



UNIVERSIDAD PERUANA  
**CAYETANO HEREDIA**  
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

Trabajo de investigación para obtener el Título  
Profesional de Cirujano Dentista

**EVALUACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DE  
ESFUERZO EN PRIMERA PREMOLAR  
INFERIOR A NIVEL CERVICAL EN  
LESIONES NO CARIOSAS SEGÚN  
MAGNITUD DE LA CARGA OCLUSAL Y  
PRESENCIA DE FACETA OCLUSAL POR  
EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.**

**Marialejandra Cabezas Rosales**

Asesores: Dra. Leyla Delgado Cotrina

Dr. Daniel Paredes Ruíz

Lima – Perú

2019

## RESUMEN

La abfracción es un tipo de lesión cervical no cariosa la cual se puede observar como una pérdida de estructura dental en la parte cervical del diente la cual está relacionada con la aparición de este tipo de lesiones, y su severidad dependerá de la magnitud de la misma. Cuando los dientes en entran en función condicionan el contacto entre dientes antagonistas lo que genera facetas oclusales, es así que su presencia nos puede indicar mayor concentración de carga oclusal y una relación con la presencia de lesiones de abfracción.

**OBJETIVO:** Evaluar la distribución de esfuerzo a nivel cervical en lesiones no cariosas en primeros premolares inferiores según magnitud de la carga oclusal y presencia de faceta oclusal por el método de elementos finitos (MEF).

**MATERIALES Y MÉTODOS:** La premolar inferior derecha fue modelada vía MEF, se obtuvo cuatro mallados tetraédricos: pieza sin lesión con faceta de 45° y 60° de inclinación de vertiente, pieza con lesión con faceta de 45° y 60° de inclinación de vertiente. Se exportaron al software ANSYS 18, en donde se aplicaron las propiedades físicas de la pieza dental y las cargas oclusales de 100 N y 500 N. Se utilizó la escala de Von Mises y se registró la distribución de esfuerzos en mega pascuales en tres líneas de observación previamente determinadas. **RESULTADOS:** En una pieza con lesión cervical se observó mayores valores de esfuerzo que en piezas sin lesión. Independientemente de la presencia de lesión, magnitud o angulación de faceta oclusal el mayor esfuerzo se registró en esmalte. **CONCLUSION:** Los mayores valores de esfuerzo se presentaron en piezas con lesión cervical no cariosa con 45° de inclinación de vertiente y 500 N de magnitud.

**Palabras Claves:** Abfracción, magnitud de carga, facetas oclusales.

## ABSTRACT

Abfraction is a type of non-carious cervical lesion which can be observed as a loss of tooth structure in the cervical part of the tooth which is related to the appearance of this type of injuries, and their severity will depend on the magnitude of the same. when the teeth in come into function condition the contact between opposing teeth which generates occlusal facets, it is thus that their presence can indicate greater concentration of occlusal load and a relation with the presence of abfraction lesions.

**OBJECTIVE:** To evaluate the distribution of effort at the cervical level in non-carious lesions in the lower first premolars according to the magnitude of the occlusal load and presence of the occlusal facet by the finite element method (FEM).

**MATERIALS AND METHODS:** The right lower premolar was modeled via MEF, four tetrahedral meshes were obtained: piece without lesion with facet of 45 ° and 60 ° slope inclination, piece with lesion with facet of 45 ° and 60 ° of inclination of slope . They were exported to the ANSYS 18 sofware, where the physical properties of the tooth and the occlusal loads of 100 N and 500 N were applied. The Von Mises scale was used and the distribution of efforts in mega pascals was registered in three lines of previously determined observation.

**RESULTS:** In a piece with cervical lesion, greater stress values were observed than in pieces without injury. Regardless of the presence of lesion, magnitude or angulation of the occlusal facet, the greatest effort was recorded in enamel.

**CONCLUSION:** The highest values of effort were presented in pieces with non-carious cervical lesion with 45 ° slope inclination and 500 N magnitude.

**Key words:** Abfraction, magnitude of load, occlusal facets.

## INDICE DE CONTENIDO

	Pág.
I. Introducción	01
II. Objetivos	03
III. Materiales y Métodos	04
IV. Resultados	05
V. Discusión	07
VI. Conclusiones	11
VII. Referencias Bibliográficas	12
Anexos	15

## **I. INTRODUCCIÓN**

En la actualidad aún no se comprende exactamente los mecanismos causantes de lesiones cervicales no cariosas; muchos autores plantean la posibilidad de una relación con las fuerzas oclusales y la distribución de esfuerzo a nivel cervical que éstas pueden causar. Sumado a esto las diferentes configuraciones que adquieren las superficies oclusales durante el proceso de masticación pueden generar una respuesta diferente a nivel cervical como resultado del estrés oclusal (1,2).

Los mecanismos de abfracción se han relacionado a lesiones cervicales no cariosas desde una perspectiva biomecánica donde los esfuerzos de tracción y contracción del diente alteran progresivamente los tejidos mineralizados en la región cervical (3,4)

La abfracción se define como el desgaste patológico de la sustancia dental por fuerzas biomecánicas funcionales o para funcionales en la región cervical de la pieza dental (1,5). las fuerzas biomecánicas o magnitud de carga oclusal pueden ser mayores en casos de bruxismo y/o apretamiento, la presencia de interferencias oclusales, carga excéntrica y deglución las que han sido asociados como factores endógenos causantes de este tipo de lesiones. Asimismo, la masticación de alimentos duros, hábitos de morder objetos extraños (lápices, pipas o uñas), conductas ocupacionales (tocar instrumentos de viento) o el uso de aparatología ortodóntica, como factores exógenos (6). La duración de la fuerza masticatoria por ciclo es 0.331 segundos en promedio; la duración más larga se encuentra en la fase inicial con una fuerza masticatoria máxima de 33.1 Kgf (324.60 N) disminuyendo a medida que avanza la masticación llegando hasta 9.6 Kgf (94.14 N) durante la última fase de la masticación (7). Los bruxómanos generan mayores cargas

presentando una fuerza de mordida máxima de 79Kgf (774.73N) y la fuerza máxima nocturna fue de 42.3 (414.82N) (8).

