



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

**EVALUACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DE
ESFUERZOS EN LA ZONA DE INFLUENCIA DE
UNA LESIÓN CERVICAL NO CARIOSA CON
DIFERENTE EXTENSIÓN CERVICO-OCCLUSAL
PARA UNA PREMOLAR CON DIFERENTE
ALTURA ÓSEA EMPLEANDO MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

Tesis para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista

Martin Emmanuel Sarabia Cuadros

Lima - Perú

2018

ASESORES

CD.Esp. Daniel Paredes Ruíz

Facultad de Estomatología

Departamento Académico de Odontología Social

CD.Esp. Victor Calderón Ubaqui

Facultad de Estomatología

Departamento Académico de Medicina y Cirugía Bucomaxilofacial

LISTA DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

LCNC	:	Lesión cervical no cariosa.
UCA	:	Unión Cemento Adamantina.
F	:	Fuerzas.
MEF	:	Método de Elementos Finitos.
VAN	:	Vena-arteria-nervio.
RANK-L	:	Receptor Activator for Nuclear Factor κ B Ligand.
TGFB-1	:	Transforming growth factor beta 1.
SOST	:	Sclerostin.
POSTN	:	Periostin.
LP	:	Ligamento periodontal.
MPa	:	Mega Pascales.
S1-S9	:	Simulaciones 1-9.
Long.	:	Longitud.
V ext.de CV	:	Vertiente externa de cúspide vestibular.
DICOM	:	Digital Imaging and Communication in Medicine.
CAD	:	Computer Aided Design.
SL	:	Sin lesión cervical no cariosa.
L1	:	Lesión cervical no cariosa de 0.75mm.
L2	:	Lesión cervical no cariosa de 1.5mm.
AO100	:	Altura Ósea normal.
AO75	:	Altura Ósea disminuida en un 25%.
AO50	:	Altura Ósea disminuida en un 50%.
Pa	:	Pascales.

RESUMEN

Las abfracciones consideradas lesiones cervicales no cariosas (LCNC) son una patología multifactorial con mayor prevalencia en personas de la mediana edad; por lo que el presente estudio profundizará el componente mecánico de la distribución de esfuerzos obteniendo una relación con la presencia y ausencia de lesiones abfractantes en sentido cervico-oclusal.

También se determinara la distribución de esfuerzos en relación a la altura ósea y la combinación de ambas variables con la finalidad de obtener resultados que ayuden a comprender mejor este fenómeno físico y compararlos con otros estudios de la misma línea que emplean el Método de Elementos Finitos.

Materiales y Métodos:

El estudio será de tipo experimental in silico, analítico, longitudinal prospectivo, se tomara como modelo una primera premolar inferior con ciertas características anatómicas estándar; se realizará la construcción tridimensional de un modelo matemático de una primera premolar inferior con un software tipo CAD (Computer Aided Desing) en el programa libre freecad y luego transferido al programa ANSYS 18.0 sin variaciones a excepción de las variables a estudiar.

Se utilizó un disminución ósea del 25% y 75%, extensiones de lesión cervical no cariosa de 0.75mm y 1.5mm en sentido cervico-oclusal.

Palabras Clave: Análisis de Elementos Finitos, Soporte de Carga.

INDICE DE CONTENIDOS

I.	INTRODUCCIÓN	1-2
II.	PLATEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	
	II.1. Planteamiento del problema	3
	II.2. Justificación	4
III.	MARCO TEÓRICO	5-11
IV.	OBJETIVOS	12-13
	IV.1. Objetivo General	12
	IV.2. Objetivos Específicos	12-13
V.	HIPÓTESIS	14
VI.	MATERIALES Y MÉTODOS	15-20
	VI.1. Diseño del estudio	15
	VI.2. Muestra	15-17
	VI.3. Criterios de selección	18
	VI.3.1. Criterios de inclusión	18
	VI.3.2. Criterios de exclusión	18
	VI.4. Variables	18
	VI.5. Técnicas y procedimientos	18
	VI.5.1. Diseño de la geometría	18
	VI.5.2. Pre-procesamiento	18
	VI.5.3. Procesamiento	19
	VI.6. Plan de análisis	19
	VI.7. Consideraciones éticas	19
	VI.8. Recursos	20
VII.	RESULTADOS	21-48

VIII. DISCUSIÓN	49-54
IX. CONCLUSIONES	55-57
X. REFERENCIAS	58-60
XI. ANEXOS	

I. INTRODUCCIÓN

La abfracción es una lesión cervical no cariosa (LCNC) que consiste en la pérdida de sustancia mineral del diente: esmalte, dentina o cemento. Esta patología es más frecuente en pacientes adultos de 35 años de edad promedio y en dientes posteriores, su prevalencia se enfatiza a nivel de las primeras premolares inferiores.^{1,2} Se distingue de las demás LCNC por su anatomía en forma de cuña, redondeada o mixta y por su origen; a diferencia de las abrasiones² y erosiones^{3,4}, que están relacionadas con el cepillado diario y contacto crónico de sustancias ácidas exógenas y endógenas con superficies dentarias respectivamente.^{2,4,5}

La abfracción es considerada una patología multifactorial y de evolución prolongada en la cual intervienen una serie de variables.^{2,6,7} Sin embargo según la literatura está relacionada íntimamente con fuerzas mecánicas (F. oclusales anormales) como consecuencia de la pérdida de soporte en la oclusión de pacientes que pueden o no tener un hábito parafuncional como el bruxismo.^{6,7} Las fuerzas oclusales anormales originan una sobrecarga sobre el periodonto de los dientes, dando como consecuencia una retracción gingival y exposición de estructura dentaria que se traduce en sensibilidad; quedando así un área afectada del diente expuesta a la dinámica que a diario realiza el sistema estomatognático.⁷ La masticación sumada a fuerzas oclusales anormales también pueden desarrollar trauma oclusal en piezas dentarias; donde la mayor concentración de esfuerzos transmitida por las fuerzas se da a nivel cervical del diente; pudiendo ser comprobada esta variable en software empleando el Método de Elementos Finitos (MEF).^{6,7,8}

Clínicamente, está evidenciado que pacientes con signos y síntomas relativos a historia de sobrecarga oclusal, presentan conjuntamente lesiones de abfracción y asimismo, reabsorción de hueso alveolar en las piezas afectadas.^{7,8} La reabsorción de hueso alveolar se da por factores microbiológicos en la enfermedad periodontal crónica o agresiva, y/o por fuerzas mecánicas anormales.⁹

La Mecano-traducción es una teoría comprobada científicamente que explica como las fuerzas mecánicas influyen en la respuesta bioquímica que tienen ciertas células del cuerpo como: osteoblastos, osteoclastos, osteocitos y células del ligamento periodontal frente a un estímulo mecánico para mantener la homeostasis de los tejidos. Así si una fuerza oclusal anormal es constante e intermitente se da un desequilibrio y como consecuencia una reabsorción ósea.^{10,11,12,13,14} En el periodonto, sistema de soporte de la estructura dentaria, específicamente en el ligamento periodontal yacen células que actúan como mecanorreceptores de estímulos mecánicos produciendo la liberación de sustancias que

regulan la homeostasis entre la osteogénesis y la osteolisis de hueso alveolar dependiendo las zonas de compresión y tensión resultantes de las fuerzas a las que es sometida la pieza dentaria.^{12,13,14}

Teniendo a la abfracción como patología multifactorial se tienen diferentes líneas de investigación. Una de las más controversiales se ha centrado en analizar más a fondo la distribución de esfuerzos en piezas dentarias estudiando la dirección, magnitud de las fuerzas aplicadas sobre los elementos dentarios y periodontales simulados en software empleando el MEF siendo cuerpos con diferentes propiedades físicas y respuestas a fuerzas mecánicas.^{15,16,17,18}

La información científica sobre la distribución de esfuerzos a nivel cervical variando el nivel de altura ósea y extensión cervico-olcusal de la LCNC es mínima por lo que se trata en este estudio evaluar estas variables y su grado de complejidad en la comprensión del fenómeno de la distribución de esfuerzos con un modelo tridimensional simulado en el software ANSYS 18.0 empleando el Método de Elementos Finitos (FEM).¹⁹

II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

II.1. Planteamiento del problema

La biomecánica de fuerzas normales y anormales a los que están sujetos los dientes diariamente tiene un impacto a nivel celular apoyado en la teoría de la mecano-traducción, que consiste en la producción y liberación de sustancias que intervienen en la homeostasis (neoformación y destrucción) de los tejidos cartilagosos y conectivos dependiendo de la distribución de esfuerzos en la pieza dentaria. Se tiene información de estudios en los que se han simulado en software con el MEF piezas únicamente con LCNC. Sin embargo es necesario la progresión en el tiempo de la lesión y sus consecuencias tomando en cuenta otras estructuras que tienen compromiso como el periodonto, es por ello que se necesita cambiar variables estandarizadas en otros estudios y determinar cómo es la distribución de esfuerzos.

¿Cómo se distribuyen los esfuerzos en una premolar inferior con lesión cervical no cariosa variando la extensión cervico-oclusal de la lesión y el nivel de altura ósea con el MEF, analizando esmalte, dentina, hueso y ligamento periodontal?

II.2. Justificación

El siguiente estudio tiene valor **conceptual** porque brindará nueva información para la línea de investigación en simulación con software empleando el método de elementos finitos, estandarizando variables que ya han sido estudiadas anteriormente a diferencia de las que se quieren evaluar como lo son el nivel de altura ósea y la extensión en sentido cervico-olcusal de la LCNC que no son lo suficientes para llegar a un consenso.

A su vez tiene un valor **científico-teórico** porque permitirá a otras líneas de investigación como lo son estudios in vivo (experimentales) inferir sobre sus teorías de mecano-traducción que se rigen ante estímulos mecánicos que son distribuidos por toda la pieza dentaria; generando cambios en poblaciones celulares y su comportamiento en la homeostasis de tejidos.

También el valor **metodológico** permitirá realizar estudios de simulación empleando ya el modelo de una premolar inferior simulada en la investigación de Paredes y Webb.

Por último el valor **social** permitirá al profesional en salud oral tener conciencia de lo importante que consiste en rehabilitar correctamente a un paciente desde lo más sencillo que implica una resina hasta la confección de una prótesis guardando ciertos criterios que permitan el correcto funcionamiento del sistema estomatognático y la correcta distribución de las fuerzas de masticación; además de atender pacientes de todos los rangos de edad que llegaran a desarrollar estas patologías, como las LCNC.

III. MARCO TEÓRICO

Las lesiones cervicales no cariosas son patologías dentarias que consisten en la pérdida tridimensional de sustancia mineral del diente: esmalte, dentina y cemento radicular; a nivel supra, yuxta e infragingival de la unión cemento-adamantina (UCA). Son lesiones de bordes definidos o no definidos, de superficie lisa o superficie rugosa, con ángulos rectos o redondos de las paredes que la conforman. Las LCNC no tienen relación con componentes microbiológicos a diferencia de la caries dental.^{1,2,3}

Se clasifican en: erosión, abrasión y abfracción. La erosión es la pérdida de los tejidos minerales del diente por el contacto con sustancias químicas endógenas o exógenas. La abrasión se origina por acción del cepillado excesivo sobre las superficies dentales dando como consecuencia facetas de desgaste, mientras que la abfracción es consecuencia de fuerzas oclusales excesivas durante la masticación.^{2,3,4,5}

Al ser patologías diferentes, a lo largo del tiempo se han realizado estudios epidemiológicos con la finalidad de conocer la prevalencia de las LCNC dependiendo la pieza dentaria mayormente afectada, el grupo etario más comprometido, el tipo de lesión y su origen.^{1,7}

Wannenmacher y Kantorowicz^{1,2} en el año 1924 realizaron estudios sobre la prevalencia de las LCNC. En sus resultados fueron las premolares las piezas más afectadas en un 70.16%, seguidas de los caninos con 11.05%, 11.06% molares y 7.73% incisivos.

En el año 1991 se publicaron artículos científicos en los que se estudiaron las LCNC en general, pero el que tuvo más relación con las abfracciones fue Graehn⁸, quien examinó al azar a 925 pacientes de los cuales un 23% presentó lesiones cervicales en forma de cuña y a su vez registró que un 65% de los afectados por LCNC tenían parafunción. Por lo que se concluyó que había una posible relación de causa y efecto entre las parafunciones y las LCNC.^{1,2,8}

Ya en 1999 David, Meyer y Schwartz⁷ analizaron las LCNC y su relación con parafunciones, movimientos de lateralidad y protrusiva en 72 piezas dentarias de pacientes cuyas edades fluctuaban entre 20 y 60 años. Los resultados fueron que el 41.7% de los dientes presentaban LCNC y los defectos en premolares tenían forma de cuña.⁷

En el año 2000, Barreda¹ evaluó a 31 pacientes del Hospital Essalud de Huacho, obteniendo un total de 728 dientes. Como resultado del estudio un 24.9% de piezas dentarias tuvieron

abfracciones. El sexo masculino fue el más afectado con un 58.07% de la población total cuyo promedio de edad oscilaba la cuarta década y el grupo premolar obtuvo un porcentaje de 70.16%. Barreda concluyó que personas adultas presentaban las típicas lesiones en cuña a nivel de premolares como un proceso crónico asociado directamente a la edad.¹

Las LCNC son entonces de origen multifactorial, en las que se desencadenan una serie de fenómenos físico- químicos que conllevan a la pérdida de sustancia mineral en la región cervical.⁶ Con la finalidad de entender los fenómenos independientemente se han realizado estudios en los que se estandarizan variables; un claro ejemplo es el empleo del MEF para determinar la distribución de esfuerzos en los dientes al entrar en función masticatoria. El esfuerzo es el término que hace referencia a la distribución de una fuerza aplicada a un objeto con la capacidad de deformarlo o romperlo.^{10,16}

Se ha determinado en diferentes estudios con el MEF la distribución de esfuerzos en dientes sanos como en dientes con lesiones cervicales no cariosas, gracias a que el método de elementos finitos por medio de ecuaciones diferenciales logra dar una aproximación de la solución de este fenómeno físico en modelos de dientes simulados en software (ANSYS 18.0).^{16,17,19}

La aplicación de una fuerza da lugar a una zona de compresión y tensión en el diente. La compresión es un proceso mecánico que consiste en someter un cuerpo a la acción de dos fuerzas opuestas para deformarlo, afectando su volumen; mientras que la tensión o flexión hace referencia a la deformación que experimenta un cuerpo en dirección perpendicular a su eje longitudinal.¹¹ Las zonas de compresión y tensión en una pieza dentaria simulada en un software con el MEF se dan en el área del diente que recibe la fuerza aplicada y en la raíz respectivamente.¹⁰

A partir de estudios *in silico*^{21,22} en una primera premolar inferior sana se analizó la distribución de esfuerzos luego de aplicar una fuerza que según su dirección, magnitud y zona de aplicación dan como resultado un mayor esfuerzo en cervical de la pieza dentaria. Por lo tanto, una fuerza con mayor magnitud tendrá la capacidad de deformar los elementos de la pieza dentaria que la reciban, pudiendo originar la aparición de facetas de desgaste y la formación de LCNC.^{24,25,26} Otros estudios con la misma metodología del MEF, para ser más específicos en la zona de influencia o aparición de la LCNC relacionada a la aplicación de fuerzas, dan como conclusión que el área de mayor concentración de esfuerzos es la región cervicovestibular del diente simulado.^{27,28,29}

Lee et al²³ analizaron la distribución de esfuerzos en una pieza dentaria sin lesión cervical no cariosa sometida a una fuerza. Se empleó como modelo una segunda premolar inferior cuyo punto crítico se hallaba equidistante entre la cúspide vestibular y la UCA; a su vez para simular el espacio del ligamento periodontal se usó una distancia de 0.3mm y el hueso alveolar se ubicó 3mm por debajo de UCA. La fuerza aplicada fue de 170 N y se emplearon múltiples direcciones en la aplicación de la fuerza. La dirección que tuvo un resultado mayor en la distribución de fuerzas de compresión fue la de 45° axial al eje longitudinal de la cúspide vestibular. Se dedujo que la ubicación del fulcrum se halla en la cresta del hueso alveolar y la distribución de fuerzas de compresión y tensión se dan en contraparte, concluyendo así que una carga oclusal tiene como resultantes en toda la pieza vectores tensionales y compresivos. Lee & Eakle propusieron que opuesto a la carga oclusal se presentarán principalmente resultantes compresivas y en el mismo lado otras de tipo tensional. Cuando las cargas tensionales puedan alcanzar el pico necesario, podrían dar lugar a una lesión cervical no cariosa. Es así que la biomecánica tendría lugar alguno en la ocurrencia de las LCNC. Lee & Eakle, así como Palamara, consideran que fuerzas laterales son capaces de producir tensión, que se traduce en ruptura de uniones químicas de las estructuras cristalinas del diente como el esmalte y dentina permitiendo que moléculas pequeñas ingresen y originen microfracturas.²⁵

Mejía y Calle⁶ con el empleo del MEF evaluaron con un modelo tridimensional de una primera premolar inferior la distribución de esfuerzos a la aplicación de fuerzas normales (masticación) y anormales. Los resultados más relevantes de las simulaciones acompañadas a su vez de la parte clínica fueron la identificación de zonas de alta concentración de esfuerzos en las regiones donde se da con mayor frecuencia las LCNC, asociadas a cargas cuyas líneas de acción (fuerza resultante) no pasan por la parte central de la sección del diente a nivel cervical. Todo esta distribución de esfuerzos es graficada por la escala de Von Misses; definida como la representación de todas las cargas tensionales de un cuerpo sometido a una fuerza mecánica.

Jakupovic et al²⁴ evaluaron la simulación de una primera premolar inferior mandibular. Se empleó una fuerza de 200 N con una orientación de 40° axial a la cara externa de la cúspide vestibular; y se analizó la distribución de esfuerzos con la escala de Von misses obteniéndose como resultados: la región cervical es la que presenta mayor concentración de esfuerzos en puntos subsuperficiales al esmalte más que en superficiales y en cuanto al hueso alveolar se determinó que el mayor esfuerzo se da en la cima de reborde alveolar.

En otro estudio Jakupovic et al²⁵ para determinar si la forma de la LCNC modificaria la distribución de esfuerzos evaluaron la simulación de otra primera premolar inferior con el MEF tomando como referencias anatómicas las formas: redondeada y en cuña.

Las dimensiones empleadas para modelar la lesión abfractal (en cuña) fueron: distancia cervico-oclusal de 1.9mm, distancia mesiodistal de 0.68mm y una profundidad de 1.78mm. La fuerza empleada fue de 200 N con una dirección de 40° axial a la cúspide vestibular, dando como resultados que la distribución de esfuerzos en la superficie del esmalte se da en una zona subsuperficial en mayor concentración. En cuanto a la distribución de esfuerzos por regiones en la lesión abfractal se da en la zona más apical (más honda de la cuña) que en las lesiones cervicales no cariosas redondeadas. Se concluyó que en comparación con las lesiones en forma de U, las lesiones en forma de V muestran concentraciones de tensión significativamente más altas bajo carga.²⁵

Srirekha y Bashety²⁹ analizaron y compararon la distribución de esfuerzos en una premolar inferior con LCNC con obturación y sin obturación; para ello las dimensiones empleadas fueron: 1.5mm de profundidad y 2mm cervico-oclusal. Los resultados mostraron que había menor distribución de esfuerzos en la premolar con LCNC obturada con ionómero de vitremer el cual es usado en la obturación de lesiones clase V (Lesiones cervicales).

