la generación de patrones repetibles y diferenciados.
5. El incremento en la profundidad de la lesión concentra mayor distribución de esfuerzos en la región cervical-bucal.

X.-RECOMENDACIONES:

Para los próximos estudios, se recomienda estudiar la parte cervical lingual, ya que como se pueden observar en las figuras 8 – 10 en la CSVE, CGVI y CGVE la mayor distribución de esfuerzos se observa en la parte cervical- lingual del diente.

Además se recomienda ampliar las investigaciones sobre el comportamiento de las cargas oclusales, incluyendo diferentes magnitudes, direcciones y ubicaciones. También realizar estudios in vitro.

XI.- REFERENCIAS:

1. Sarode GS, Sarode SC. Abfraction: A review. *J Oral Maxillofac Pathol.* 2013; 17(2).
2. Nascimento MM, Dilbone AD, Pereira NR, Duarte RW, Geraldeli S, Delgado JA. Abfraction lesions: etiology, diagnosis, and treatment options. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2016; 8: 79-87.
3. 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 Med.* 2014; 22(4): 241-245.
4. Grippo OJ, DDS, Chaiyaburt Y, DDS, DSc, Kois CJ, DMD et al. Effects of Cyclic Fatigue Stress-Biocorrosion on Noncarious Cervical Lesions. *J Esthet Restor Dent.* 2013; 25(4): 265–272.
5. Rees JS. 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.
6. Araújo PF, Fávaro ZL, Almeida MG, Rodrigues RB, Dantas PR, Vinícius SP. Restorative material and loading type influence on the biomechanical behavior of wedge shaped cervical lesions. *Clin Oral Invest.* 2015; 20(3):433-41.
7. Balaji RG, Gopikrishna V, Karthikeyan KS, Kandaswamy D, Nandini S. Behavioural pattern of three different bilayered restorations under tensile loading in a modified abfraction lesion simulated by finite element analysis. *J Conserv Dent.* 2005; 8(3):32-42.
8. Munari LS, Cornacchia TP, Moreira AN, Gonçalves JB, De Las Casas EB, Magalhães CS. Stress distribution in a premolar 3D model with anisotropic and isotropic enamel. *Med Biol Eng Comput.* 2015; 53(8): 751-8.
9. Guimarães JC, Guimarães Soella G, Brandão Durand L, Horn F, Narciso Barateri L, Monteiro S, et al. Stress amplifications in dental non-carious cervical lesions. *J Biomech [Internet].* 2014;47(2):410–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.012>
10. Soares PV, Machado AC, Zeola LF, Souza PG, Galvão AM, Montes TC. Loading and composite restoration assessment of different non-carious cervical lesions morphologies - 3D Finite Element Analysis. *Aust Dent J.* 2015; 60(3): 309-16.
11. Palamara JEA, Palamara D, Messer HH. Strains in the marginal ridge during occlusal loading. 2002;(3):218–22.
12. Da Silva FM, Septímio Lanza MD, Landre Júnior J, Seraidarian PI, Jansen WC. Influence of Increase of the Occlusal Contact Area on the Tension Generation on Natural Teeth and Adjacent Structures by Finite Element Analysis (FEA). *Dentistry.* 2014; 4: 244.
13. Fuentes F, Borie E, Bustos M, Thomas M. First premolar morphometry: A study in 54 case. *Int J Morphol.* 2011; 29(1):234-239.
14. Soares PV, Souza L V., Veríssimo C, Zeola LF, Pereira AG, Santos-Filho PCF, 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.