Las cargas oclusales hacen que el diente se mueva, particularmente durante la excursión lateral. A medida que el diente sufre tensiones de tracción se genera en la región cervical una ruptura entre los enlaces de los cristales de hidroxiapatita, dando lugar a la formación de grietas, pérdida de esmalte y dentina subyacente (9,10). Las fracturas del tejido dental están directamente relacionadas con la intensidad del estrés durante un determinado período de tiempo (5). Por otro lado, la dirección de la fuerza ejerce una influencia directa en la distribución de esfuerzos en la estructura dental. Las fuerzas verticales ejercen una estimulación axial a dientes y hueso, mientras que las fuerzas laterales u oblicuas causan flexión provocando la ruptura de la estructura dental en la región cervical que dependiendo de la interrelación entre los diferentes factores generan variadas sobrecargas que causan patrones variables de estrés en los tejidos dentales (1,9,10,11,12).

Como consecuencia del contacto interdental se forman zonas de roce o fricción que generan una disminución progresiva de la superficie oclusal de una pieza dental, el área formada se conoce como faceta oclusal. El desgaste producido dependerá del grado de abrasividad de los alimentos, la duración y fuerza del movimiento masticatorio, características de oclusión del individuo y bruxismo (13). Clínicamente se observan como áreas brillantes, bien delimitadas y aplanadas en las superficies de masticación de los dientes (14). Estos cambios morfológicos generan un área de mayor contacto, así como variaciones en ángulo de la aplicación de carga.

La relación entre las facetas de desgaste y lesiones cervicales no cariosas ha sido poco estudiada. Se ha observado una mayor incidencia de lesiones cervicales no cariosas en individuos sin maloclusión pero con desgastes oclusales y contacto máximo en dientes antagonistas en función oclusal céntrica, afirmando que los contactos dentales en movimiento pueden causar considerables fuerzas de tracción y corte, especialmente si hay interferencias oclusales. Asimismo, afirman que una evidencia indirecta de esta relación, está dada por la mayor incidencia de lesiones cervicales no cariosas que presentan los bruxómanos (2,15,16,17,18).

El propósito del presente estudio fue evaluar a través del método de elementos finitos la distribución de esfuerzo a nivel cervical en lesiones no cariosas en primeros premolares inferiores según magnitud de carga oclusal y angulación de faceta oclusal.

## **II. OBJETIVOS**

### **Objetivo General**

Evaluar la distribución de esfuerzo a nivel cervical en lesiones no cariosas en primeros premolares inferiores según la presencia de lesión, magnitud de carga oclusal y angulación de faceta oclusal.

### **Objetivos Específicos**

1. Evaluar la distribución de esfuerzo a nivel cervical en primeros premolares inferiores según la presencia de lesión cervical no cariosa.
2. Evaluar la distribución de esfuerzo a nivel cervical en lesiones no cariosas en primeros premolares inferiores con magnitud de carga de 100 N y 500 N

3. Evaluar la distribución de esfuerzo a nivel cervical en lesiones no cariosas en primeros premolares inferiores según presencia de faceta oclusal.

### III. MATERIALES Y METODOS

El presente estudio fue de tipo *in silico*. La muestra fue la simulación de una premolar inferior derecha construida a base de un modelo matemático diseñada en el grupo de investigación de “Análisis de elementos finitos” de la Facultad de Estomatología; ésta fue obtenida de la tomografía de un primer premolar inferior sana que cumplía con los criterios anatómicos cualitativos y cuantitativos de Fuentes *et al.* (19). Las diferentes simulaciones se generaron variando los factores: presencia de lesión cervical (sin lesión, con lesión) y presencia de faceta oclusal (con faceta, sin faceta) en el software freecad para definir los contornos internos, externos, volúmenes de cada capa y determinar la geometría de cada modelo (docente experto). Para la faceta de 60 se simuló un desgaste de forma arbitraria.

Para la lesión en cuña se consideró el margen superior o coronal a 0.25 mm sobre UCA, margen inferior a 0.5 mm debajo de UCA y el ángulo interno se ubicó a 0.25 mm debajo de UCA con una profundidad de 0.75 mm de la cara vestibular de la pieza; la lesión fue equidistante en su línea media con una extensión mesiodistal de 3.5 mm (Figura N°1) considerando una lesión pequeña (20).

Se exportó los modelos al programa de análisis de elementos finitos ANSYS (Ansys Workbench 18, PA, USA). Se atribuyó las propiedades biomecánicas, los valores del módulo elástico y el coeficiente de Poisson a cada una de las capas (21), las cuales poseen propiedades anisotrópicas (Tabla N°1). Se procedió con la discretización para la

generación de mallas y nodos para cada capa; los elementos utilizados fueron un sólido (tetraédrico cuadrático) de 10 nodos. Los modelos 3D contenían un total de 23 519 elementos. Se estableció un sistema de coordenadas en tres dimensiones (x,y,z). Al mallado se le fijó la dirección de la fuerza que se aplicó en un nodo sobre la vertiente externa de la cúspide vestibular a 2 mm del vértice de la cúspide, con magnitud de 100 N y 500 N (22); el vector de esta carga formó un ángulo de 45° (sin faceta) y 60° (con faceta) con el eje axial de la pieza modelada (Figura N°2). Producidas las simulaciones se realizaron tres cortes transversales para registrar el máximo valor esfuerzo en la zona cervical vestibular, a dichos cortes se le denominó planos (Figura N°3). Para poder observar la distribución de esfuerzo al modificar los factores se procedió a realizar una diferencia porcentual la cual se halló mediante una regla de tres simple en la cual se comparó los valores de esfuerzo de las simulaciones de una pieza sana con 45° de inclinación de vertiente y 100 N de carga representando el 100% de esfuerzo versus los valores de esfuerzo de las simulaciones modificadas.

El estudio se realizó luego de recibir la aprobación Comité Institucional de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (CIE-UPCH) con fecha 24 de setiembre del 2018 con código SIDISI N°101694.