Las simulaciones en MEF de las piezas dentarias no solo modelan componentes dentarios sino también el periodonto. Este periodonto está formado íntegramente por: cemento radicular, ligamento periodontal, hueso alveolar y gingiva cuya función es amortiguar mediante propioceptores las fuerzas de masticación para que la pieza dentaria no sea sometida a fuerzas excesivas que pueden comprometer sus componentes. Todo este complejo funciona en conjunto y hay una serie de mecanismos celulares que permiten el correcto funcionamiento de este soporte.^{9,12,13,14}

La función hace que los tejidos en general tengan una morfología específica, lo cual se resume en la teoría de Matriz funcional de Moss¹⁴ quien refiere que toda estructura cubrirá ciertas características anatómicas dependiendo las adyacentes a ella; tal es el caso del VAN mandibular que forma un canal mandibular a lo largo de la rama ascendente.^{14,20} Otro ejemplo es el hueso alveolar que se reabsorbe ante la ausencia de piezas dentarias en ambos maxilares, sucede lo mismo con dientes que no se encuentran en oclusión. Se ha demostrado en estudios experimentales de ratas de laboratorio que al entrar en oclusión se da una liberación de enzimas como la Interlukina 1B que cumple un roll en la reabsorción de la raíz dental y de estructuras duras como el hueso alveolar. Por lo que se concluyó que la hipofunción e hiperfunción regulan la liberación de enzimas que intervienen en la

homeostasis de los tejidos. Es entonces que surge la controversia de cuándo se da la ruptura del equilibrio que origina pérdida de sustancia mineral del diente.^{13,14,27}

En salud el hueso alveolar según la teoría de Wolf se mantiene en constante remodelamiento gracias a la acción de las fuerzas mecánicas sobre los componentes dentarios, es en este punto en el que el equilibrio entre la osteogénesis y la osteolisis están correctamente reguladas por la actividad de los osteoblastos y osteoclastos respectivamente, sin embargo cuando un paciente sufre de enfermedad periodontal crónica o agresiva se da la pérdida ósea. Al tener el componente mecánico y microbiológico como fenómenos que pueden o no estar relacionados es que surgen estudios que evalúan ambos componentes; demostrando que cumplen un rol sinérgico en la degradación de los tejidos de soporte del diente.^{14,26,27}

En los dientes con inflamación crónica ya sea por trauma o por el componente microbiológico se da una liberación de mediadores inflamatorios y factores de crecimiento como el RANKL, que van a alterar la proliferación de osteoclastos; produciéndose así una reabsorción de hueso alveolar.^{13,14,31,32}

Sokos, Everst y Vries⁹ realizaron un estudio demostrando que las bacterias anaerobias comprometidas en la enfermedad periodontal crónica estimulan a células que yacen en el espacio para el ligamento periodontal a liberar factores pro-inflamatorios como las: citoquinas, prostaglandinas e interleukinas que a su vez son captados por las células inmunes del cuerpo que proliferan en el sitio de la infección produciéndose así una destrucción directa por las endotoxinas de bacterias e indirecta por parte de los factores pro-inflamatorios y células sobreestimuladas como los osteoclastos.

Por otro lado el componente físico se soporta en la teoría de la mecano-traducción que es la respuesta bioquímica a nivel celular ante un estímulo mecánico que vendrían a ser las fuerzas.^{14,27}

Paviin y Gluhak-Heinrich³² en el año 2001 investigaron el efecto que tenían las fuerzas mecánicas sobre la actividad de células del ligamento periodontal, y hallaron que la acción de las fuerzas sobre estirpes celulares como cementoblastos y osteoblastos proliferaban; concluyendo que la biomecánica tiene un rol importante en la homeostasis de los tejidos a nivel celular.

Posteriormente en el año 2007 Yoshinaga, Ukai, Abe y Hara³¹ realizaron una investigación con la finalidad de observar la expresión del RANKL como factor de diferenciación de osteoclastos en la reabsorción ósea en dientes de ratas con trauma y sin trauma. Obtuvieron como resultados que los dientes sin trauma presentaban histológicamente osteoclastos a nivel

interradicular por el septum óseo, a diferencia de los dientes con trauma en los que se halló mayor cantidad de osteoclastos a nivel furcal relacionados con reabsorción ósea. Concluyendo que la expresión del RANKL es directamente proporcional a la osteolisis; ya que las células implicadas en este proceso son los osteoclastos.

En otro estudio del 2015 realizado por Manokawinchoke¹⁴ se investigó la expresión de las enzimas TGF-1, SOST/POSTN por parte de células del ligamento periodontal frente a una fuerza mecánica; que se traduce en una señal que varía el comportamiento celular, su expresión de genes y liberación de ciertas proteínas que intervienen en la homeostasis de los tejidos. La enzima SOST es un gen sintetizado por los osteocitos cuya función es actuar como inhibidor de la neoformación ósea y el POSTN es una proteína sintetizada por las células del ligamento periodontal que interviene en el remodelamiento óseo. Se demostró en este estudio que la expresión de estos genes aumento a las 24 horas al aplicar la fuerza a diferencia del grupo control.

El remodelado óseo es un proceso dinámico y constante; se da por diversas células que yacen en el hueso alveolar y en el ligamento periodontal con la finalidad de mantener la homeostasis de los tejidos frente a la distribución de fuerzas exógenas, sin embargo cuando este equilibrio se rompe, empiezan a surgir cambios en la zonas de compresión y tensión, originándose la pérdida de sustancia y por ende la capacidad del organismo a recuperar la homeostasis. Al perder tejido las fuerzas se exageran y la distribución de estas varía, y se muestran nuevas zonas de compresión y tensión en el complejo de soporte y del mismo diente.^{14,15,28}

Con la finalidad de estudiar la capacidad de distribución de esfuerzos por el periodonto se ha empleado en investigaciones el FEM, para entender la dinámica del fenómeno ya que no hay mucha información sobre la distribución de estrés variando el periodonto (nivel de altura ósea).^{17,22}

Ona y Wakabayashi¹⁹ realizaron un estudio con el FEM de un incisivo central superior modelándolo con una longitud total de 24,7mm desde el borde incisal y el vértice del ápice. Se empleó una altura ósea de 21mm para la altura normal y una altura de 12,5mm para la reducida. También se modelo el espacio del ligamento periodontal de 0.2mm y se aplicó una fuerza de 15N a 45° lingual a la cara palatina del incisivo, obteniéndose como resultados que las fuerzas de tensión se concentran en la región cervicolingual a diferencia de las de compresión que se ubican en el ápice del diente simulado. A su vez la fuerza compresiva en el diente con 21mm de altura ósea fue de 9,95 MPa a diferencia de la fuerza detensión que

fue de 19.80 MPa en el modelo con la altura y LP reducidos. El daño de la región cervico lingual en el hueso por fuerza de tensión entre la raíz y el hueso puede no ocurrir en condiciones clínicas reales, porque la ruptura del ligamento es más probable que ocurra antes del daño óseo. Por esta razón, el estrés calculado en esta región fue excluido del resultado.

Los estudios en distribución de esfuerzos en una pieza dentaria variando el soporte óseo son mínimos, sin embargo son útiles para entender cómo se da la progresión en la dinámica de la distribución de fuerzas; y es por eso que Toshifumi et al³⁴ en el año 1999 emplearon el FEM para determinar la distribución del estrés con la finalidad de explicar la aparición de las LCNC que se ubican en la región cervicovestibular; para ello analizaron un modelo tridimensional de una premolar inferior sometida a fuerzas paralelas al eje longitudinal del diente en la cúspide vestibular y lingual. Se simuló 0.2mm de espacio para el LP y la cima de cresta alveolar a 2mm de UCA. El tamaño total del bloque que simulaba el hueso alveolar era de 25mm y se tuvieron tres modelos: el primero con el soporte óseo normal, el segundo con un 20% disminuido y el tercero con un 35% menos circundante a la pieza. En los resultados se observó que las fuerzas en la cúspide vestibular concentran mayor esfuerzo en la región cervicovestibular y a medida se va perdiendo el soporte óseo el esfuerzo se hace más apical a la región cervicovestibular, localizándose apical a la cima del reborde óseo.

La información científica sobre la distribución de esfuerzos a nivel cervical variando el nivel de altura ósea y extensión cervico-olcusal de la LCNC es mínima, teniendo además que es importante explicar que la zona de influencia implica análisis de estructuras y el detalle de las áreas (no sólo superficie); luego el análisis de planos permite estandarizar el punto de registro de valores que para este tipo de estudio puede ser muy variable.

Por ende es imprescindible el análisis de las estructuras dentarias para la comprensión del fenómeno en sí, pudiendo realizarse diferentes maneras como lo son por medio de cortes coronales, axiales, entre otras. Por lo que se trata en este estudio evaluar estas variables y su grado de complejidad por medio de planos de cortes coronales que van de cervical a apical del modelo tridimensional simulado en el software ANSYS 18.0 empleando el MEF.¹⁹

IV. OBJETIVOS

IV.1. Objetivo general

Evaluar la distribución de esfuerzos en una primera premolar inferior con lesión cervical no cariosa variando la extensión cervico-oclusal de la lesión y el nivel de altura ósea con el método de elementos finitos, analizado en esmalte, dentina, hueso y ligamento periodontal según el plano de corte.

IV.2. Objetivos específicos

1. Evaluar la distribución de esfuerzos en diente (esmalte y dentina) de una primera premolar inferior sin lesión cervical no cariosa, variando el nivel de altura ósea en un 100%,75% y 50%, según el plano de corte.
2. Evaluar la distribución de esfuerzos en diente (esmalte y dentina) de una premolar inferior con lesión de 0.75mm de extensión cervico-oclusal, variando el nivel de altura ósea en un 100%,75% y 50%, según el plano de corte.
3. Evaluar la distribución de esfuerzos en diente (esmalte y dentina) de una primera premolar inferior con lesión de 1.5mm de extensión cervico-oclusal, variando el nivel de altura ósea en un 100%,75% y 50%, según el plano de corte.
4. Evaluar la distribución de esfuerzos en hueso de un primera premolar inferior con altura ósea de 50% variando la extensión cervico-oclusal de la LCNC en 0mm, 0.75mm y 1.5mm, según el plano de corte.
5. Evaluar la distribución de esfuerzos en hueso de un primera premolar inferior con altura ósea de 50% variando la extensión cervico-oclusal de la LCNC en 0mm, 0.75mm y 1.5mm, según el plano de corte.
6. Evaluar la distribución de esfuerzos en hueso de un primera premolar inferior con altura ósea de 50% variando la extensión cervico-oclusal de la LCNC en 0mm, 0.75mm y 1.5mm, según el plano de corte.

7. Evaluar la distribución de esfuerzos en ligamento periodontal de un primera premolar inferior con altura ósea normal variando la extensión cervico-oclusal de la LCNC en 0mm, 0.75mm y 1.5mm, según el plano de corte.
8. Evaluar la distribución de esfuerzos en ligamento periodontal de un primera premolar inferior con altura ósea de 75% variando la extensión cervico-oclusal de la LCNC en 0mm, 0.75mm y 1.5mm, según el plano de corte.
9. Evaluar la distribución de esfuerzos en ligamento periodontal de un primera premolar inferior con altura ósea de 50% variando la extensión cervico-oclusal de la LCNC en 0mm, 0.75mm y 1.5mm, según el plano de corte.

V. HIPÓTESIS

A mayor extensión cervico-oclusal de la lesión y menor altura ósea, se encontrará mayor concentración de esfuerzos en una premolar inferior, analizado en esmalte, dentina, hueso y ligamento periodontal según el plano de corte, estudiado con el MEF.

VI. MATERIALES Y MÉTODOS

VI.1. Diseño del estudio

El estudio fue de tipo experimental *in silico*.

VI.2. Muestra

VI.2.1. Unidad de Muestreo

La unidad de muestreo que se empleó en la investigación fue la de simulación del modelo matemático tridimensional de una primera premolar inferior que tuvo las siguientes características:

- a. Las características anatómicas cualitativas indicadas en la bibliografía de referencia³⁵.(Anexo 1)
- b. Las características anatómicas cuantitativas para las longitudes³⁶(Anexo 2):
 - i. Mesiodistal.
 - ii. Vestíbulo-lingual.
 - iii. Ocluso-apical.
 - iv. Coronal.
 - v. Radicular.
- c. Seguir dimensiones medias de un grupo humano igual al peruano según referencia bibliográfica.³⁵ (Ver Anexo 2)

VI.2.2. Tamaño Muestral

Se empleó una simulación de un modelo matemático cuya aplicación fue siempre la misma invariablemente; por lo que no se requirió determinar un tamaño muestral.

VI.2.3. Procedimiento de Muestreo

Para la obtención de cada simulación se realizó el siguiente procedimiento:

1. Se empleó el modelo matemático de una premolar inferior del estudio previo realizado y validado por Paredes y Webb.³⁶
2. Se empleó el programa libre FreeCad (www.freecadweb.org), para modelamiento y modificación de los contornos internos y externos del esmalte, dentina, pulpa, ligamento periodontal y hueso dependiendo las variables a evaluar. Los volúmenes correspondientes a cada estructura se definieron en detalle.
3. El resultado del ítem anterior fue el conjunto de simulaciones del estudio que siguieron los pasos indicados en acápite correspondientes a Técnicas y Procedimientos de Registro.

V.2.4. Unidad de análisis

La simulación es la unidad de análisis de un estudio *in silico*. Una simulación es la representación computarizada de un fenómeno, con la finalidad de evaluarlo mediante el empleo de un programa de modelamiento con el FEM. La evaluación de la distribución de esfuerzos con el FEM es posible de acuerdo a las variables independientes a utilizar.

El conjunto de simulaciones utilizando las variables del estudio conformó nuestro grupo experimental, que nos permitió evaluar los objetivos de nuestro estudio.

Los grupos experimentales son:

- S1: Distribución de esfuerzos en una pieza sin presencia de LCNC con nivel de altura ósea normal con aplicación de la carga oclusal para una magnitud de 500N y para una dirección de +45°. La aplicación de la carga oclusal a +45° tiene las siguientes características: (Ver fig.1 en Anexo 4)
 - Se aplica sobre la vertiente externa del modelado de la cúspide vestibular.
 - Se aplica a dos milímetros de la punta de la cúspide vestibular.
 - Se aplica sobre un nodo.
 - El vector de esta carga formará un ángulo de 45° con el eje axial de la pieza modelada.
- S2: Distribución de esfuerzos en una pieza sin presencia de LCNC con aplicación de la carga oclusal para una magnitud de 500N y para una dirección de +45° (como S1) reduciendo el nivel de altura ósea vestibular en un 25%.
- S3: Distribución de esfuerzos en una pieza sin presencia de LCNC con aplicación de la carga oclusal para una magnitud de 500N y para una dirección de +45° (como S1) reduciendo el nivel de altura ósea vestibular en un 50%.
- S4: Distribución de esfuerzos en una pieza con presencia de LCNC con una extensión cervico-oclusal de 0.75mm con nivel de altura ósea normal. La lesión tiene las siguientes dimensiones:
 - Extensión mesiodistal: 4mm.
 - Profundidad: 2mm.

Se empleó las mismas características y magnitud de la carga de S1.

(Ver fig.2 de Anexo 4)

- S5: Distribución de esfuerzos en una pieza con presencia de LCNC con una extensión cervico-oclusal de 0.75mm (las demás dimensiones permanecen como en S4) reduciendo el nivel de altura ósea vestibular en un 25%.

Se empleó las mismas características y magnitud de la carga de S1. (Ver fig.3 de Anexo 4)

- S6: Distribución de esfuerzos en una pieza con presencia de LCNC con una extensión cervico-oclusal de 0.75mm (las demás dimensiones permanecen como en S4) reduciendo el nivel de altura ósea vestibular en un 50%.

Se empleó las mismas características y magnitud de la carga de S1. (Ver fig.3. de Anexo 4)

- S7: Distribución de esfuerzos en una pieza con presencia de LCNC con una extensión cervico-oclusal de 1.5mm con nivel de altura ósea normal (las demás dimensiones permanecen como en S4).

Se empleó las mismas características y magnitud de la carga de S1. (Ver fig.2 de Anexo 4)

- S8: Distribución de esfuerzos en una pieza con presencia de LCNC con una extensión cervico-oclusal de 1.5mm (las demás dimensiones permanecen como en S4) reduciendo el nivel de altura ósea vestibular en un 25%.

Se empleó las mismas características y magnitud de la carga de S1.

- S9: Distribución de esfuerzos en una pieza con presencia LCNC con una extensión cervico-oclusal de 1.5mm (las demás dimensiones permanecen como en S4) reduciendo el nivel de altura ósea vestibular en un 50%.

Se empleó las mismas características y magnitud de la carga de S1. (Ver fig.3 de Anexo 4)

VI.3. Criterios de selección

VI.3.1. Criterios de inclusión

- Construcción digital que cumpla con los parámetros detallados en el Anexo 2 según la bibliografía empleada.³⁵

VI.3.2. Criterios de exclusión

- Construcción digital que no cumpla con los parámetros detallados en el Anexo 2 según la bibliografía empleada.³⁵

VI.4. Operacionalización de variables

VI.4.1. Variable dependiente

Distribución de esfuerzos: Fuerza distribuida sobre la pieza dentaria que operacionalmente se define como la distribución del esfuerzo a nivel cervical luego de recibir una fuerza externa. Es una variable cuantitativa de razón. Se medirá con la escala de Von Mises (MPa).

VI.4.2 Variables independientes: Operacionalización de variables en Anexo 3.

VI.5. Técnicas y procedimientos

VI.5.1. Diseño de la geometría

Se describen en la tabla de Anexo 2.³⁵

VI.5.2 Pre-procesamiento

Los valores del módulo de Young y el Coeficiente de Poisson de los diferentes materiales fueron introducidos al sistema para el procesamiento del análisis. Según Anusavice (1998): a) Módulo de Young, módulo de elasticidad o módulo elástico (E) es la rigidez relativa de un cuerpo que es medida por la porción elástica (reversible) de deformación. Representa la capacidad de recuperación elástica de un material. Para un material isotrópico es la razón entre la tensión por unidad de deformación (ley de Hooke). A su vez se representa por unidades de fuerza divididas por área. Ejemplo: MPa; b) Coeficiente de Poisson (ν) es la relación de la deformación transversal (estiramiento o contracción) con la deformación longitudinal (estiramiento o contracción) del material debido a que para todos los materiales el estiramiento es producido por una fuerza P en dirección de esa fuerza acompañado de una contracción en cualquier dirección trasversal.

Los valores de módulo de Young y el Coeficiente de Poisson se presentan en la siguiente tabla:

Material	Módulo de Young	Coeficiente de Poisson	Referencia
Esmalte	80 GPa	0.30	Ichim et al. (2006)
Dentina	18.6GPa	0.31	Borcic et al. (2005)
Ligamento periodontal	0.012GPa	0.45	Ribeiro (2004)
Hueso cortical	13.7GPa	0.30	Ribeiro (2004)
Hueso esponjoso	1.37GPa	0.30	Ribeiro (2004)

Los materiales utilizados fueron considerados como:

- 1) Elásticos – Recuperan sus dimensiones originales cuando se retira la carga.
- 2) Isotrópicos – En cualquier dirección presentan mismas propiedades.
- 3) Continuos – No presentan espacios vacíos.

VI.5.3 Procesamiento

Después de creado el modelo matemático con el procesamiento numérico, se solucionó computacionalmente el problema con el empleo de elementos finitos. Se obtuvieron los resultados de los campos de deformaciones, desplazamiento y tensiones.

VI.6 Plan de análisis

El análisis del estudio fue descriptivo y analítico del grupo experimental. No se empleó pruebas estadísticas por ser simulaciones en un software. La toma de resultados fue con el mismo criterio para todas las simulaciones siendo la región vestibular la superficie donde se hallaron los valores para el análisis de la distribución de esfuerzos de todos los componentes de los modelos, con excepción de la pulpa dental. Para esto se empleó el programa del MB ruler para la creación de cortes y planillas que sirvieron de referencia en la toma de valores (Anexo 5).

VI.7 Consideraciones éticas

Debido a que se obtuvo el mallado y segmentación de la construcción tridimensional digital de una primera premolar inferior que cumplió con las características anatómicas mencionadas en la bibliografía de referencia³⁶ el presente protocolo de investigación fue presentado al comité de ética internacional de la Universidad Peruana Cayetano Heredia y aceptado por este mismo para su realización.

VI.8. Recursos

Materiales:

Se listan a continuación.

1. Computadora personal Lenovo Procesador Intel Core i7 – 2.90GHz / 16G RAM 64bits.
2. Software de segmentación 3DSlicer.
3. Software CAD FRECAD.
4. Software FEM ANSYS.
5. Máquina de Ensayo Universal.

Humanos:

Los siguientes:

1. Experto en Segmentación: Ing. Eginhardo Navarro Honda (Docente de UPCH)
2. Experto en análisis FEM: Cd. Esp. Daniel Paredes Ruiz (Docente de UPCH)

Económicos: El siguiente estudio tuvo como costo total 2000 soles que fue asumido por el investigador.