15. Soares PV, Santos-Filho PCF, Soares CJ, Faria V, Naves MF, Michael JA, et al. Non-carious cervical lesions: Influence of morphology and load type on biomechanical behaviour of maxillary incisors. *Aust Dent J*. 2013;58(3):306–14.
16. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent*. 1986;56(2):226–9.
17. Takaki P, Vieira M, Bommarito S, Takaki P, Vieira M, Bommarito S. Maximum Bite Force Analysis in Different Age Groups. *Int Arch Otorhinolaryngol* [Internet]. 2014;18(3):272–6. Available from: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-0034-1374647>
18. Umesh S, Padma S, Asokan S, Srinivas T. Fiber Bragg Grating based bite force measurement. *J Biomech* [Internet]. 2016;49(13):2877–81. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.06.036>
19. Poiate I, Vasconcellos A, Santana R, Poiate J. E. Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads: finite element analysis. *J Periodontol*. 2009;80(November):1859–67.
20. Vandana KL, 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.
21. Silva AG, Martins CC, Zina LG, Moreira AN, Paiva SM, Pordeus IA, et al. The association between occlusal factors and noncarious cervical lesions: A systematic review. *J Dent*. 2013;41(1):9–16.
22. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *J Prosthet Dent*. 1984;52(3):374–80.
23. Palamara JEA, Palamara D, Messer HH, Tyas MJ. Tooth morphology and characteristics of non-carious cervical lesions. *J Dent* [Internet]. 2006 Mar 1 [cited 2018 Jan 30];34(3):185–94. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571205001193?via%3Dihub>
24. Zeola LF, Pereira FA, Reis BR, Milito G de A, Soares PV. Effects of non-carious cervical lesion size, occlusal loading and restoration status on biomechanical behaviour of premolar teeth. In: *Econtro Nacional de Engenharia Biomecânica 2015*. Uberlândia, MG, Brasil: ENEBI; 2015. p. 5.
25. Kraus SB, Jordan RE, Abrams L. Anatomía dental y oclusión. México, México DF.: Nueva Editorial Interamericana; 1972: 48-74.

ANEXO N°1

DESCRIPCIÓN CUALITATIVA DE LAS CARACTERÍSTICAS ANATÓMICAS DE UNA PRIMERA PREMOLAR INFERIOR

Descripción Primer Premolar Mandibular.

1. Cara Vestibular:

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

2. Cara Lingual:

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

3. Cara Mesial:

- La punta de la cúspide vestibular está centrada aproximadamente sobre la raíz. La convexidad del perfil del lóbulo lingual queda por lingual al perfil de la raíz.
- El lóbulo mesiovestibular de desarrollo es prominentemente visto desde esta cara.
- La línea cervical de la cara mesial es bastante regular, curvándose oclusalmente. La cresta de la curvatura está centrada vestibulolingualmente y tiene una extensión media de 1 mm. pero en ocasiones puede ser décimas de milímetro e incluso presentarse como una línea recta.
- La distancia entre el área de contacto y la línea cervical es muy corta.

4. Cara Distal:

- La cresta marginal confluye con la cresta de la cúspide lingual; no existe surco de desarrollo en la cresta marginal distal.

- La mayor parte de la corona es suavemente convexa, con una superficie esférica continua.
- El área de contacto distal es más ancha que el área mesial, siendo la curvatura de la línea cervical distal igual que la mesial.

5. Cara Oclusal:

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

ANEXO

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

Fuentes F.Borie E, Bustos M, Thomas M. First premolar morphometry: A study in 54 case. Int .J Morphol. 2011; 29(1):234-239.

ANEXO N°3

VARIABLES	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	INDICADORES	TIPO	ESCALA DE MEDICIÓN	VALORES Y CATEGORIAS
Distribución de esfuerzos a nivel cervical	Fuerza generada o distribuida sobre la pieza dentaria	Distribución de esfuerzo a nivel cervical luego de recibir una fuerza externa	Escala de Von Misses	Cuantitativa	Discreta	MPa
Profundidad de la lesión	Magnitud de la profundidad de la lesión	Magnitud de la profundidad de la lesión en mm.	Dimensión de la lesión de abfracción creada en la simulación del diente sano que tendrá como borde inferior la unión cemento adamantina y que variara en las otras dimensiones según los valores de la presente variable	Cuantitativa	Discreta	0=Diente sano 1=Lesión de 0.75mm de profundidad. 2=Lesión de 1.5.mm de profundidad.
Ubicación de la carga oclusal	Ubicación del punto de la carga oclusal según las cúspides de las piezas seleccionadas	Cúspide vestibular y lingual de las simulaciones	Conformación de las cúspides según la simulación	Cuantitativa	Discreta	B1:2mm debajo de la punta de la cúspide vestibular, sobre la vertiente externa de la cúspide vestibular. B2:2mm debajo de la punta de la cúspide vestibular, sobre la vertiente interna de la cúspide vestibular. L1:2mm debajo de la punta cúspide lingual, sobre la vertiente interna de la cúspide lingual L2: 2mm debajo de la punta cúspide lingual, sobre la vertiente externa de la cúspide lingual