#### **IV. RESULTADOS**

La distribución de esfuerzo en la zona cervical se observa en el Gráfico N° 1 y N° 2. Una pieza sin lesión, sin faceta y con 100 N de magnitud de carga presentó menores valores de esfuerzo que una pieza sin lesión, con faceta oclusal a 100 N siendo opuesto en una pieza con lesión; no obstante, los valores de las piezas con lesión fueron menores. Para

una magnitud de carga de 500 N los dientes sin faceta presentaron mayores valores de esfuerzo independientemente de la presencia de lesión (Gráfico N°3).

Independientemente de la presencia de lesión, magnitud o angulación de faceta oclusal el mayor esfuerzo se registró en el plano UCA + 0.25, seguido del plano UCA - 0.5 y finalmente el menor esfuerzo se observó en el plano UCA - 0.25, excepto en la pieza con lesión y sin faceta con una magnitud de carga de 500 N donde el mayor esfuerzo se ubicó en el plano UCA + 0.25, seguido del plano UCA - 0.25 y finalmente UCA - 0.5 (Gráfico N°3).

En un diente sin lesión, al aumentar la magnitud de carga de 100 N a 500 N los valores de esfuerzo en cervical aumentaron entre 314.84 % y 334.09 % en un diente sin faceta y entre 71.58 % y 103.63 % en un diente con faceta. Para un diente con lesión, la pieza sin faceta registró un incremento porcentual de distribución de esfuerzo entre 507.26 % y 576.52 %, la pieza con faceta oclusal aumentó 399.53 % y 412.04 % (Gráfico N°4).

Una pieza sin lesión, con una carga de 100 N y con faceta oclusal, aumentó el esfuerzo entre 8.70 % y 12.03 % con respecto a una pieza sin faceta; con una carga de 500 N el esfuerzo disminuyó entre -45.01 % y -55.24 %. En una pieza con lesión independientemente de la magnitud de carga el esfuerzo disminuyó entre -42.32 % y -4.32 % y -52.57 % y -63.64 % (100 N y 500 N respectivamente).

En relación a la presencia de lesión cervical, con 100 N de magnitud de carga, el esfuerzo en un diente sin faceta disminuyó entre -17.11 % y -26.11 % excepto para el ángulo interno de la lesión que incrementó 7.42 %; para un diente con faceta oclusal se evidenció una disminución de esfuerzo entre -55.35 % y -64.22 %. Para una magnitud de 500 N en una pieza sin faceta el esfuerzo se incrementó entre 15.15 % y 59.86 % y para un diente con

faceta, incrementó entre 4.66 % y 29.85 %, excepto el borde superior de la lesión que disminuyó en -0.09 % (Gráfico N°6).

## V. DISCUSIÓN

La distribución de esfuerzo en una pieza sin lesión cervical y con presencia de lesión varía según los diversos factores que se presentan. Es así que en el presente estudio se observó que cuando la magnitud de carga fue de 100 N no hubo mucha variación de la distribución de esfuerzo entre una pieza sin lesión y con lesión; sin embargo, cuando la magnitud de carga aumentó a 500 N el valor de esfuerzo aumentó en la región cervical en una pieza con lesión.

Cuando se ejercen fuerzas oclusales sobre un diente las tensiones se distribuyen a lo largo de su estructura; sin embargo, factores intrínsecos como es la flexión de los dientes, son responsables de la pérdida de tejido duro en la región cervical (23).

Las cargas oclusales hacen que el diente se mueva, con mayor frecuencia durante los movimientos de lateralidad; cuando el diente se flexiona, pueden generar tensiones de tracción y cizallamiento en la región cervical del diente que causan la ruptura de las uniones entre los cristales de hidroxiapatita, formándose así grietas que dan como consecuencia la pérdida de esmalte y dentina subyacente. Clínicamente, las lesiones de abfracción son angulares en forma de cuña que en algunas ocasiones se ubican en la región subgingival y constantemente están asociadas con facetas de desgaste (1,6). Esta asociación con cargas oclusales es apoyada por un estudio de Nohl *et al.* (1999), el cual usó extensómetros para demostrar que se generaron grandes tensiones en la región cervical del diente; a su vez este estudio encontró que las cargas no axiales generaron tensiones

superficiales mayores que las cargas axiales (24). Las piezas con lesión cervical están constantemente expuestas a sobrecargas siendo esta la posible razón de presentar mayores valores de esfuerzo en dicha región.

En el presente estudio, independientemente de la modificación de las variables el mayor esfuerzo se registró en el borde superior de la lesión (esmalte). Jakupovic *et al.* analizaron el mecanismo de formación de las abfracciones en un primer premolar inferior en el cual se simuló un movimiento latero - protrusivo; se encontró que la distribución de tensiones en la parte cervical del diente fueron casi 5 veces mayores bajo la carga paraxial que bajo carga axial, asimismo, los valores de estrés en la parte cervical del diente son más altos en el área sub-superficial del esmalte que en el área superficial, lo que sugiere que la ruptura inicial del esmalte podría ocurrir exactamente en estas capas (9). Esto coincide con Rees quien investigó el estrés en la región cervical de un premolar inferior con variaciones en la posición de la carga oclusal, ahí encontró que la distribución de estrés dentro del esmalte cervical presentó mayor concentración de tensiones siempre en las posiciones sub-superficiales; esto se puede entender debido a que la superficie del esmalte está más mineralizada y el grado de mineralización disminuye a medida que se aproxima a la unión amelo-dentinaria (25). Palamara *et al.* investigaron el efecto de la ubicación y la angulación de la carga oclusal sobre la distribución de la deformación en el esmalte bucal cervical, utilizando un segundo premolar mandibular al cual se aplicó magnitud de carga de 100 N axialmente y a 45° desde la vertical en la inclinación vestibular o lingual de la cúspide bucal; independientemente de la dirección de carga, las tensiones en el esmalte aumentaron hacia la unión amelo-dentinaria; las deformaciones se distribuyeron simétricamente a través de la superficie cervical vestibular (23). También Robinson *et al.* encontró diferencia en el porcentaje de mineralización del esmalte superficial presentó >

96% de mineral en su estructura mientras que el esmalte cercano a la unión amelo-dentina presentó < 84% de mineral (26). Por otro lado, Meredith *et al.* encontraron que el esmalte de la superficie del esmalte presentó una disminución de la dureza y el módulo elástico del esmalte conforme este se aproxima a la unión amelo-dentina (27). A su vez Stanford *et al.* encontraron que el esmalte cervical tiene 30% menos resistencia a la compresión que el esmalte de la cúspide (28). Al haber una diferencia entre los módulos de elasticidad del esmalte y la dentina, la carga oclusal es transferida predominantemente mediante el esmalte debido a su mayor dureza (29,30).