Material	Cantidad	Costo unitario	Costo total
Laptop Toshiba personal	01	s/ 2000	s/ 2000
Software de segmentación 3DSlicer	01	Gratuito	Gratuito
Software:CAD/ FRECAD	01	Gratuito	Gratuito
Software FEM ANSYS	01	Gratuito	Gratuito
Máquina de Ensayo U.	01	Gratuito	Gratuito

VII. RESULTADOS

La distribución de esfuerzos (Pa) fue mayor en diente mientras que la menor distribución de esfuerzos (Pa) la presentó el ligamento periodontal.

A. Resultados para diente

A.1. Diente Sin Lesión

A.1.1. Valores Crudos

1. Para las piezas con AO100 y AO75 la distribución de esfuerzos presentó dos niveles de mayor concentración, primero a nivel de UCA+0.25 y luego UCA-1, mientras que ésta encontró sus menores valores en los cortes de UCA-7.5 seguido de UCA-0.25. (Gráfico 1)
2. Para la pieza con AO50 la distribución de esfuerzos presentó un primer nivel de mayor esfuerzo conformado por los cortes UCA-1 y UCA-0.75, el otro pico de esfuerzo correspondió a UCA+0.25. Los menores valores como con AO100 y AO75 se hallaron en los cortes UCA-7.5 y UCA-0.25 (Gráfico 1).

A.1.2. Comparando según Altura Ósea

A.1.2.1 Valores Crudos

La distribución de esfuerzos entre los cortes UCA+0.25 y UCA-4.25 presentó una relación inversamente proporcional con la altura ósea, es decir, se registró mayor concentración de esfuerzos con menor altura ósea, registrándose diferencias notables para AO50 en los cortes UCA-0.75 y UCA-1. En los cortes más extremos, UCA+0.5 y UCA-0.75 se generaron relaciones distintas con diferencias pequeñas entre las simulaciones (Gráfico 1).

A.1.2.2 Diferencia Porcentual (Gráfico 2)

La diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos presentó una relación inversamente proporcional con el nivel de AO que va desde el corte UCA+0.25 y UCA-4.25, teniendo mayores valores porcentuales en UCA-0.75 y UCA-1 para la simulación con AO50 (164.45% y 144.19% respectivamente) y AO75 (32.21% y 32.63% respectivamente). Se registró también cambios porcentuales negativos, es decir, de disminución porcentual con relación a AO100, que presentaron ambas alturas para UCA-7.5 (-13.99% con AO75 y -6.75% con AO50).

A.2. Lesión de 0.75mm (Gráfico 3)

A.2.1 Valores Crudos

1. Para la pieza con AO100 la distribución de esfuerzos presentó un sólo nivel de mayor concentración a nivel del corte de UCA+0.25; se mantuvo uniforme en los siguientes cortes hasta llegar a la menor concentración de esfuerzos que se obtuvo en el corte de UCA-7.5.

2. Para la pieza con AO75 la distribución de esfuerzos presentó dos niveles como picos máximos de concentración a nivel del corte de UCA-1 seguido del corte a nivel de UCA+0.25, mientras que las menores concentraciones de esfuerzos se obtuvieron en los cortes de UCA-7.5 y UCA-0.5.
3. Para la pieza con AO50 la distribución de esfuerzos tuvo como picos máximos de concentración valores a nivel del corte de UCA+0.25; en la región radicular, en vez de un sólo corte de mayor concentración se apreció una región que fue de UCA-0.75 a UCA-4.25. Los menores valores de concentración de esfuerzos se obtuvieron en los cortes UCA-7.5 y UCA-0.25.

A.2.2. Comparando según Altura Ósea

A.2.2.1. Valores Crudos

Se evidenció la mayor concentración de esfuerzos para AO75 en todos los cortes coronales hasta UCA-1 inclusive, seguido de AO50 y AO100; mientras que en los cortes más apicales se generaron relaciones irregulares (Gráfico 3).

A.2.2.2 Diferencia Porcentual (Gráfico 4)

La diferencia porcentual tuvo mayores valores en la simulación de AO75 para los cortes que van desde UCA+0.5 a UCA-1 inclusive, destacando los cortes de UCA-0.75 (60.93%) y UCA-1 (114.06%). En general, los cortes que presentan los mayores valores porcentuales fueron los que se ubican por debajo de UCA teniendo como mayor valor el de UCA-1; surgió para AO50 dos puntos de mayor valor que fueron los ubicados en UCA-1(41.85%) y UCA-4.25 (40.4%). Se registró también cambios porcentuales negativos, es decir, de disminución porcentual con relación a AO100, que presentaron ambas alturas para UCA-7.5 (-33.17% con AO50 y -29.8% con AO75) y sólo AO75 para UCA-4.25 (-20.52%).

A.3. Lesión de 1.5mm

A.3.1 Valores Crudos (Gráfico 5)

1. Para la simulación con AO100 la distribución de esfuerzos tuvo su pico máximo de concentración a nivel del corte de UCA+0.25; decreció constantemente hasta llegar a la menor concentración a nivel del corte de UCA-7.5.
2. Para la simulación con AO75 la distribución de esfuerzos tuvo dos picos máximos de concentración a nivel de los cortes de UCA+0.25 y UCA-1, mientras que los menores se hallaron en los cortes UCA-7.5 y UCA-0.5.
3. Para la simulación con AO50 la distribución de esfuerzos presentó el mismo patrón que en AO75 para los picos de mayor concentración, mientras que los menores se hallaron en los cortes de UCA-7.5 y UCA-0.25.

A.3.2 Comparando según Altura Ósea

A.3.2.1 Valores Crudos

Se presentó un similar patrón que en la simulación de la pieza con L1, con primacía de AO75 a excepción del corte UCA-1 y UCA-4.25 en la que AO50 presentó la mayor concentración de esfuerzos (Gráfico 5).

A.3.2.2 Diferenciación Porcentual (Gráfico 6)

La simulación con AO75 fue la que presentó mayor diferencia porcentual en los cortes arriba de UCA-0.75 inclusive, teniendo en general AO75 como picos los cortes de UCA+0.25 (21.42%) y UCA-1 (41.9%). Se evidenció una mayor y más puntual concentración de esfuerzos para AO50 en los cortes UCA-1 y UCA-4.25, 52.2% y 15.83% respectivamente; en el resto de cortes, AO50 mostró una tendencia importante a disminución porcentual. Se registró también cambios porcentuales negativos, es decir, de disminución porcentual con relación a AO100, que presentó ambas alturas para UCA-7.5 (-29.3% con AO50 y -18.31% con AO75) y sólo AO75 para UCA-4.25 (-11.21%)

A.4. Comparando Según Presencia de Lesión

- La distribución de esfuerzos en las simulaciones con altura ósea normal (AO100) con respecto a la presencia de lesión y su extensión cérvico-oclusal, encontró una relación directamente proporcional entre el mayor nivel de esfuerzo y la mayor extensión de la lesión. Se apreció también que los picos de concentración de esfuerzo siguen un patrón:
 - Los mayores valores de esfuerzo se registraron en los cortes que incluyen esmalte, es decir por encima de UCA, presentando mayor valor en la mayor proximidad a UCA. Este patrón fue común para los tres tipos de lesión, siempre con mayor esfuerzo para la lesión de mayor extensión.
 - Por debajo de UCA hubo una caída en el nivel de esfuerzo que para sin lesión encuentra un nuevo pico en el plano UCA-1, es decir, a nivel de cresta ósea. Para los casos de L1 y L2, se apreció que el nuevo pico se sostuvo por varios planos, entre UCA-0.25 y UCA-1.
- En la simulación con AO75 (Gráfico 8) la distribución de esfuerzos siguió como para el Gráfico 7 una relación directamente proporcional con la extensión de la lesión, con la diferencia que en planos más inferiores es menos notoria. Se evidenció, como en la descripción del ítem anterior, que hubo picos mayores a nivel de esmalte, destacando UCA+0.25, bajando luego en planos más inferiores hasta encontrar un nuevo pico en UCA-1.
- En las simulaciones con AO50 (Gráfico 9) se registró la tendencia del Gráfico 7 con una relación directamente proporcional, aún menos notoria que la registrada por el

Gráfico 8, con irregularidad desde UCA-0.75 hacia planos inferiores. Los mayores picos, tendieron a ser próximos a cresta ósea (UCA-1), presentando además, un pico a nivel superior en UCA+0.25, como en las descripciones anteriores.

A.4.1 Diferencia Porcentual (Gráfico 10)

Se registró un patrón diferenciado según altura ósea:

- Para AO100 y AO75 se apreció un patrón relativo al cambio proporcional en relación a sin lesión, evidenciándose un mayor cambio con mayor extensión de la lesión y menor altura ósea (AO75).
- Para AO50 se invirtió el esquema anterior evidenciando que el cambio proporcional no siguió un patrón lineal sino más bien, cayó dramáticamente para AO50, siendo para muchos planos más bien de tipo reducción, especialmente en UCA-0.75 y UCA-1.

B. Resultados para Hueso alveolar.

B.1 Sin lesión, Lesión 0.75 y Lesión de 1.5.

B.1.1 Valores Crudos

Para las tres AO y las tres lesiones, la distribución de esfuerzos se orientó en sentido apical, es decir, con menor altura ósea se presentó mayor nivel de esfuerzo. Se registró en el corte de UCA-1 los mayores valores de concentración, mientras que los menores se hallaron en el corte de UCA-7.5 (Gráfico 11).

B.1.2. Comparando según Altura Ósea

B.1.2.1. Valores Crudos

Para los tres tipos de lesión, en hueso la distribución de esfuerzos tuvo una relación inversamente proporcional con la AO, dicha relación es menos evidente en el corte de UCA-7.5, pero AO50 mantuvo siempre una diferencia con las otras alturas (Gráfico 11).

B.1.2.2 Diferencia Porcentual (Gráfico 12)

1. Se apreció un aumento para todas las comparaciones porcentuales con AO100, siendo mayores las de AO50 con los tres tipos de lesión y los tres cortes.
2. El mayor aumento porcentual lo presentó AO50 con UCA-4.25, teniendo 790.97% con SL, 579.39% con L1 y 1096.87% con L2.
3. El menor cambio porcentual, más bien disminución, lo presentó AO75 con UCA-7.5, teniendo -2.54% con SL, -10.09% con L1 y -7.87% con L2.

B.2 Comparando según presencia de Lesión (Gráfico 11)

La mayor distribución de esfuerzos en todos los cortes a diferentes AO, comparando la presencia de lesión se obtuvo en la pieza con lesión de 1.5mm, con excepción del corte UCA-4.25 para AO100 en el que la pieza con L1 obtuvo la mayor concentración de esfuerzos.

C. Resultados para Ligamento Periodontal

C.1 Sin lesión, Lesión 0.75 y Lesión de 1.5.

C.1.1 Valores Crudos (Gráfico 13)

- a. Para los tres tipos de lesión, en ligamento periodontal se registró menor distribución de esfuerzos según el plano de registro sea más inferior, es decir, se presentó mayor magnitud en UCA-1, luego UCA-4.25 y finalmente UCA-7.5.
- b. Para UCA.1 y UCA-4.25 los esfuerzos registrados fueron tensionales (positivos) para los tres tipos de lesiones y alturas óseas.

Para UCA-7.5 los esfuerzos fueron compresivos (negativos) para todos, excepto para SL en AO100.

C.2. Comparando según Altura Ósea

C.2.1 Valores Crudos

1. Corte UCA-1

- a. Se evidenció una relación directamente proporcional a la altura ósea, es decir, hay mayor nivel de esfuerzo en AO100, luego AO75 y finalmente AO50.
- b. La única objeción al patrón anterior lo presenta L1 para AO75 que registró el menor valor para dicho tipo de lesión.

1. Corte UCA-4.25.

- a. En este corte se siguió un patrón muy regular para sin lesión y ambos tipos de lesiones, es decir, con pequeñas diferencias entre las tres alturas óseas. A pesar de las pequeñas diferencias también se apreciaron patrones regulares, pues si se describió de mayor a menor nivel de esfuerzo, se encontró primero a AO100, luego a AO50 y finalmente a AO75.

2. Corte UCA-7.5.

- a. En este corte, como en el anterior, se siguió un patrón muy regular para sin lesión y ambos tipos de lesiones, encontrándose que la magnitud del nivel de esfuerzo fue directamente proporcional a la altura ósea, es decir, hay mayor nivel de esfuerzo en AO100, luego AO75 y finalmente AO50.
- b. La única objeción al patrón anterior lo presentó L2 para AO50, el cual fue el mayor valor (menos negativo) para dicho tipo de lesión.

C.2.2. Diferencia Porcentual (Gráfico 14)

- a. La diferencia porcentual con respecto a las simulaciones con una AO100 fue negativa en casi todos los cortes tanto para el diente sin lesión y con lesiones de

0.75mm y 1.5mm variando la altura ósea en un 75% y 50%. El único corte con diferencia positiva fue UCA-7.5 con 50% (23.11%).

- b. El corte UCA-7.5 fue el que tuvo la mayor disminución porcentual; primero el diente sin lesión (-215.50% con AO75 y -293.09 con AO50) seguido del diente con lesión de 0-75mm (-55. % con AO75 y -166.89% con AO50). En el caso del diente con lesión de 1.5mm el corte de UCA-7.5 mostró un valor positivo (23.32%) en AO50 con respecto al diente con altura ósea normal mientras que en AO75 fue negativo (-59.51%).
- c. El corte UCA-4.25 presentó un patrón regular de disminución para los tres tipos de lesión, con menor disminución para AO75.
- d. El corte UCA-1 presentó también un patrón regular de disminución para los tres tipos de lesión, con mayor disminución para AO50 en SL y L2, mientras que esto se invirtió para L1 con menor disminución para AO75.

C.3. Comparando según presencia de Lesión (Gráfico 13)

Para la descripción de la distribución de esfuerzos comparando la presencia de lesión se tuvo que ver los valores para L1 y L2 con respecto a la pieza simulada sin lesión.

- L2:
 - Registró para UCA-1 y UCA-4.25 incrementos en las tres alturas cuando se compara con SL, estos incrementos van siendo menores a medida que disminuye la altura ósea, es decir, son directamente proporcionales a la misma.
 - Para UCA-7.5 se evidenció un patrón regular de disminución porcentual con respecto a SL para las tres alturas óseas.
- L1: Se apreciaron resultados que para LP presentan un patrón diferente según altura ósea:
 - Para UCA-1 y UCA-4.25 se apreció un patrón de aumento para AO100 y AO50, mientras que para AO75 disminuye.
 - En UCA-7.5 se registró disminución con AO100 y aumento para AO75 y AO50.

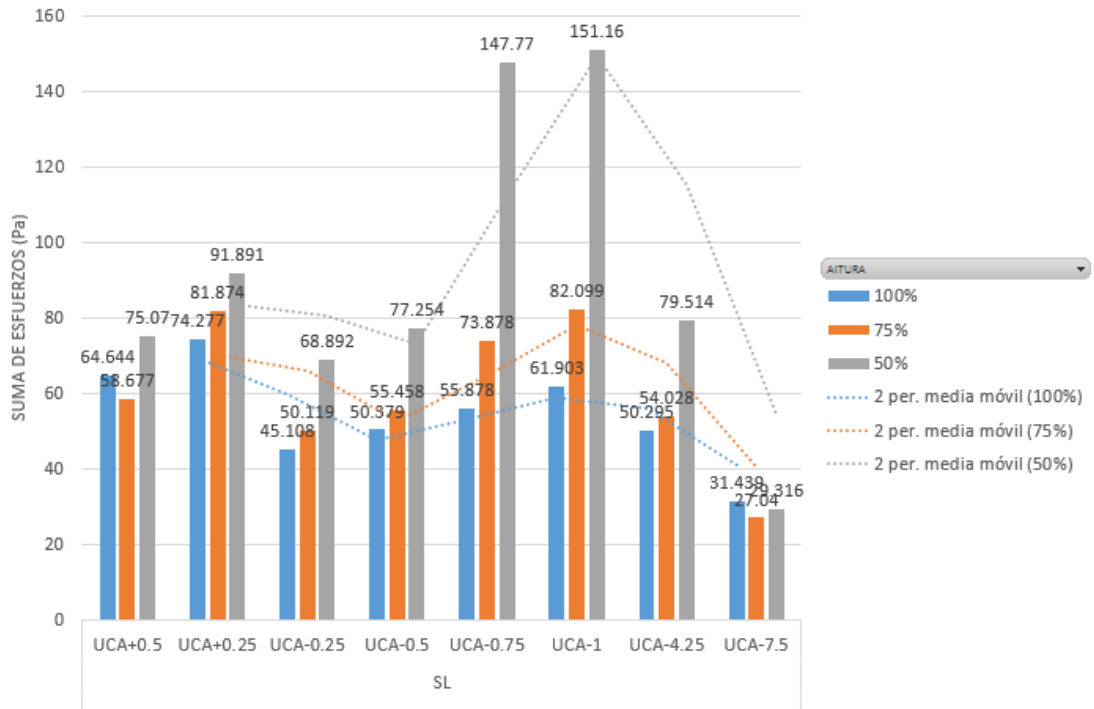


Gráfico 1. Valores crudos de la distribución de esfuerzos en diente con ausencia de lesión cervical variando el nivel de altura ósea en AO100, AO75 y AO50.

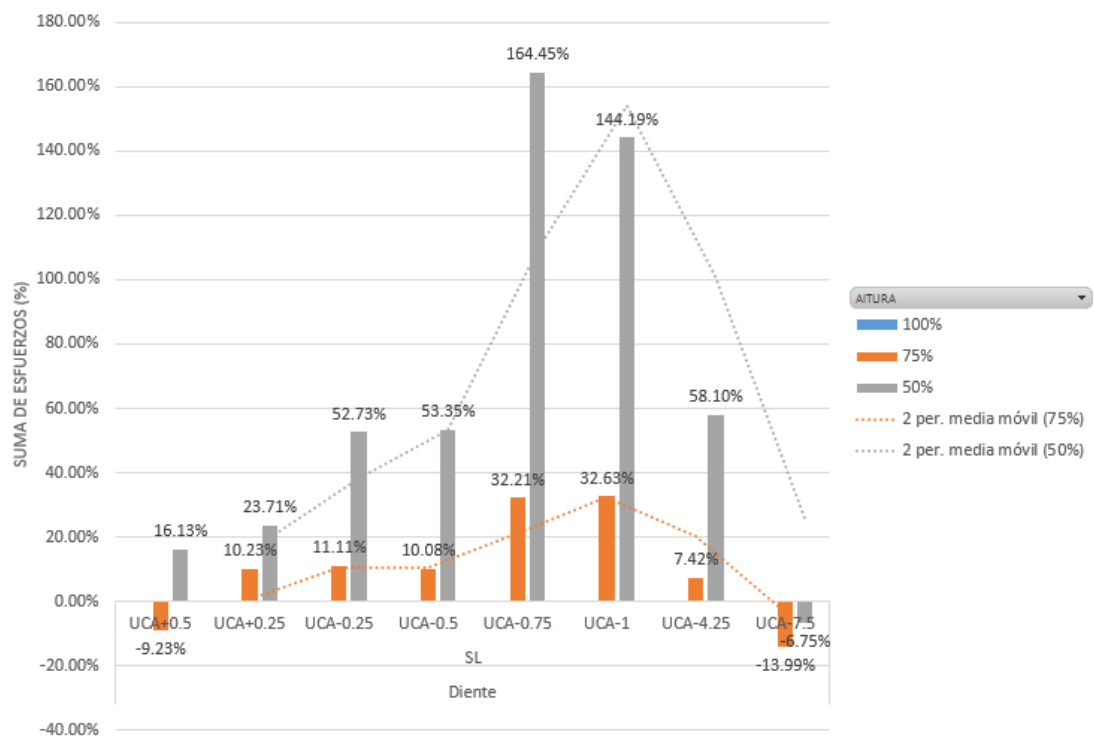


Gráfico 2. Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos en diente con ausencia de lesión cervical variando la altura ósea tomando como referencia AO100.

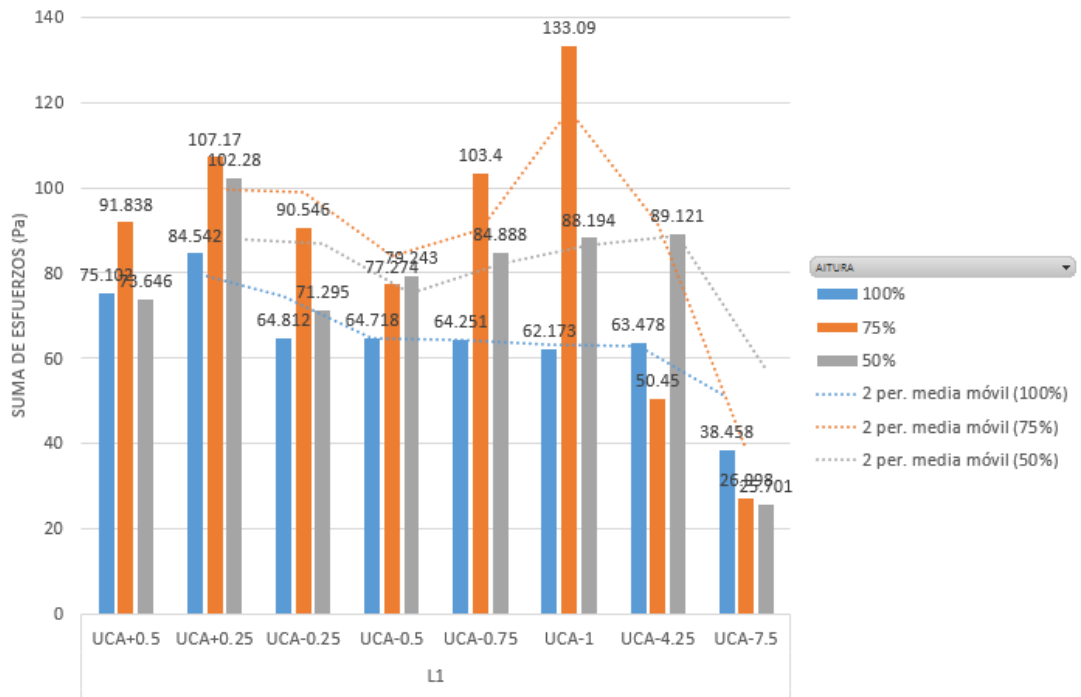


Gráfico 3. Valores crudos de la distribución de esfuerzos en diente con L1 variando el nivel de altura ósea en AO100, AO75 y AO50.

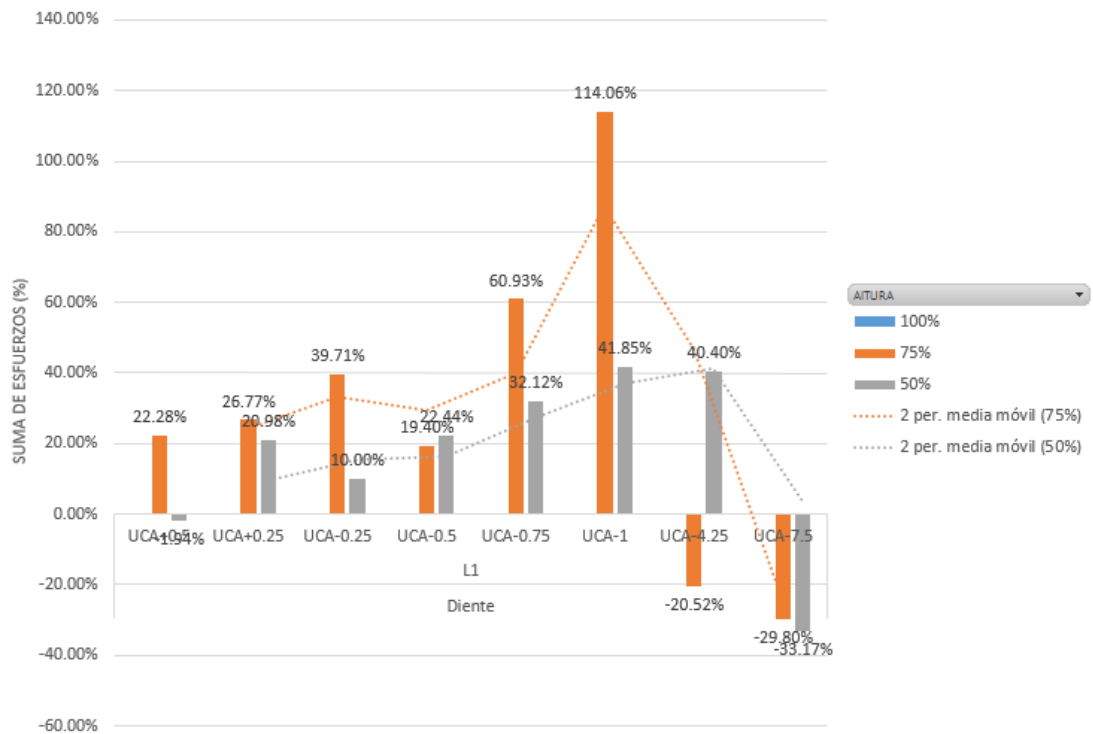


Gráfico 4. Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos en diente con L1 según la altura ósea tomando como referencia AO100.

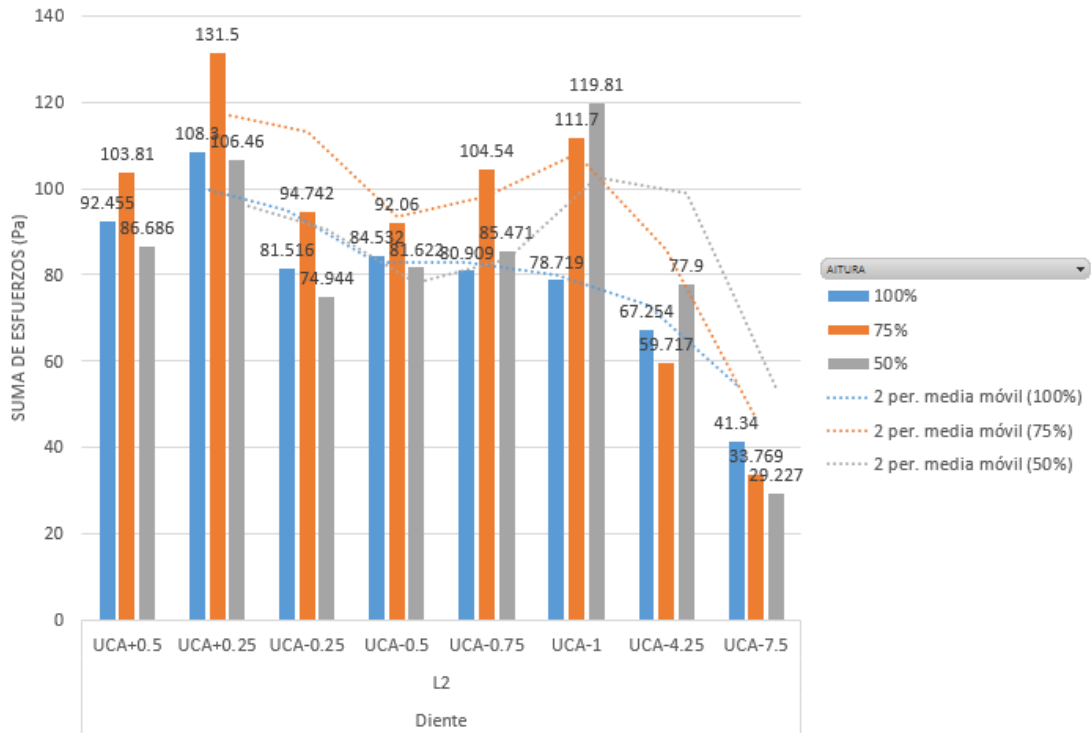


Gráfico 5. Valores crudos de la distribución de esfuerzos en diente con L2 variando el nivel de altura ósea en AO100, AO75 y AO50.

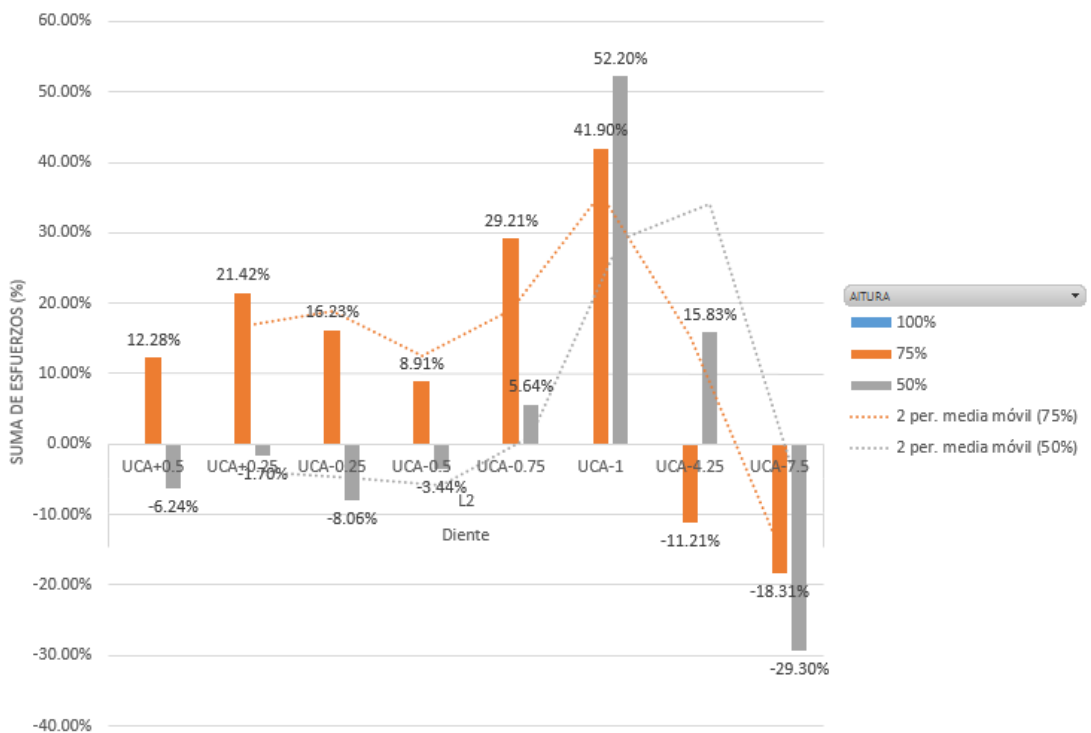


Gráfico 6. Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos en diente con L2 según la altura ósea tomando como referencia AO100.

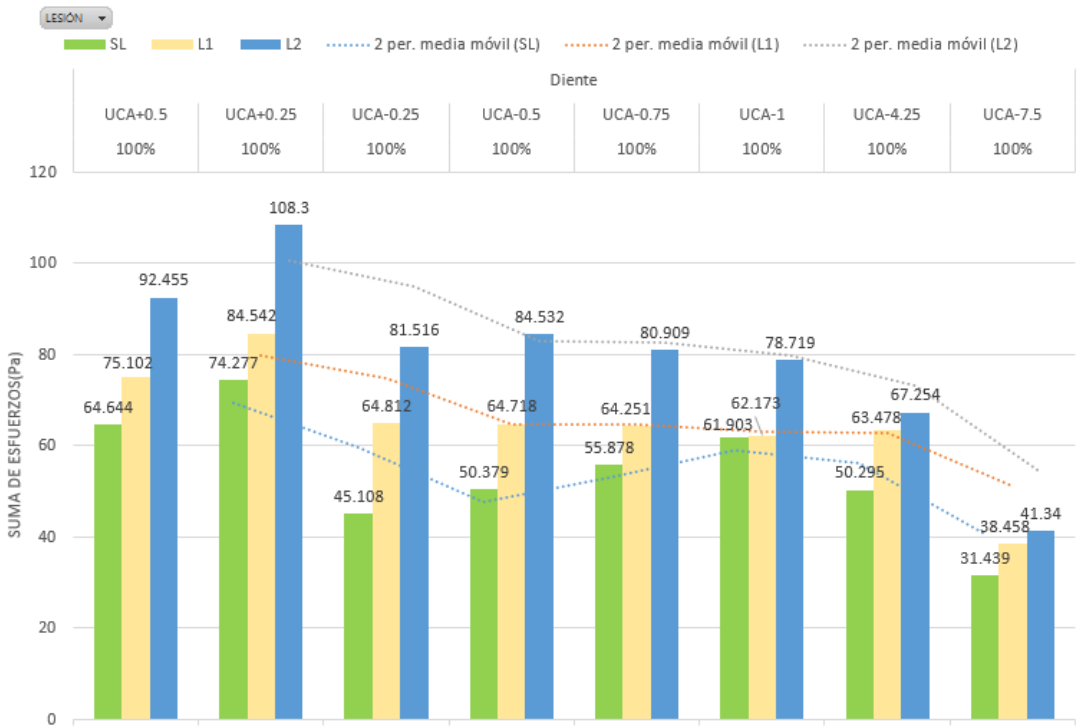


Gráfico 7. Valores crudos de distribución de esfuerzos en diente con AO100 comparando la ausencia de lesión cervical y presencia de lesión en condiciones de L1 y L2.

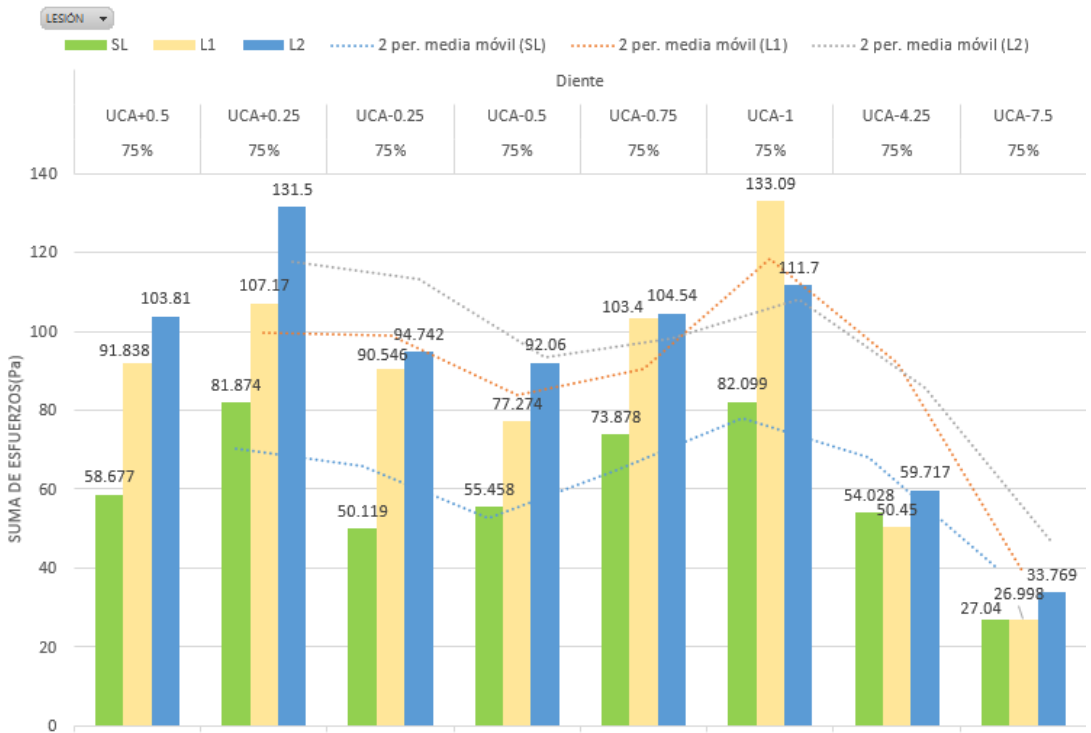


Gráfico 8. Valores crudos de distribución de esfuerzos en diente con AO75 comparando la ausencia de lesión cervical y presencia de lesión en condiciones de L1 y L2.

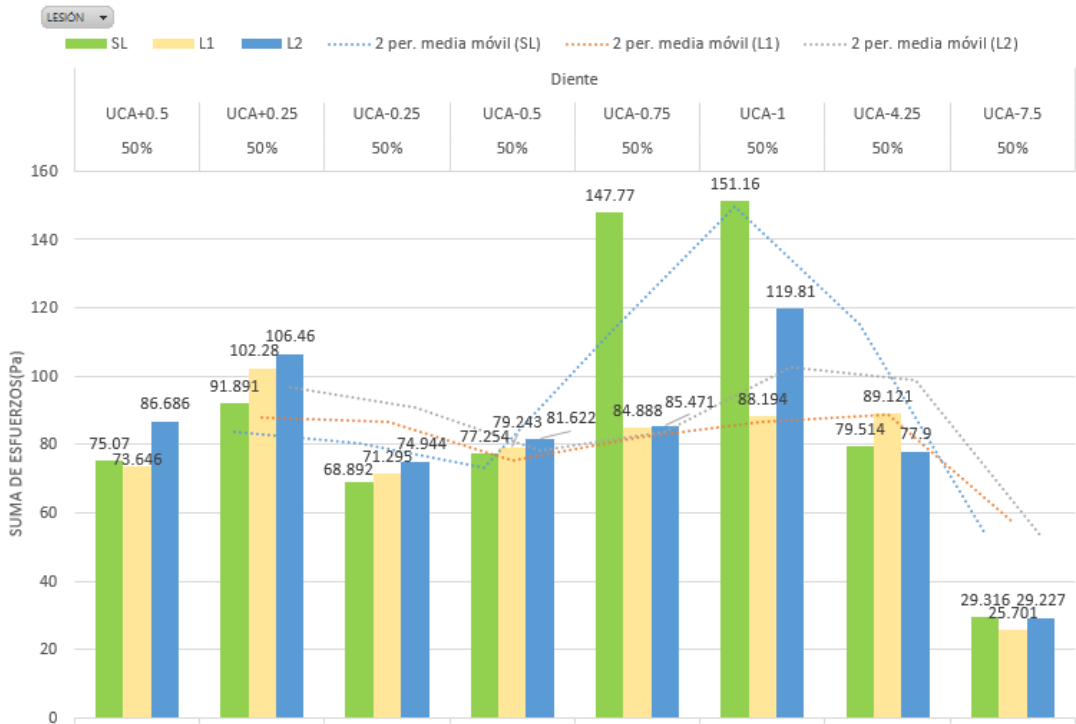


Gráfico 9. Valores crudos de distribución de esfuerzos en diente con AO50 comparando la ausencia de lesión cervical y presencia de lesión en condiciones de L1 y L2.