En el presente estudio se observó que una pieza con lesión cervical ya sea con presencia o ausencia de faceta oclusal, al aplicarle 500 N de magnitud de carga el mayor incremento de esfuerzo fue en el ángulo interno de la lesión (UCA – 0.25). Coutinho *et al.* Observaron que en la carga funcional no hubo deformación de los dientes y que toda la tensión estaba distribuida a lo largo del eje del diente; las cargas no funcionales dieron lugar a flexión de los dientes con tensiones de tracción concentrándose internamente. La presencia de un defecto cervical no afectó la distribución del estrés dentro de los dientes cargados, pero concentró las tensiones locales en el esmalte vestibular y la dentina interna (3).

En relación a la presencia de faceta, en el presente estudio se encontró menor concentración de estrés cervical con presencia de faceta. Ford *et al.* investigaron por MEF de estructuras dentales modelo con diferentes grados de desgaste en cúspides. Se aplicaron cargas axiales, simétricas y sin fricción en la cúspide del diente (500 N). Observaron que el desarrollo de una faceta de desgaste puede favorecer la fractura cercana al contacto, pero tienen poco efecto en campo lejano. El desgaste origina superficies afiladas y una disminución de la inclinación de la pared lateral, haciendo al esmalte más susceptible al

astillado, acelerando su proceso. También el desgaste puede propagar la carga oclusal, especialmente en contactos planos y blandos, disminuyendo así las magnitudes de las tensiones locales de flexión e inhibiendo el agrietamiento (31).

También se observó que la pieza dental sin y con lesión presentó menores valores de esfuerzo en presencia de faceta oclusal, esto se puede entender debido a una descomposición de los vectores en la aplicación de la magnitud de carga, pues los valores del vector horizontal son mayores que el del vertical; Mejía *et al.* realizaron varios ejercicios de modelamiento por elementos finitos de un primer premolar, en uno de los modelamientos realizaron uno con lesión de abfracción y otro con lesión de abfracción más una faceta de desgaste, carga de 190 N sobre la vertiente vestibular de la cúspide vestibular, con valores horizontales y verticales en proporción de 60-40%, 50-50 %, 60-40 % y 70-30 % respectivamente. En todos los casos se presentó concentración de esfuerzos de tipo compresivo en la región cervical del mismo lado de aplicación de la carga; cuando existen cargas laterales que producen flexión, los esfuerzos de tensión a nivel cervical rompen las uniones químicas de las estructuras cristalinas del esmalte y de la dentina. Además en otro modelamiento se variaron los puntos de aplicación de la carga y se reprodujo el equivalente a una faceta de desgaste y sus diferentes inclinaciones; se concluyó que para fuerzas de oclusión normales la línea de acción de su resultante, a nivel cervical, debe pasar por la cámara pulpar, aquellas cuya resultante se desvía hacia la zona vestibular son las que producen mayor concentración de esfuerzos en las zonas donde se encuentran las abfracciones; concluyendo así la importancia de un alivio oclusal para evitar la evolución de la lesión (32).

Para la presente investigación debemos tener en cuenta el análisis no es solo de la inclinación de la vertiente sino de la fuerza aplicada perpendicularmente sobre ella, donde se observó que cuando la vertiente es más horizontal, la fuerza perpendicular tiende a ser más vertical.

Otro elemento a considerar es que la existencia de una parafunción produce fuerzas traumáticas que se caracterizan por una dirección anormal, intensidad excesiva y por ser frecuentes y duraderas; entre estos encontramos el bruxismo excéntrico que no se tomó en cuenta en esta tesis; por lo que se recomendaría realizar nuevos estudios para evaluar la relación de cargas más horizontales con la relación de estrés en la zona cervical del diente y su distribución. Además, considerar el grosor del esmalte ya que este disminuye en las piezas con presencia de faceta oclusal. Es importante señalar que para obtener resultados más exactos es indispensable contar con equipos que puedan soportar programas de gran capacidad y que requieran de tecnología de última generación

## **VI. CONCLUSIONES**

1. Los mayores valores de esfuerzo se presentaron en piezas con lesión cervical con 500 N de magnitud de carga independientemente de la presencia de faceta.
2. A mayor magnitud de carga mayores valores de esfuerzo independientemente de la presencia de lesión cervical y faceta oclusal.
3. La inclinación de vertiente de 60° (faceta oclusal) presentó menores valores de esfuerzo a nivel cervical.
4. En la zona cervical el mayor esfuerzo se encuentra en el esmalte (límite superior de la lesión).