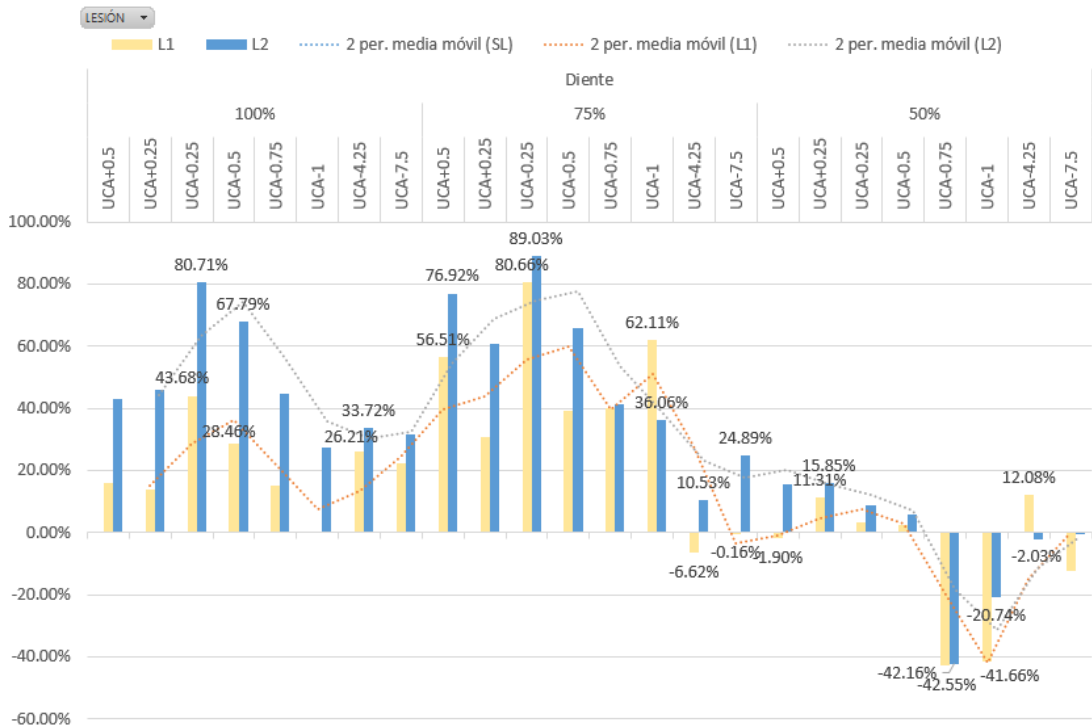


Gráfico 10. Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos en diente con respecto a pieza sin lesión en las tres AO variando la extensión de la lesión en 0.75mm y 1.5mm

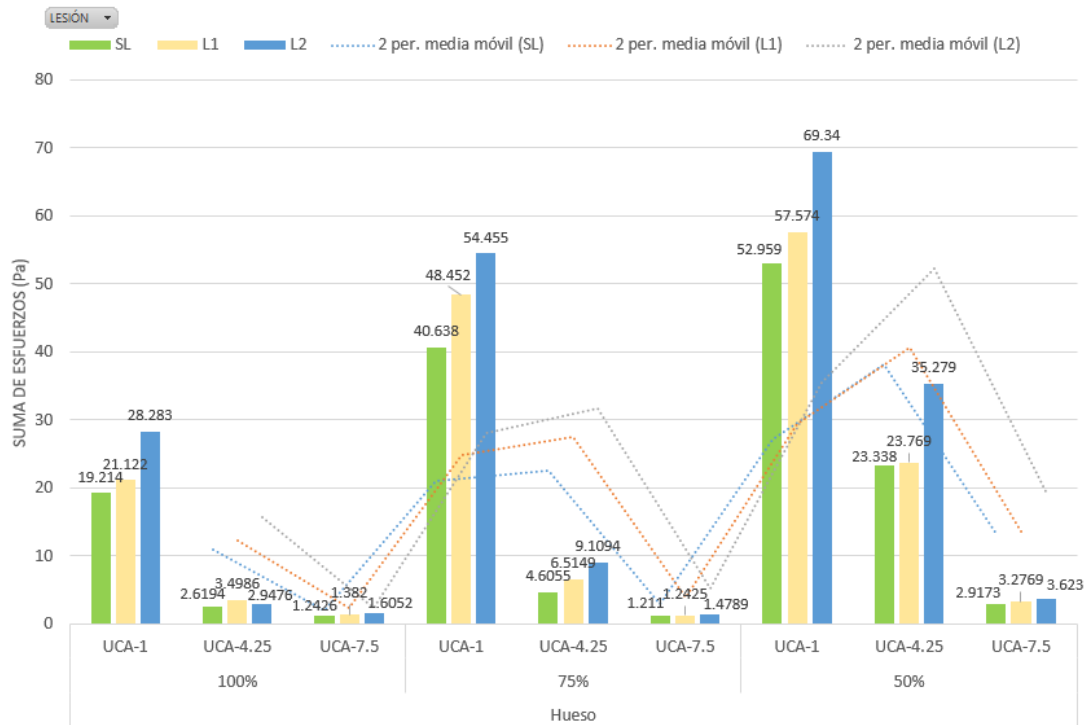


Gráfico 11. Valores crudos de distribución de esfuerzos en Hueso alveolar a diferentes alturas óseas, con la ausencia y presencia de lesión (L1 y L2).

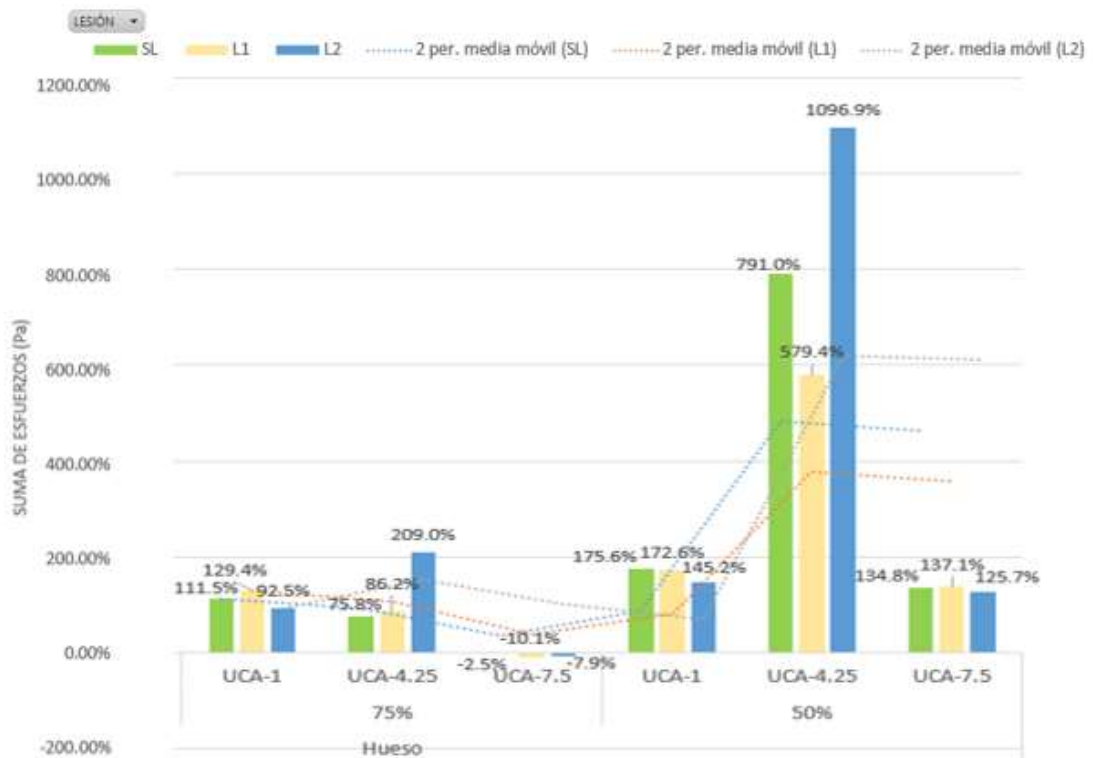


Gráfico 12. Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos en hueso alveolar con respecto a AO100 variando la altura ósea en 75% y 50%, en diente sin lesión y con lesiones de 0.75mm y 1.5mm.

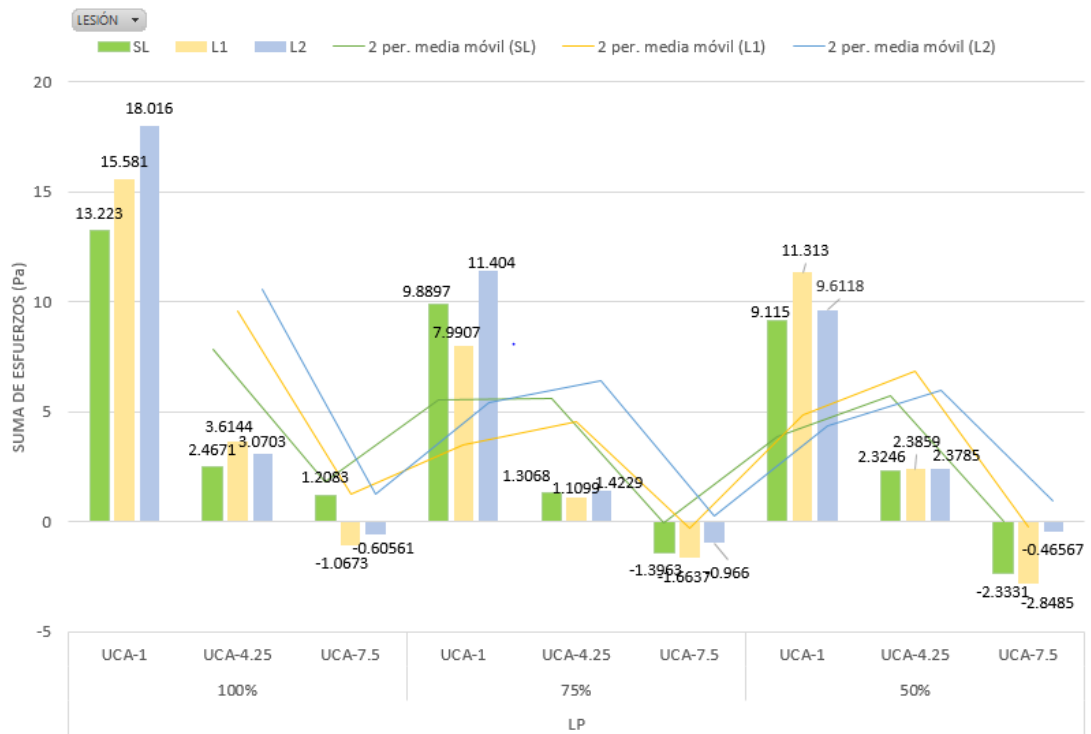


Gráfico 13. Valores crudos de distribución de esfuerzos en Ligamento periodontal a diferentes alturas óseas, con la ausencia y presencia de lesión (L1 y L2)

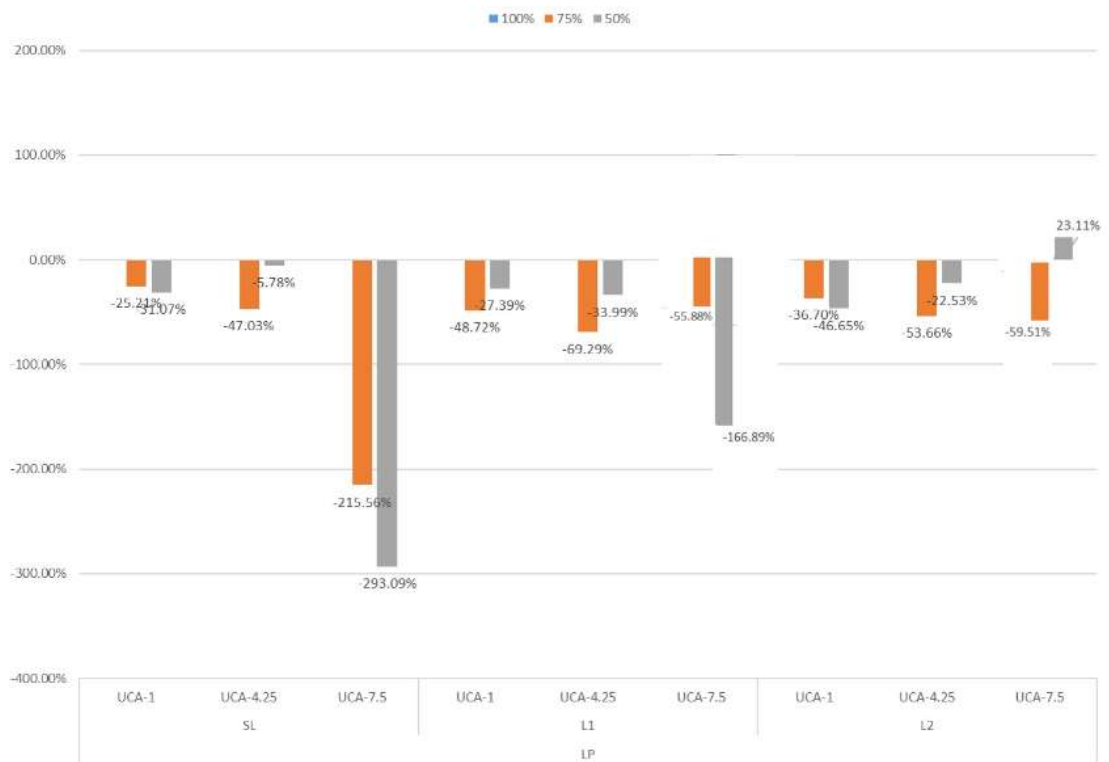
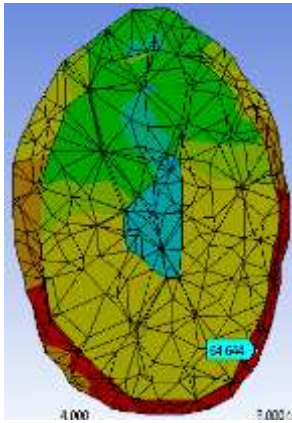
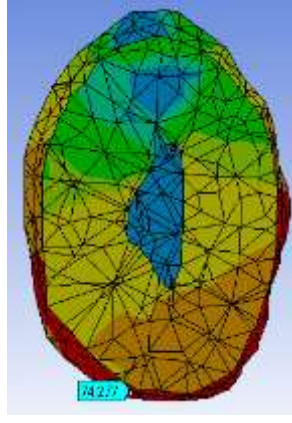


Gráfico 14. Diferencia porcentual de la distribución de esfuerzos en ligamento periodontal con respecto a AO100 variando la altura ósea en 75% y 50%, en diente sin lesión y con lesiones de 0.75mm y 1.5mm

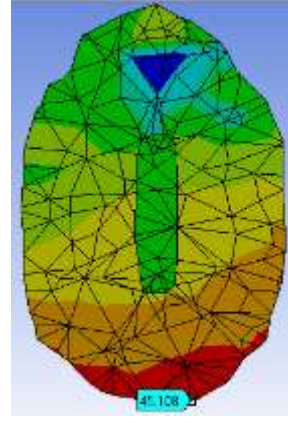
UCA+0.5



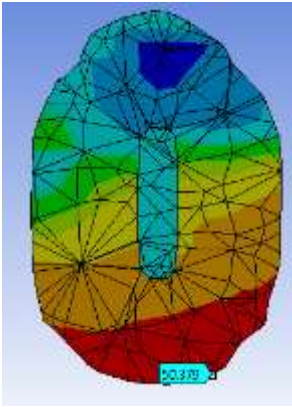
UCA+0.25



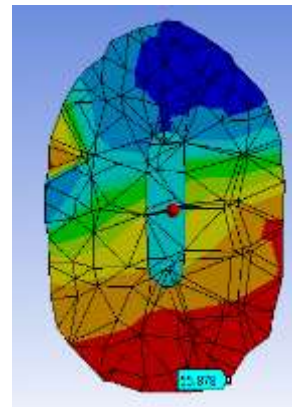
UCA-0.25



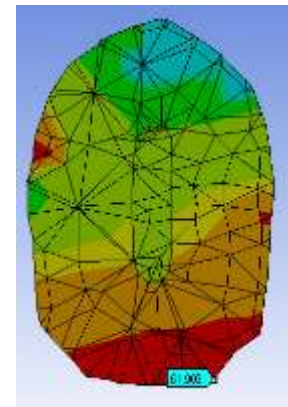
UCA-0.5



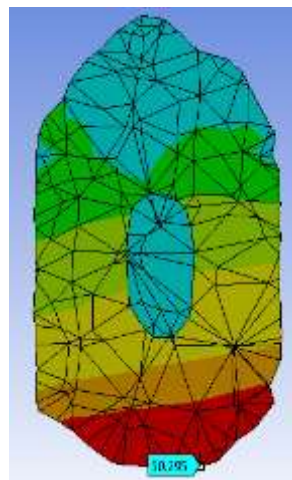
UCA-0.75



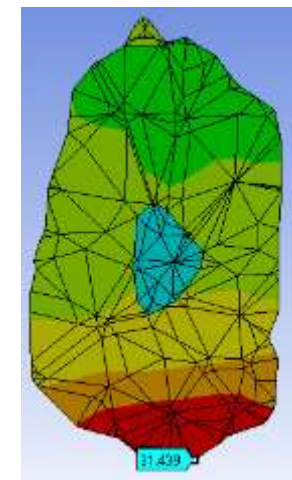
UCA-1



UCA-4.25



UCA-7.5

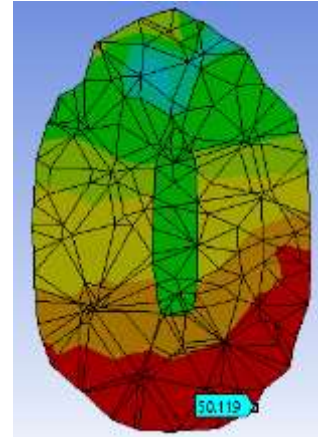
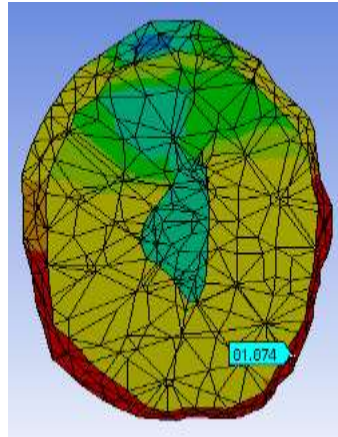
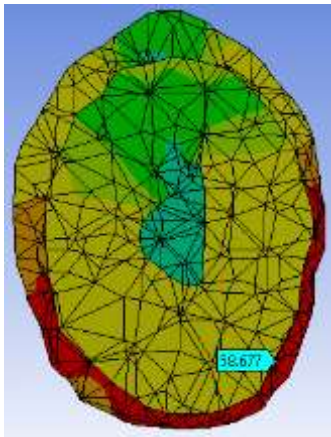


CORTES: SL-AO100

UCA+0.5

UCA+0.25

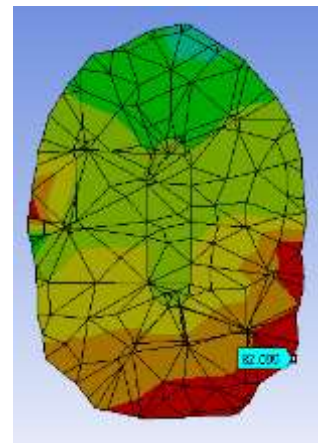
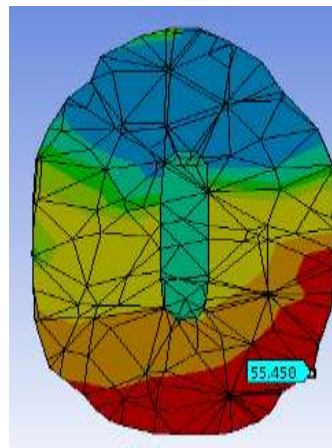
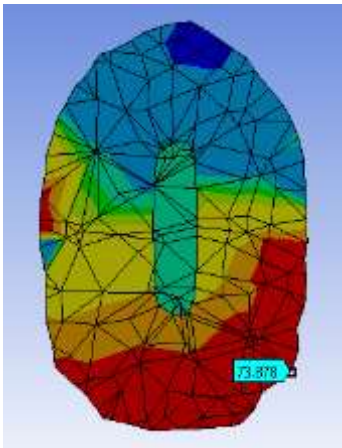
UCA-0.25



UCA-0.5

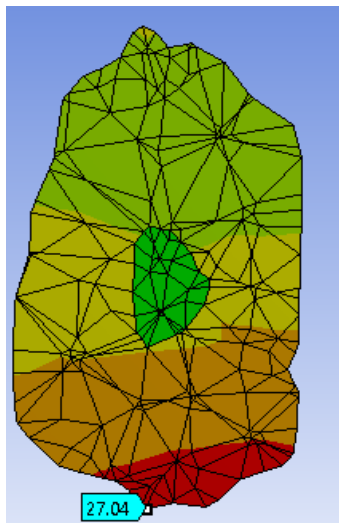
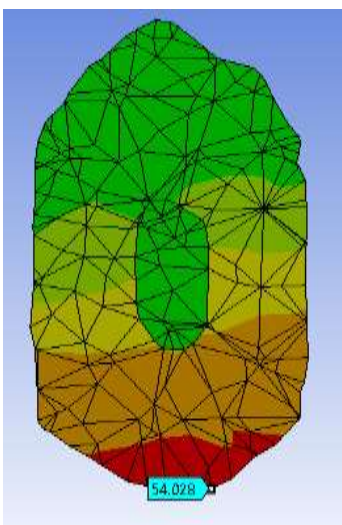
UCA-0.75

UCA-1



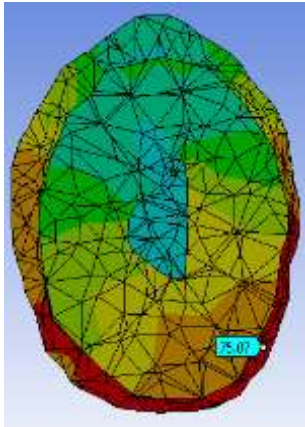
UCA-4.25

UCA-7.5

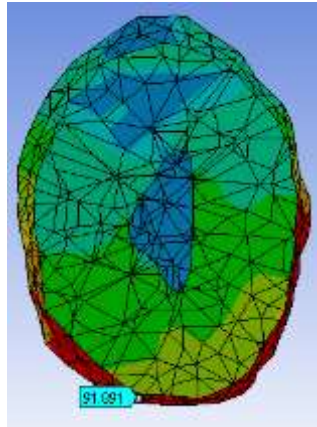


CORTES: SL-A075

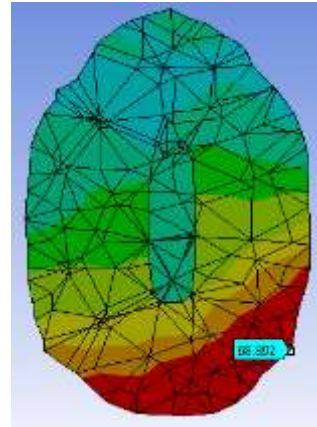
UCA+0.5



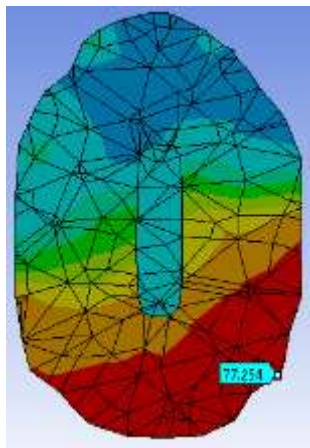
UCA+0.25



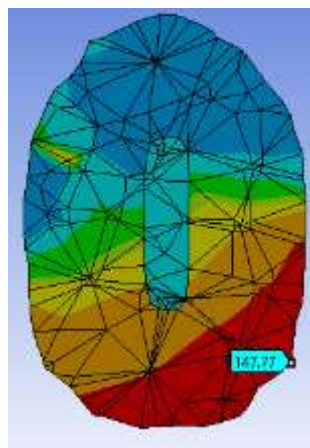
UCA-0.25



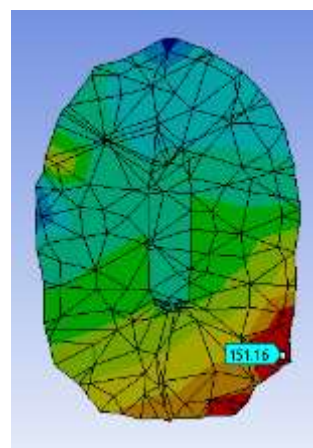
UCA-0.5



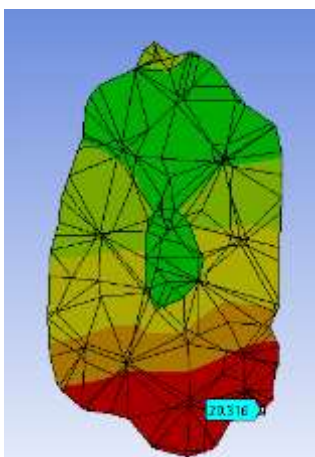
UCA-0.75



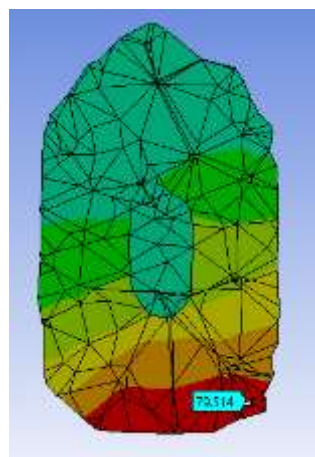
UCA-1



UCA-4.25

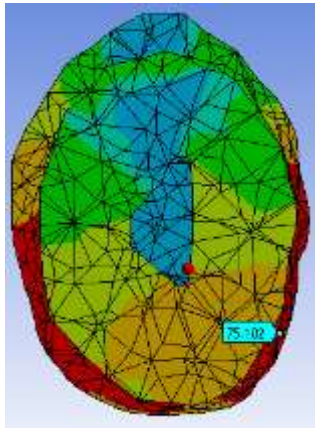


UCA-7.5

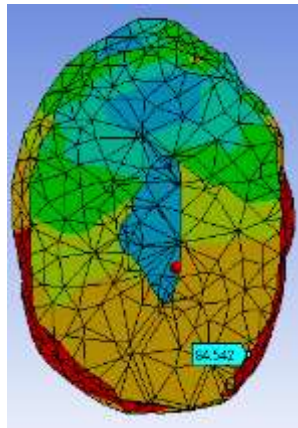


CORTES: SL-AO50

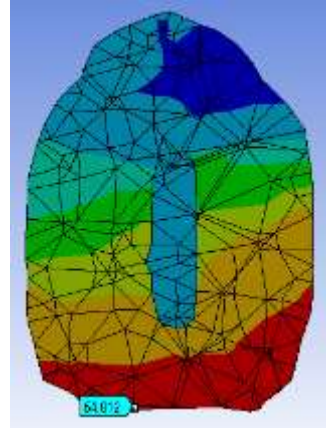
UCA+0.5



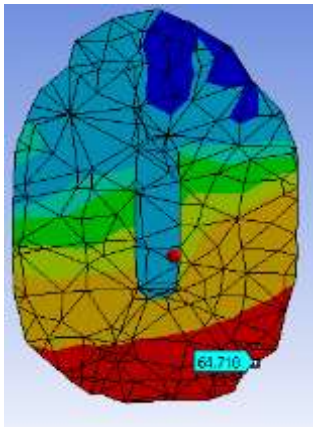
UCA+0.25



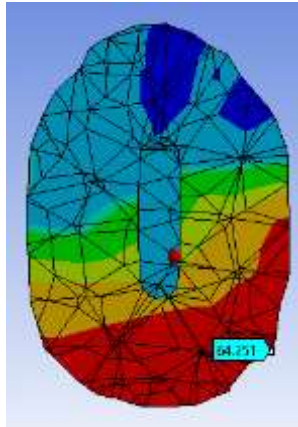
UCA-0.25



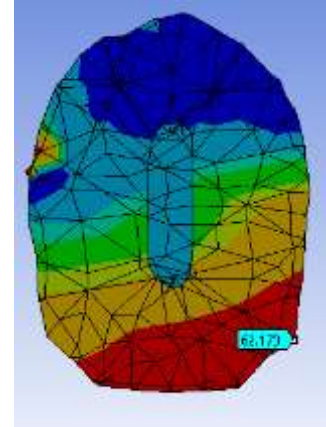
UCA-0.5



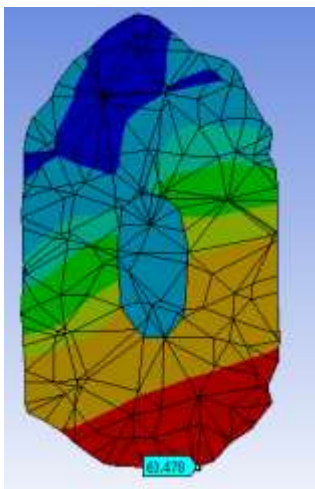
UCA-0.75



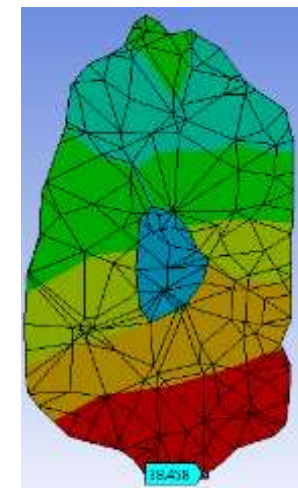
UCA-1



UCA-4.25

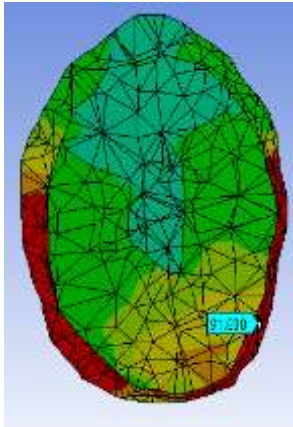


UCA-7.5

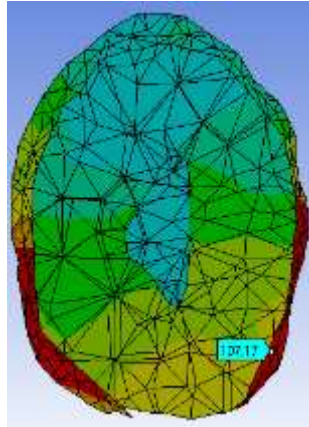


CORTES: L1-AO100

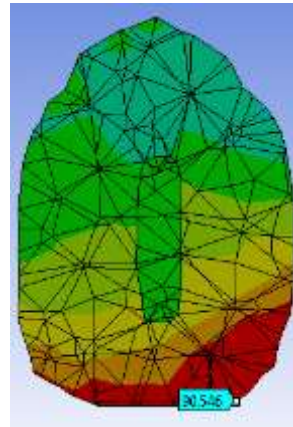
UCA+0.5



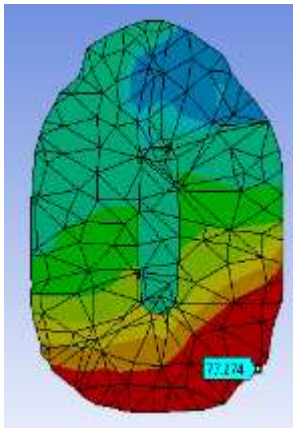
UCA+0.25



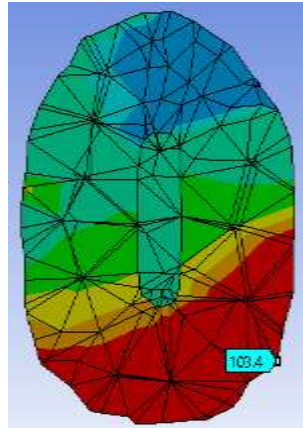
UCA-0.25



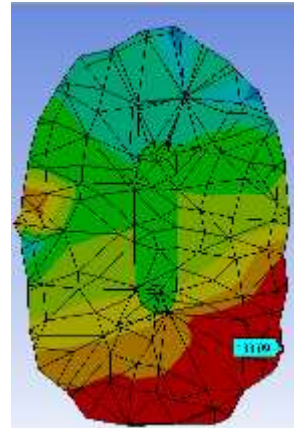
UCA-0.5



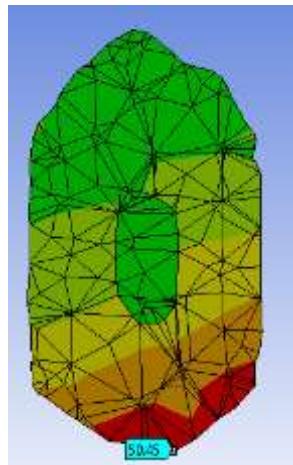
UCA-0.75



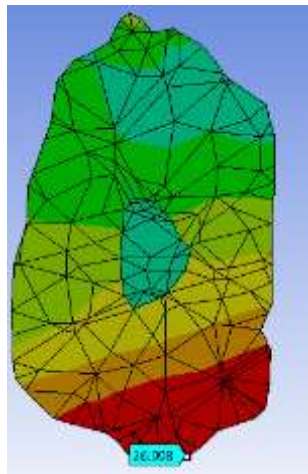
UCA-1



UCA-4.25



UCA-7.5

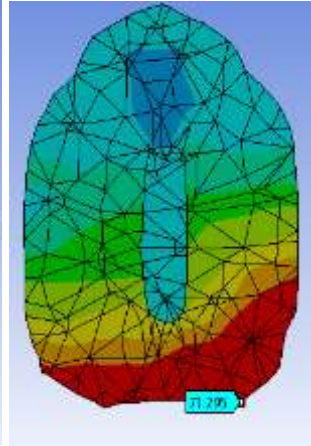
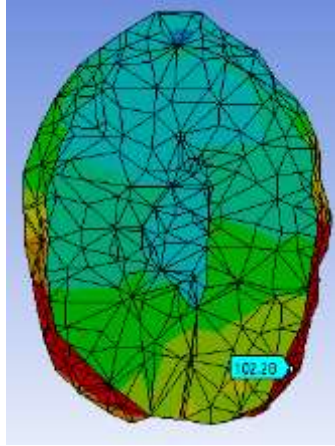
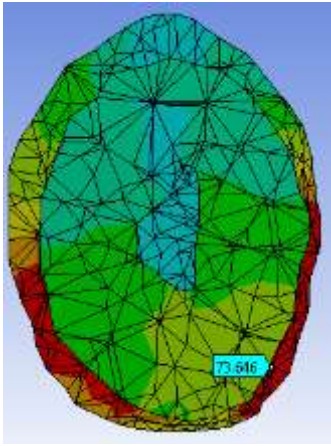


CORTES: L1-AO75

UCA+0.5

UCA+0.25

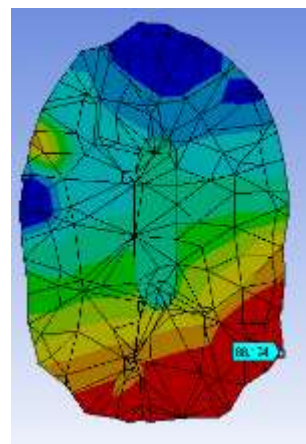
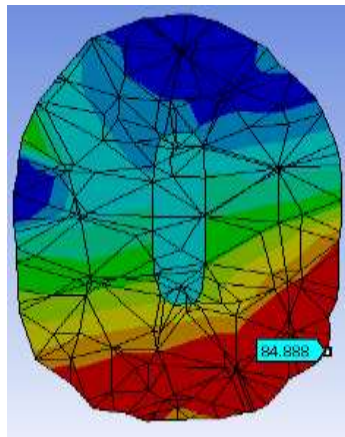
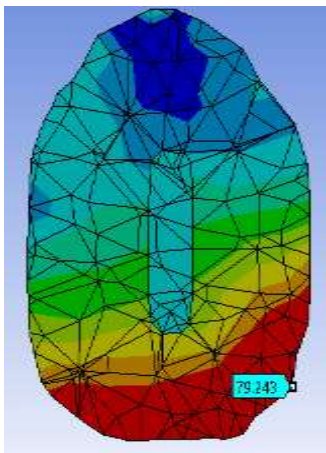
UCA-0.25



UCA-0.5

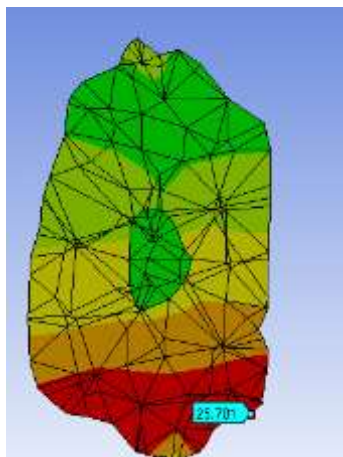
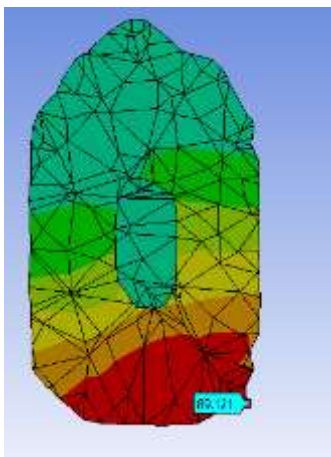
UCA-0.75

UCA-1



UCA-4.25

UCA-7.5

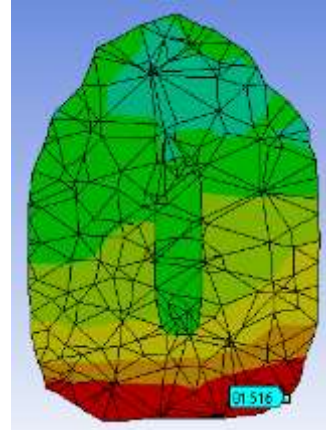
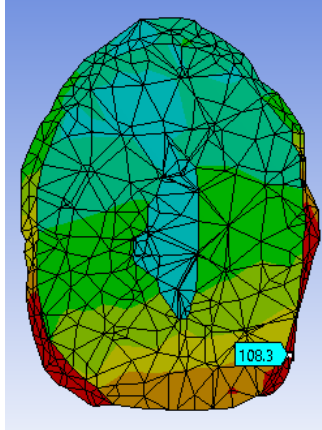
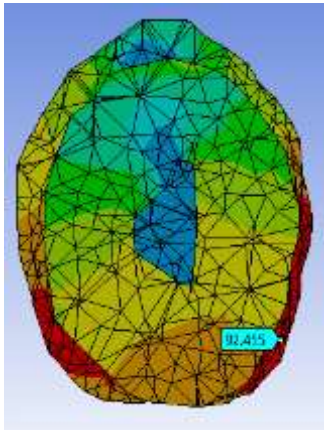


CORTES: L1-AO50

UCA+0.5

UCA+0.25

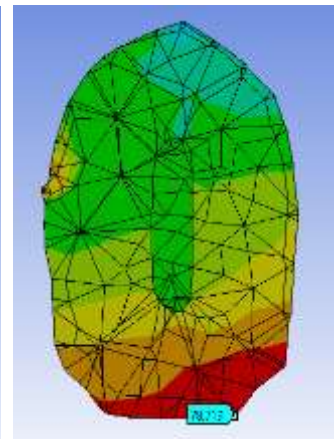
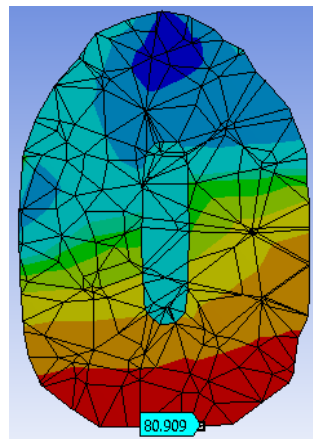
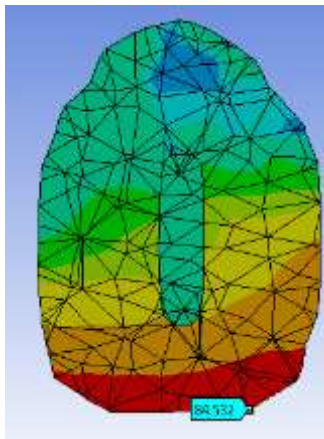
UCA-0.25



UCA-0.5

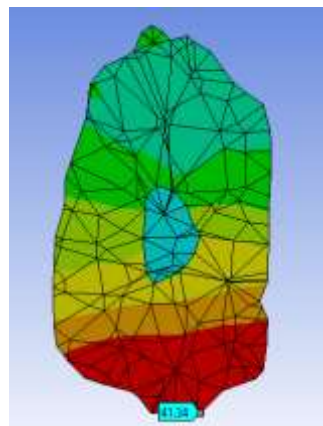
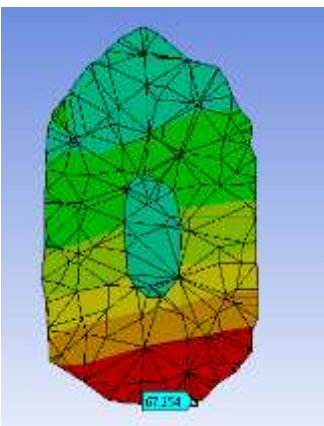
UCA-0.75

UCA-1



UCA-4.25

UCA-7.5

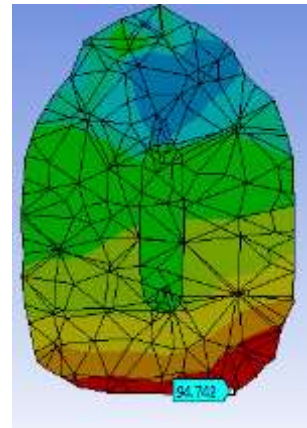
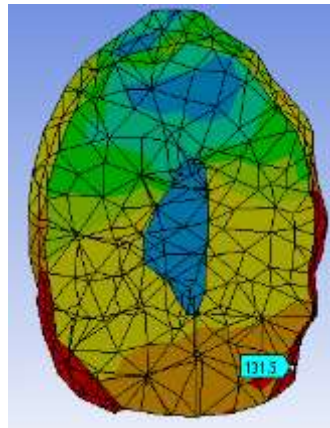
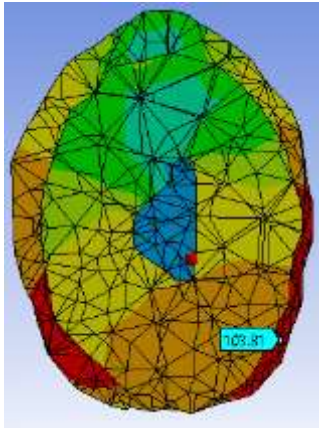