## VII. 1REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *J Prosthet Dent.* 2005;94 (6): 520-529.
2. Femiano F, Femiano R, Femiano L. Non carious Cervical Lesions: Correlation between Abfraction and Wear Facets in Permanent Dentition. *Open Journal of Stomatology.* 2015; 5 (6): 152-157.
3. Coutinho J, Guimarães G, Brandão L. Stress amplifications indentalnon-cariouscervicallesions. *Journal of Biomechanics.* 2014; 47 (2): 410 - 416.
4. Segura J. Frecuencia de lesiones cervicales no cariosas en pacientes adultos comprendidos entre los 18 y 60 años que acuden a la clínica de la Facultad de Odontología de la UNMSM (Tesis de Pregrado). Lima : UNMSM; 2013.
5. Terry D, McGuire M, McLaren E. Perioesthetic Approach to the Diagnosis and Treatment of Carious and Non carious Cervical Lesions: Part I. *Journal Esthet Restor Dent.* 2003; 15 (4): 217-232.
6. Sawlani k. Clinical evaluation of non-cariou cervical lesions- a five year prospective evaluation (Tesis Magister). Birmingham : The University of Alabama at Birmingham; 2014.
7. Morikawa A. Investigation of occlusal force on lower first molar in function. *Kokubyo Gakkai Zasshi.* 1994;61(2):250-74.
8. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Study of bite force during sleep associated bruxism. *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi.* 1998;42(5):740-6.
9. Jakupovic S, Cerjakovic E, Topcic A. Analysis of the Abfraction Lesions Formation Mechanism by the Finite Element Method. *Acta Inform Med.* 2014; 22 (4): 241-245.
10. 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): 117-120.
11. Ommerborn M, Schneider C, Giraki M. In vivo evaluation of non carious cervical lesions in sleep bruxism subjects. *J Prosthet Dent.*2007; 98 (2): 150-158.
12. Wiley J, Lid S. Biomechanics of occlusion – implications for oral rehabilitation. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2015; 43 (3): 205-214.
13. Cancino S, Gasca I, Torres C. Presencia de desgaste dental en la tribu nómada nukak makú del Guaviare: estudio preliminar. *Univ Odontol.* 2010; 29 (63): 93-98.
14. Novoa D. Nivel de desgaste dentario según la actividad laboral en el personal de la policia nacional del Perú en noviembre y diciembre del 2010 (Tesis de Pregrado). Lima: USMP; 2011.

15. Telle D, Pegoraro L, Pereira J. Incidence of Non carious Cervical Lesions and Their Relation to the Presence of Wear Facets. *Journal Esthet Restor Dent.* 2006; 18 (4): 178-183
16. Xhonga F. Bruxism and its effect on the teeth. *Journal of Oral Rehabilitation.* 1977; 4 (1): 65 - 76.
17. Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentine adhesives. *Operative Dentistry.* 1987 ;12 (2): 53 – 78
18. Atili D, Lunardeli C, Panzarini S. Clinical evaluation of the association between noncarious cervical lesions and occlusal forces. *J Prosthet Dent.* 2012; 108(5): 298-303
19. Fuentes F, Borie E, Bustos M, Tomas M. First premolar morphometry: A study in 54 case. *Int J Morphol* 2011;29(1):234-239.
20. Paucar V. 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 de Pregrado). Lima. Universidad Peruana Cayetano Heredia; 2018.
21. 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.
22. 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.
23. Palamara D, Palamara J y Tyas M. Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. *Dental Materials.* 2000;16 (6): 412-419
24. Nohl F, McCabe J, Walls A. The Effect of load Angle on Strains Induced in Maxillary Premolars in vitro. *British Society of Dental Research Meeting.* 1999; 200:12-15.
25. Rees J. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2002; 29 (2): 188-193.
26. Robinson C, Kirkham J, Brookes S. Chemistry of mature enamel. In: *Dental Enamel: Formation to Destruction.* *Int J Dev Biol.* 1995;39(1):145-152.
27. Meredith N, Sherriff D, Setchell D. Measurement of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentine using an indentation technique. *Arch Oral Biol.* 1996;41(6):539-45.
28. Stanford J, Paffenbarger G, Kampula J. Determination of some compressive properties of human enamel and dentine. *Journal of the American Dental Association.* 1958; 57 (4):487-495.

29. Lee W, Eakle W. Stress-induced cervical lesions: Review of advances in the past 10 years. *J Prosthet.*1996; 75 (5): 487-494.
30. Lucas P, Van Casteren A. The Wear and Tear of Teeth. *Medical Principles and Practice.* 2015; 24 (1): 3-13.
31. Ford C, Bush M, Lawn B. Effect of wear on stress distributions and potential fracture in teeth. *J Mater Sci Mater Med.* 2009; 20 (11): 2243–2247.
32. Mejía F, Calle M. Estudio de una patología dental por medio de elementos finitos. *Revista Ingeniería e Investigación.* 2005; 57: 15 - 21

## ANEXOS

<b>Variables</b>	<b>Definición conceptual</b>	<b>Definición operacional</b>	<b>Tipo</b>	<b>Indicadores</b>	<b>Escala de medición</b>	<b>Valores y Categorías</b>
<b>Distribución de esfuerzo</b>	Distribución de esfuerzos(stress) a nivel cervical luego de recibir una fuerza externa	Distribución del esfuerzo a nivel cervical en la pieza modelada.	Cuantitativa	Escala de Von Misses	Discreta	MPa
<b>Presencia de Abfracción</b>	Registro de la presencia de Abfracción en la pieza dental	Presencia de Abfracción en la pieza modelada por EF	Cualitativa	Esta condición es programada en el software	Nominal	Sin lesión Con lesión
<b>Angulación de faceta oclusal</b>	Figura formada por dos elementos unidos por un extremo.	Grados que tendrá la cara oclusal con respecto a el eje axial del diente.	Cualitativa	Severidad del desgaste	Discreta	45° 60°
<b>Magnitud de la carga oclusal</b>	Presión ejercida sobre la superficie oclusal	Cantidad de presión ejercida sobre la faceta del modelo simulado	Cuantitativa	Fuerza aplicada sobre la superficie oclusal del premolar	Discreta	100 N 500 N