CORTES: L2-AO100

UCA+0.5

UCA+0.25

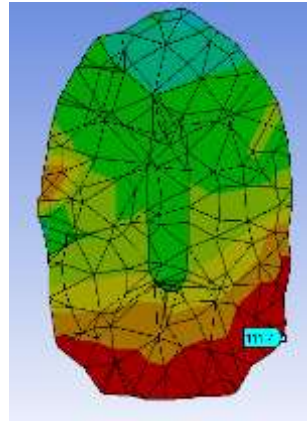
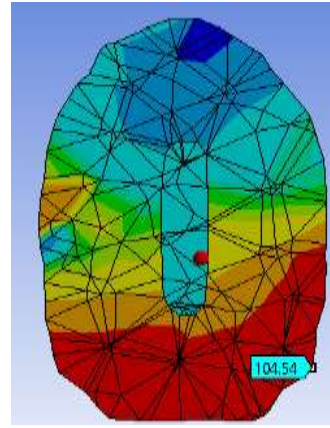
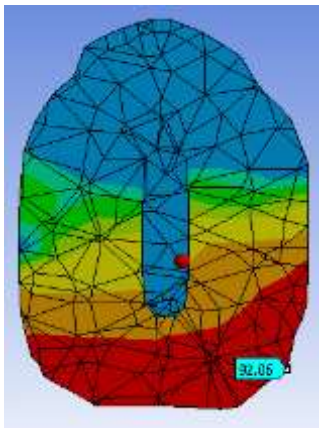
UCA-0.25



UCA-0.5

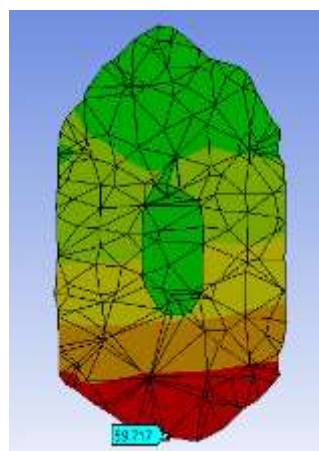
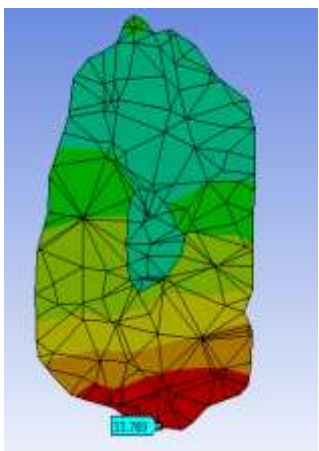
UCA-0.75

UCA-1



UCA-4.25

UCA-7.5

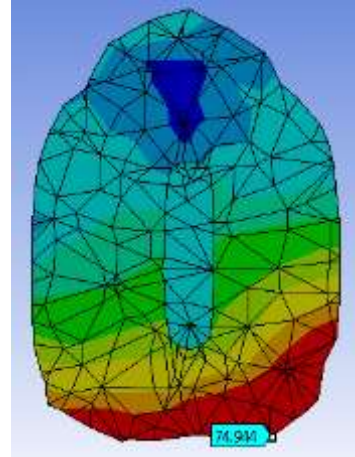
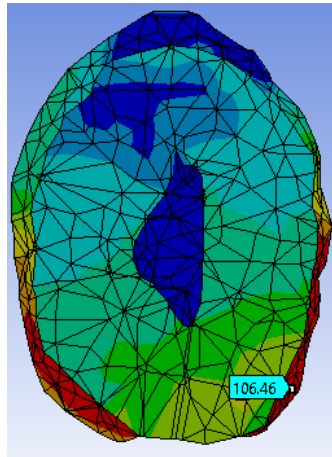
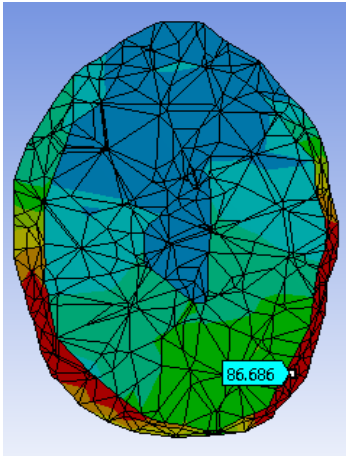


CORTES: L2-AO75

UCA+0.5

UCA+0.25

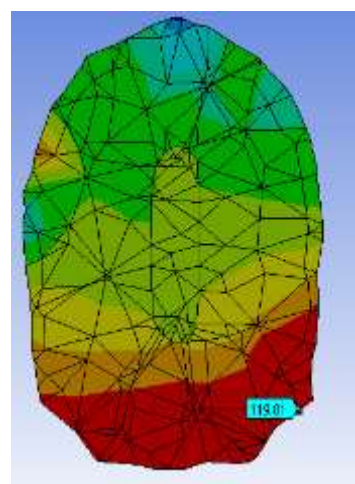
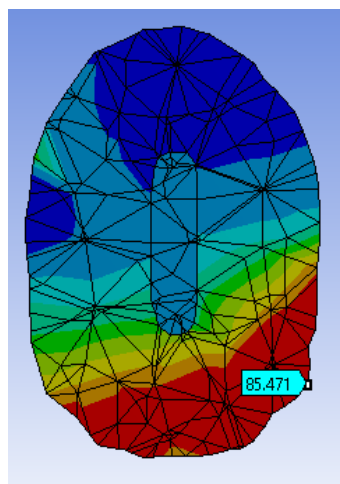
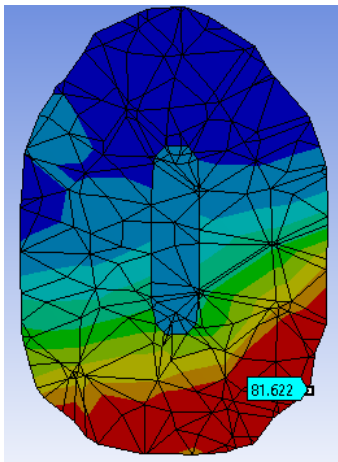
UCA-0.25



UCA-0.5

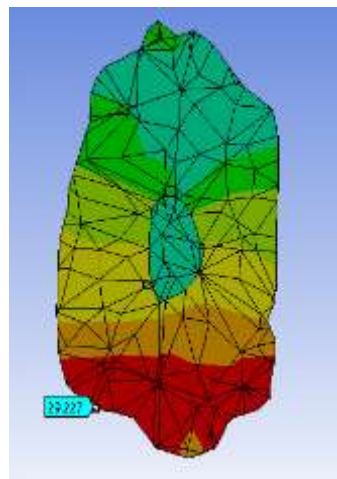
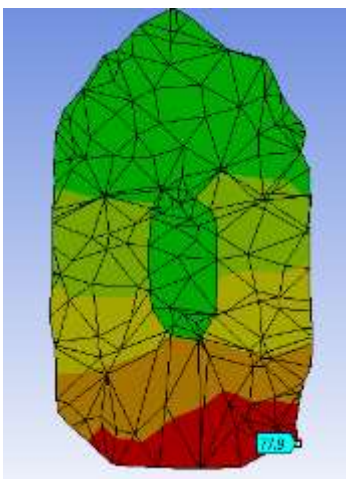
UCA-0.75

UCA-1



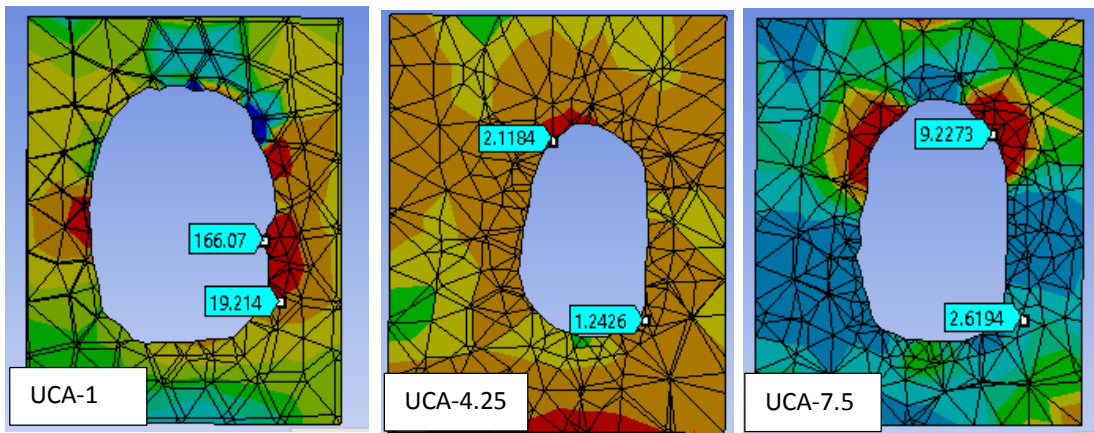
UCA-4.25

UCA-7.5

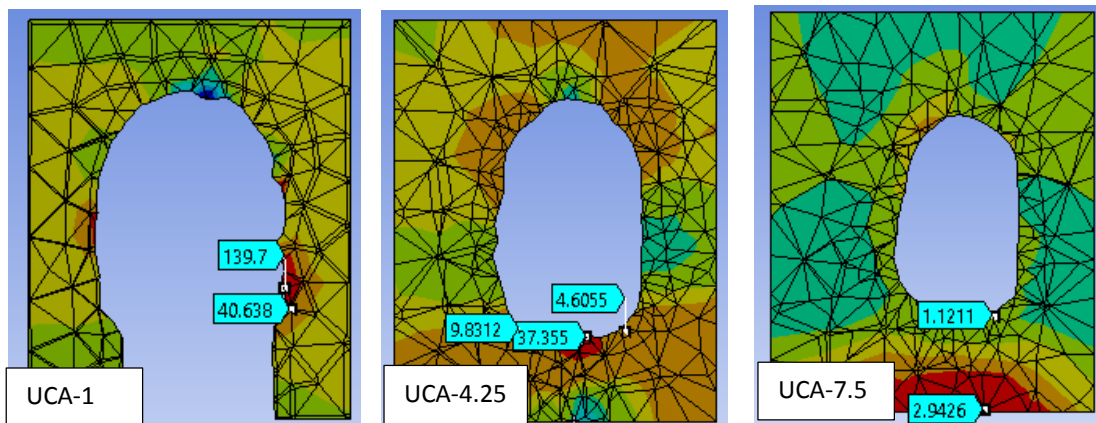


CORTES: L2-AO50

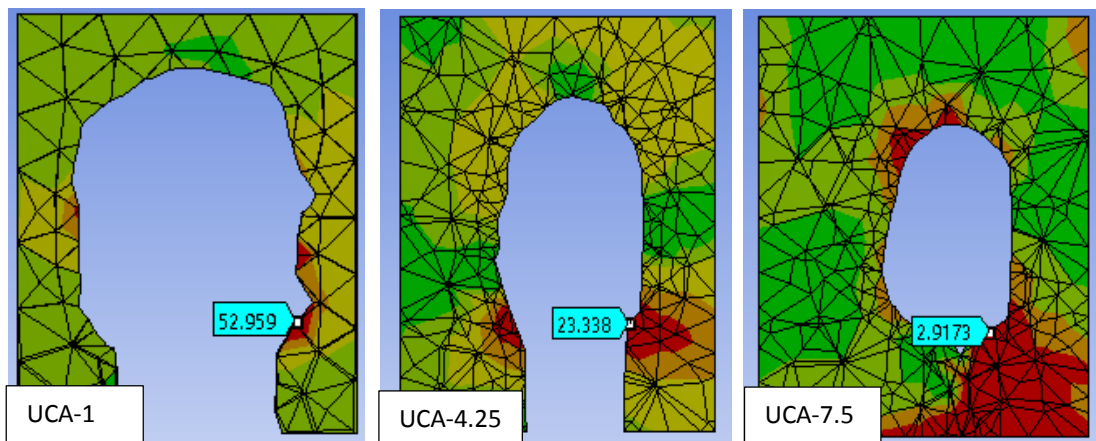
CORTES: SL-AO100



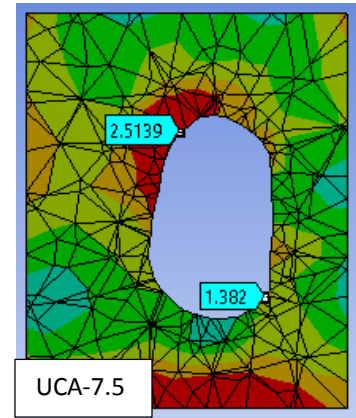
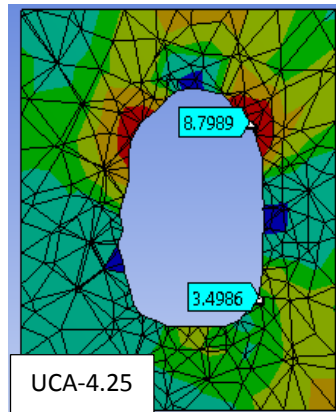
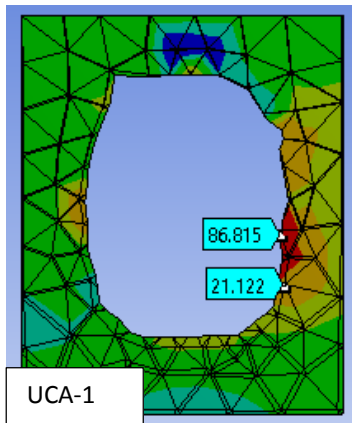
CORTES: SL-AO75



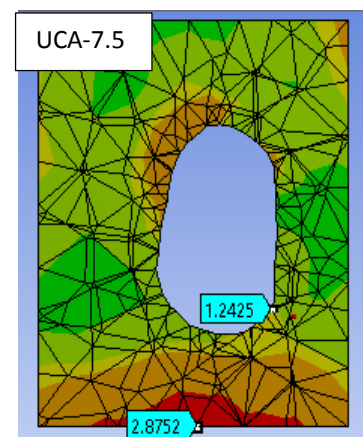
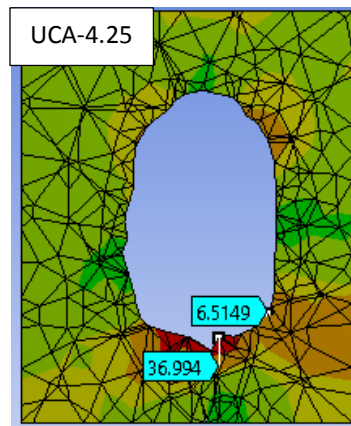
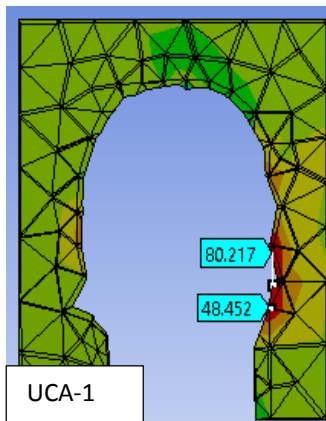
CORTES: SL-AO50



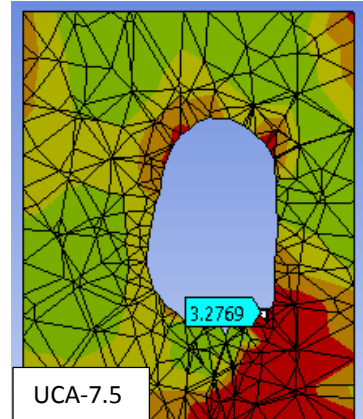
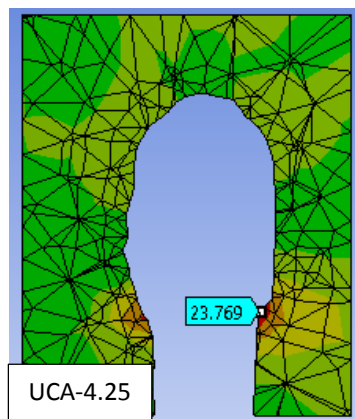
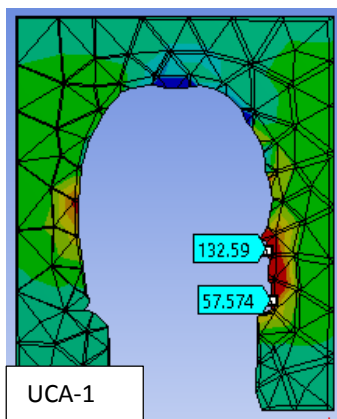
CORTES: L1-AO100