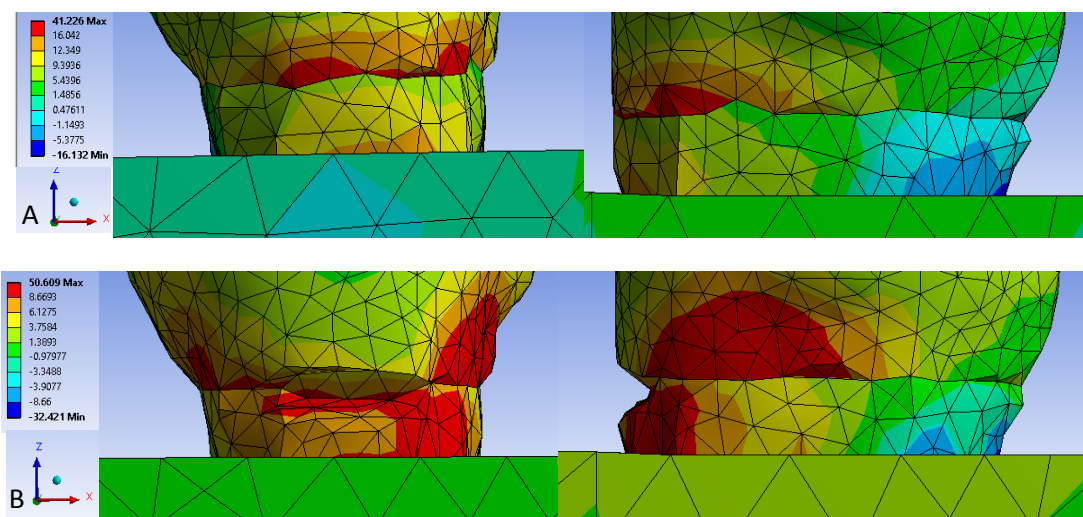
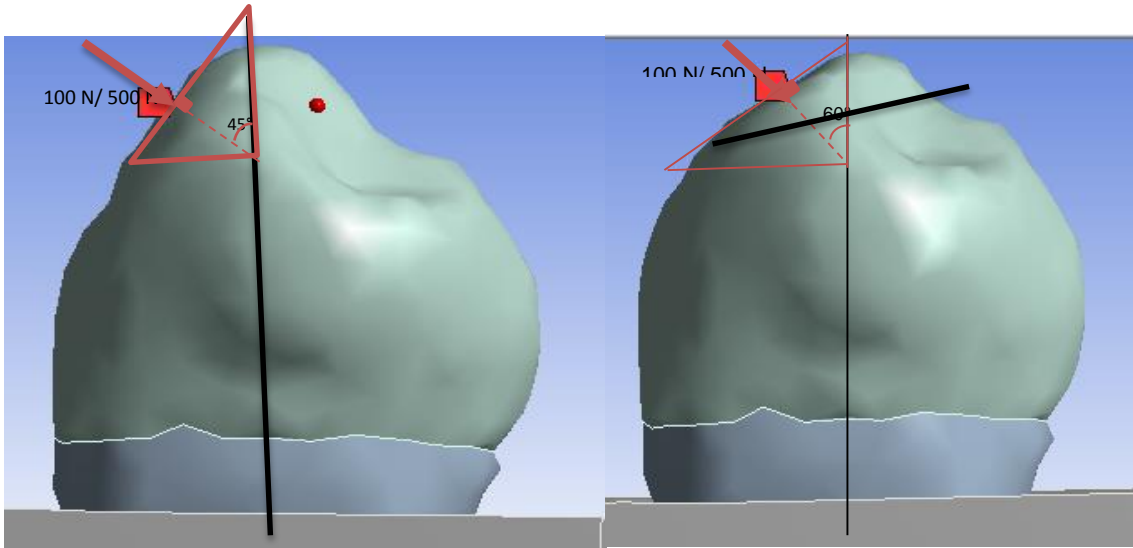


Figura N°1: Mallado de primer premolar derecha inferior (A) Pieza sin lesión cervical (B) Pieza con lesión cervical.

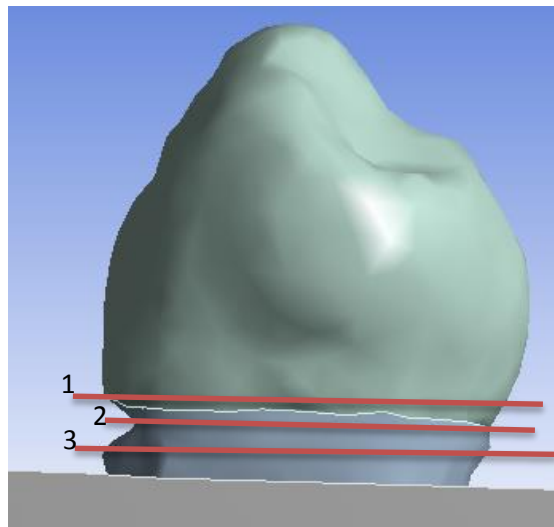
**Tabla N°1: Propiedades mecánicas de las estructuras del diente.**

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

\* Soares *et al.* (18)



**Figura N°2: Dirección de la fuerza aplicada**



- 1: 0.25mm encima de UCA
- 2: 0.25mm debajo de UCA
- 3: 0.5mm debajo deUCA

**Figura N°3: Planos a evaluar el máximo esfuerzo**

45°	Pieza sin lesión		Pieza con lesión	
	100 N	500 N	100 N	500 N
0.25 arriba de UCA				
0.25 debajo de UCA				
0.5 debajo de UCA				

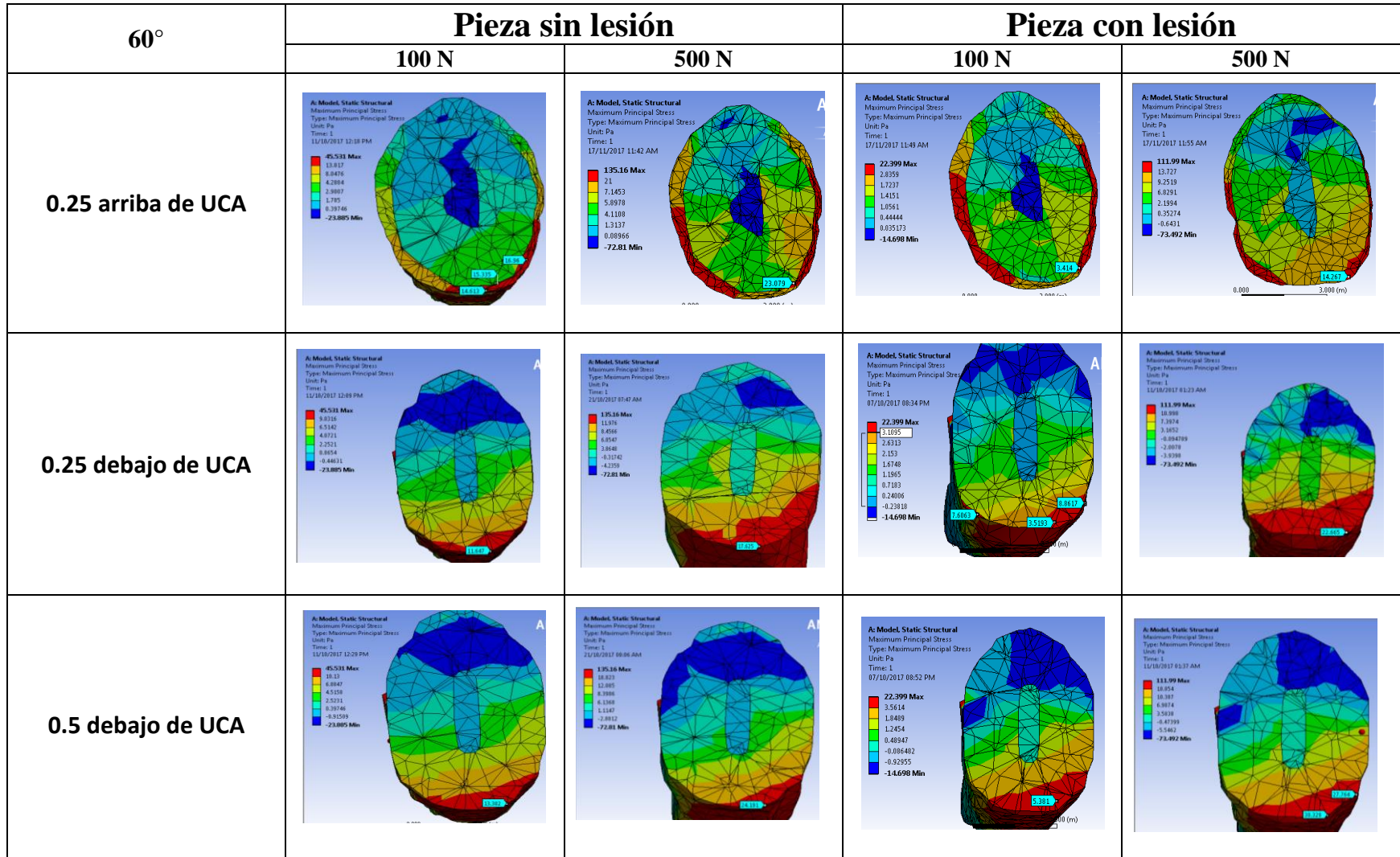
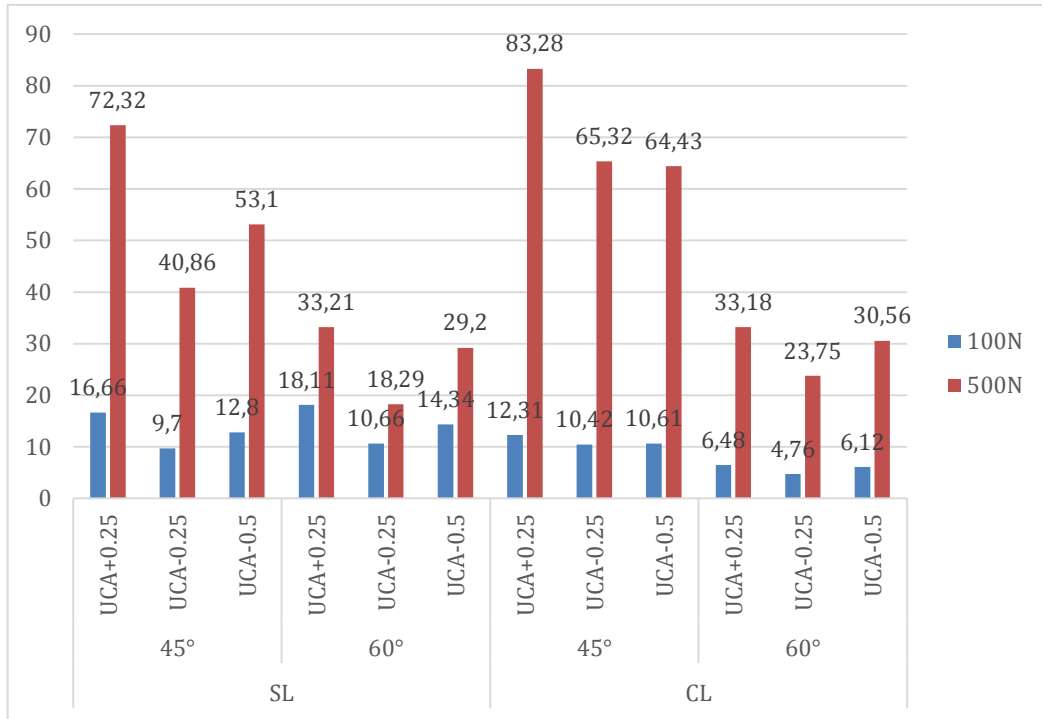
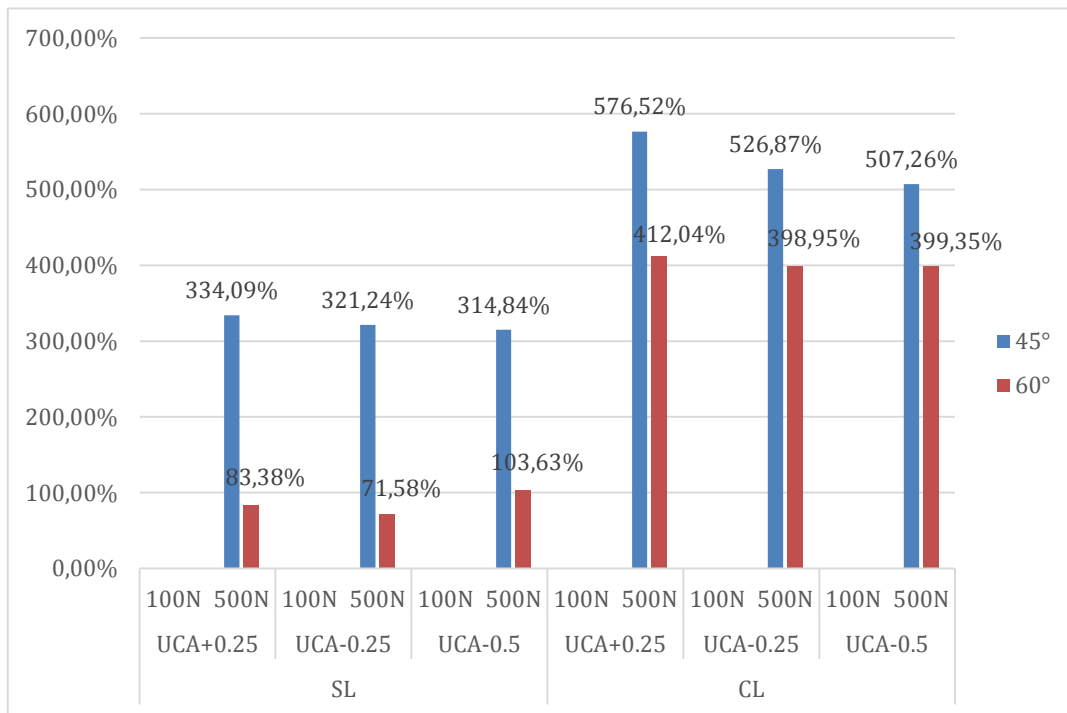


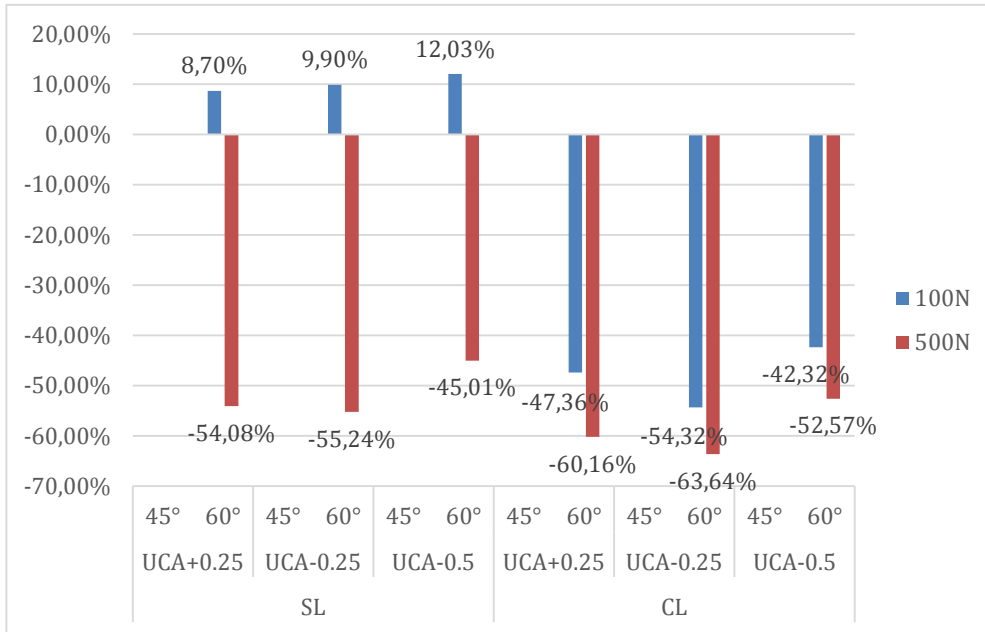
Gráfico N°2: Distribución de esfuerzo en un premolar con 60° de inclinación de vertiente.



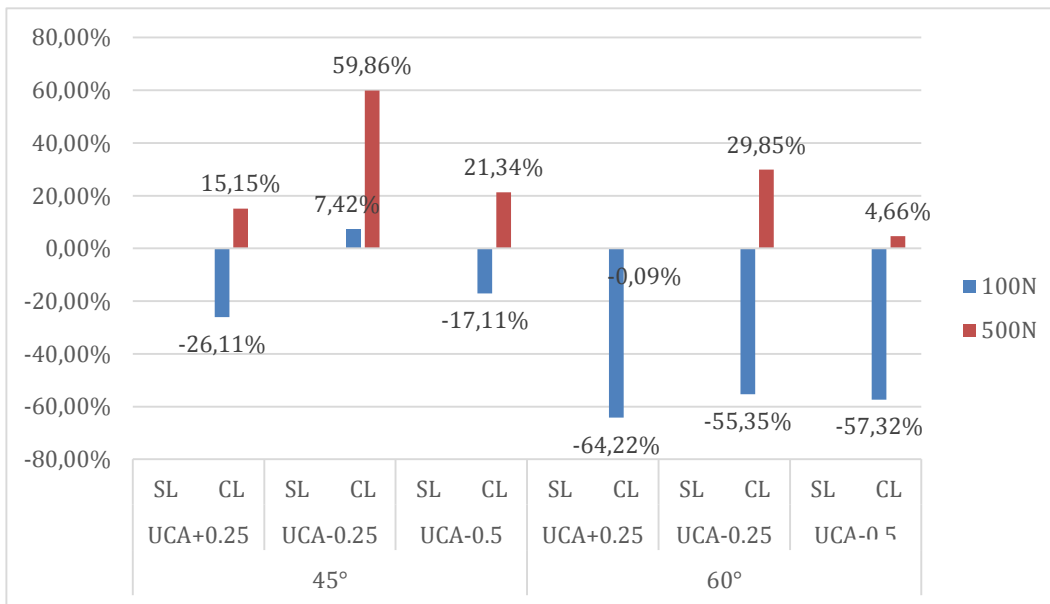
**Gráfico Nº3.** Distribución de esfuerzo cuando se aplica una carga de 100 N y 500N.



**Gráfico Nº4.** Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzo cuando se aplica una magnitud de 500 N, según la angulación de la vertiente (faceta), tomando como referencia comparativa la pieza con magnitud de carga de 100N.



**Gráfico N°5.** Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzo cuando varía la inclinación de la vertiente (faceta), según la magnitud de carga, tomando como referencia comparativa la pieza con 45° de inclinación de vertiente.



**Gráfico N°6.** Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzo cuando la pieza presenta lesión cervical no cariosa, según la magnitud de carga, tomando como referencia comparativa la pieza sin lesión cervical.