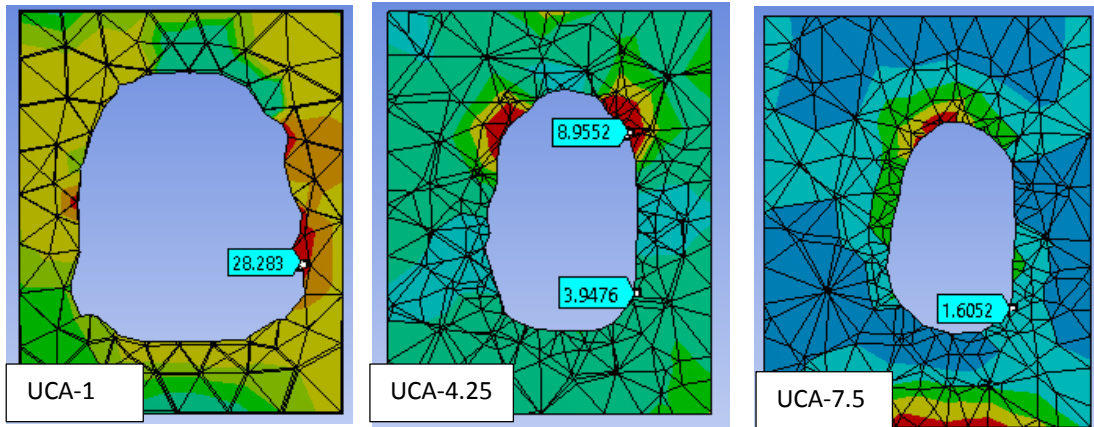
CORTES: L1-AO75



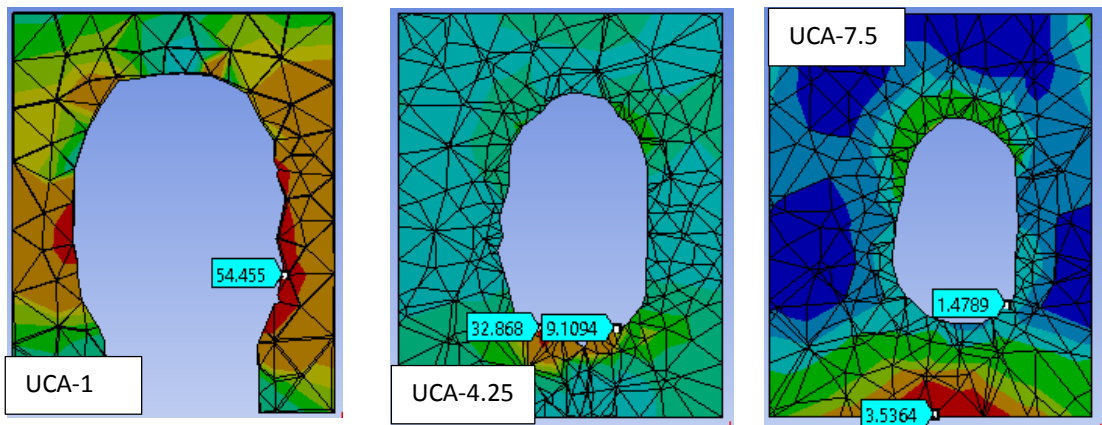
CORTES: L1-AO50



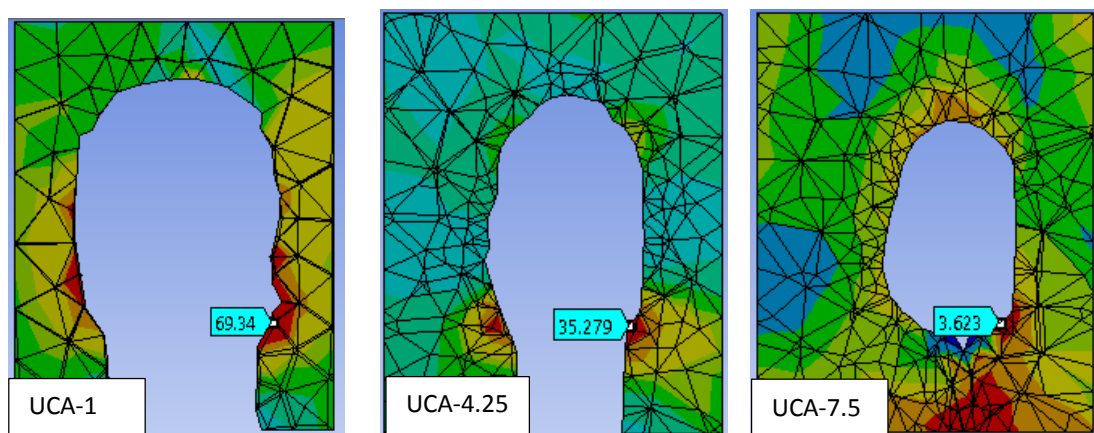
CORTES: L2-AO100



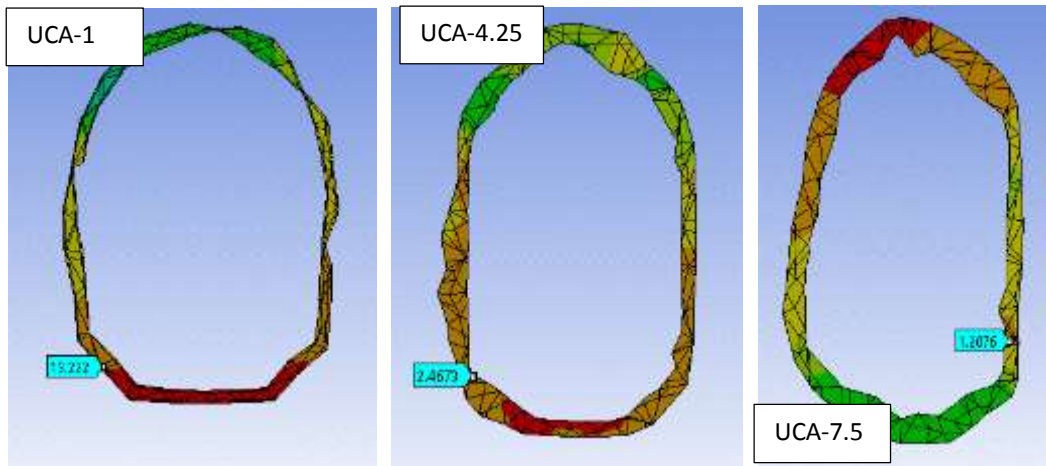
CORTES: L2-AO75



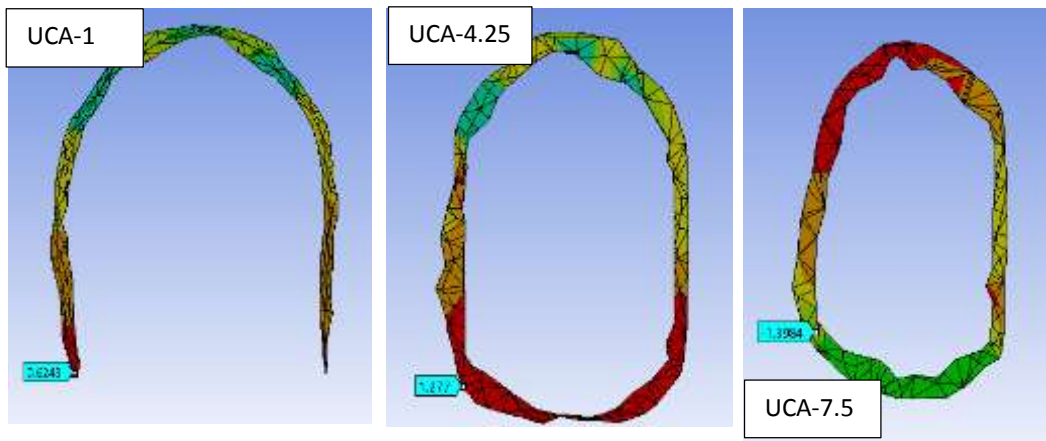
CORTES: L2-AO50



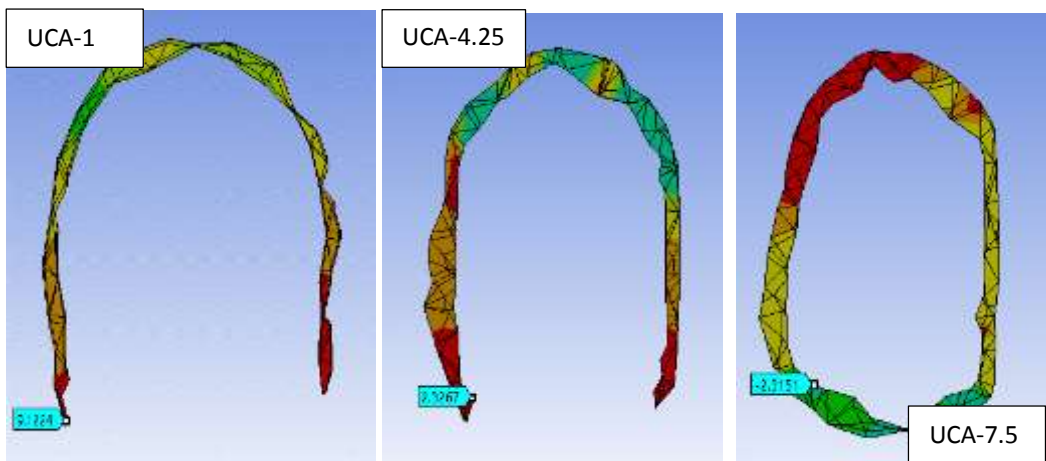
CORTES: SL-AO100



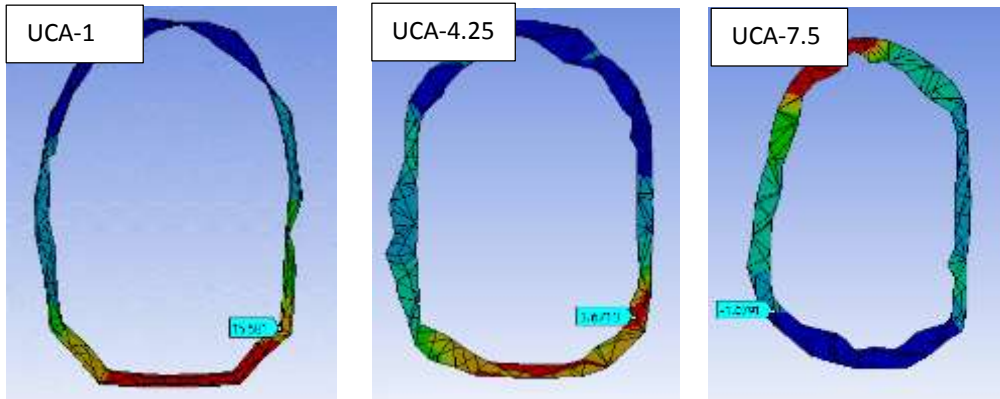
CORTES: SL-AO75



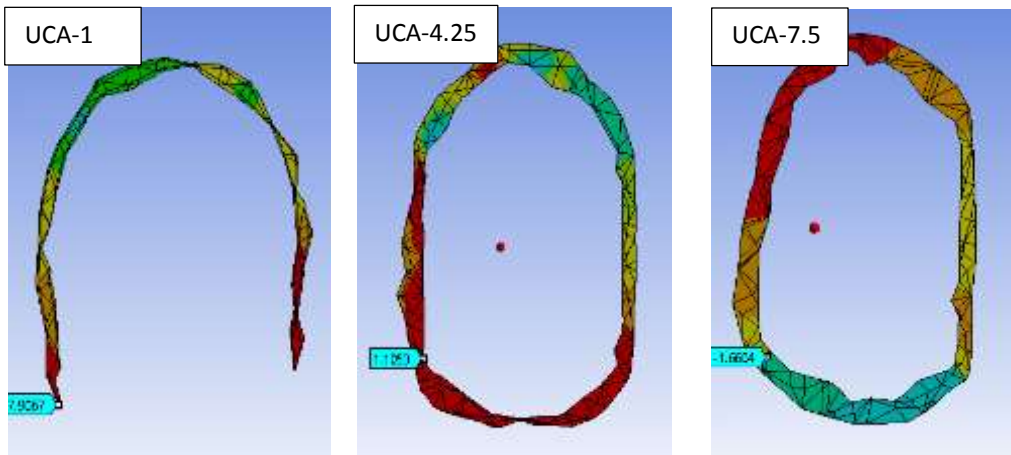
CORTES: SL-AO50



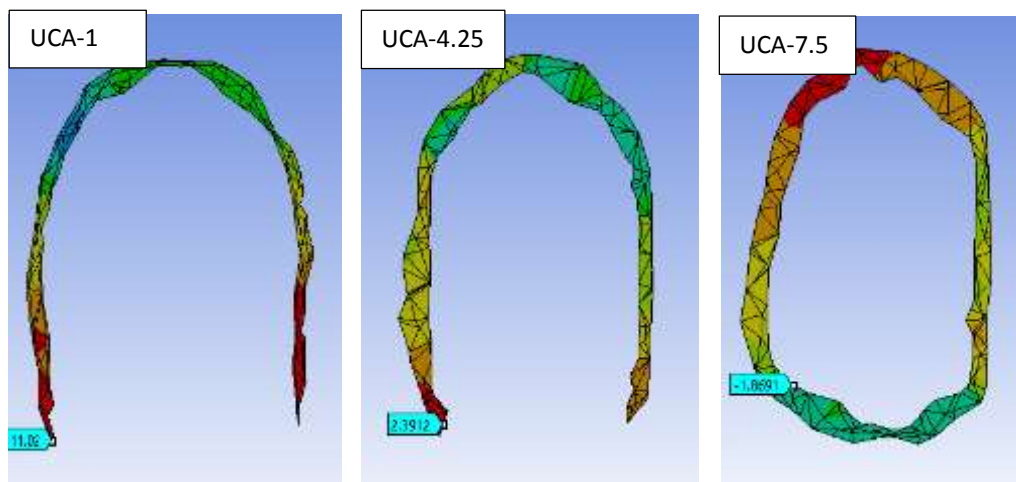
CORTES: L1-AO100



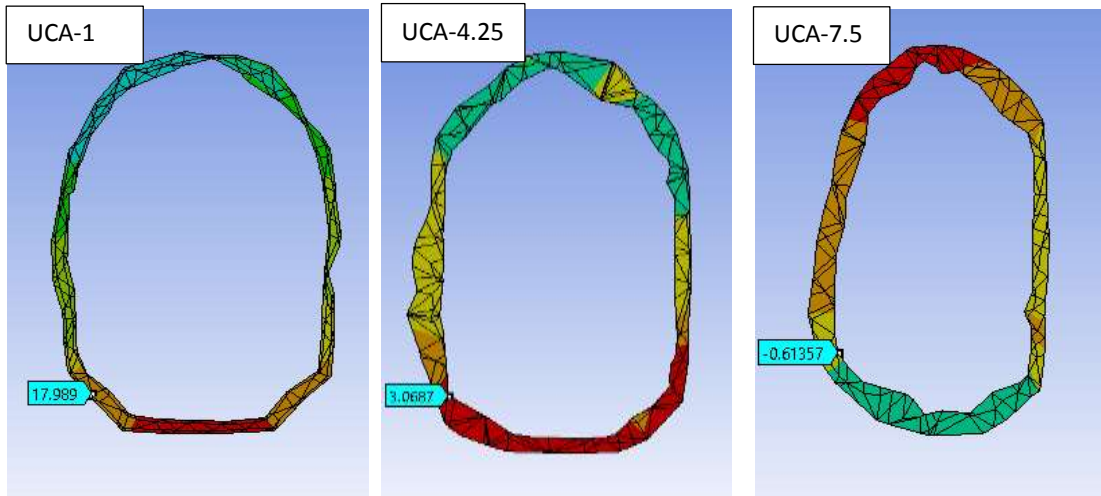
CORTES: L1-AO75



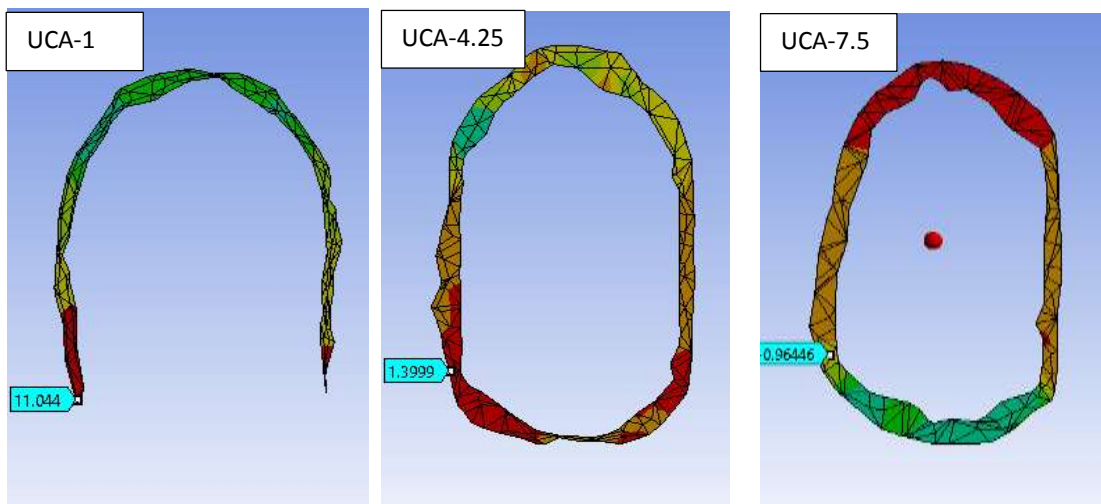
CORTES: L1-AO50



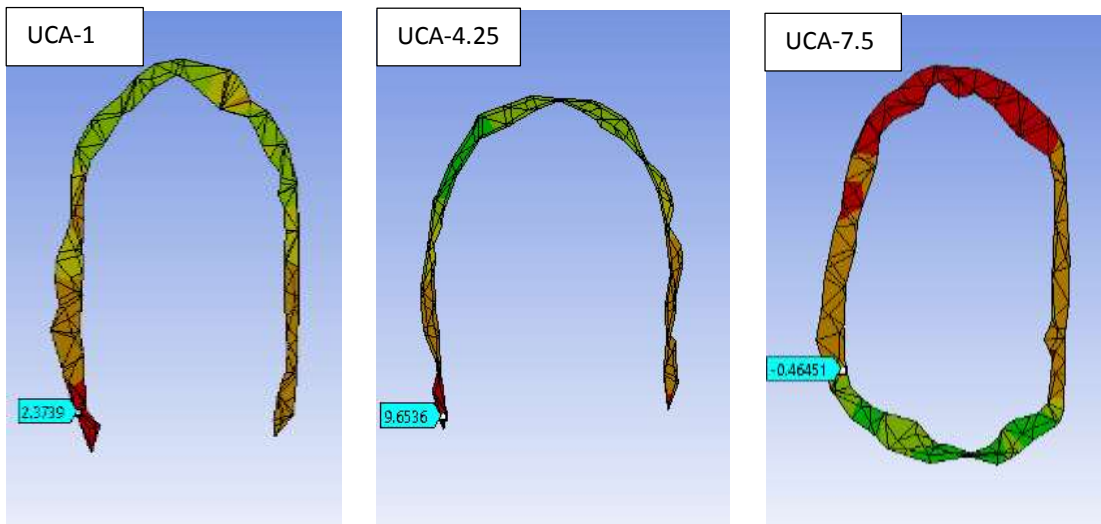
CORTES: L2-AO100



CORTES: L2-AO75



CORTES: L2-AO50



VIII. DISCUSIÓN

El Método de Elementos Finitos es un método numérico general para la aproximación de soluciones de ecuaciones en un cuerpo complejo que permite analizar fenómenos físicos como lo es el caso de una pieza dentaria; cuyos componentes presentan diferentes comportamientos biomecánicos.^{21,23}

La distribución de esfuerzos en una premolar sana empleando el MEF presenta la mayor concentración de esfuerzos de tipo tensional en la región cervical, siendo la zona vestibular la más afectada (esmalte y dentina); mientras que en las estructuras de soporte estos esfuerzos se concentran a nivel de la cresta ósea con una orientación hacia apical.^{6,15,18} Mejía F y Calle M. realizaron una revisión del empleo del MEF en diferentes modelos tridimensionales de premolares inferiores sanas, sometidas a fuerzas de 190N sobre la vertiente externa de la cúspide vestibular con proporciones entre las componentes de 50-50, 40-60, 70-30 dando como resultado en todos los casos que la región cervical del lado opuesto a la aplicación de la carga es la que presenta la mayor cantidad de esfuerzos de tipo compresivo, mientras que las de tipo tensional son resultantes de la componente horizontal que ocasiona corte en el lado de la aplicación de la carga; con posible relación en la ruptura o microfractura de las unidades funcionales del esmalte y dentina.⁶

En nuestro estudio se cumple lo mismo para la pieza sin patología de LCNC y sin reabsorción ósea; mostrando los mayores valores de esfuerzos tensionales en 3 regiones específicas correspondientes a la zona adamantina superior a UCA, zona radicular cervical (entre la UCA y cresta ósea), y la zona radicular superior que implica cresta ósea y los planos inmediatos hasta tercio medio radicular. Este análisis zonal es posible por la cantidad de cortes empleados, teniendo la posibilidad de estudiar la orientación apical que presenta.

La concentración de esfuerzos en cervical del diente ha llevado a múltiples autores a inferir que las LCNC de tipo abfracción tienen un factor etiológico de carácter biomecánico; por eso la importancia de estudiar la distribución de esfuerzos en piezas con estas variables.^{24,25}

Jakupovic et al, simuló una premolar inferior con lesión cervical no cariosa de tipo cuña y de tipo redonda sometida a una fuerza funcional y no funcional de 200N.²⁴ Los resultados que fueron de nuestro interés analizar son los que corresponden a la fuerza de tipo parafuncional con una dirección de 40° sobre la vertiente externa de la cúspide vestibular. De todas las capas en diente en la que se concentró el mayor esfuerzo fue en la sub-superficial, que en nuestro caso correspondería a esmalte como lo menciona Jakupovic S²⁴. Además de eso el mayor esfuerzo se obtuvo en la profundidad de la lesión de cuña; ubicada

inmediatamente debajo de UCA; mientras que en el caso de los modelos de este estudio se halló un pico de concentración inmediatamente por encima de UCA a nivel del corte UCA+0.25 que corresponde a esmalte y a la región más convexa del diente, teniendo como explicación que el esmalte al ser más rígido no tiene la misma capacidad de disipar las fuerzas de tipo tensional como la dentina que presenta en su composición mayor contenido orgánico; siendo la región adamantina superior a UCA una zona con relación en la concentración de esfuerzos de tipo tensional.²⁴

Al aumentar la extensión de la LCNC, la distribución de esfuerzos tendría a ser mayor, tal como lo demostraron Rees y Hammadeh en su estudio analizando el comportamiento del esmalte en 3 modelos diferentes de un incisivo, canino y premolar con LCNC en la región vestibular, con variación en su extensión vertical en: 0.12 mm, 0.25 mm, 0.37 mm y 0.5 mm, hallando como resultados que la mayor distribución de esfuerzos se evidenció en las dimensiones de 0.37mm y 0.5mm, concluyendo que el esfuerzo tiene una relación directamente proporcional con la extensión cervico-oclusal de la LCNC; repitiéndose la ecuación lineal para la distribución de esfuerzos en nuestro estudio, siendo el corte UCA+0.25 correspondiente a esmalte, una de las zonas donde se da la mayor concentración de esfuerzos a nivel coronal de los modelos, teniendo así uno de los picos de concentración de esfuerzos tensionales cuando la lesión cervical no cariosa aumenta su dimensión en 0.75mm y 1.5mm.³⁷

La presencia de una lesión de mayor tamaño está relacionada también con la pérdida de sustancia del componente óseo, por lo que la distribución de esfuerzos como se evidenció tiende a concentrarse en las 3 zonas críticas siendo cresta ósea una de estas. Por tal motivo la distribución de esfuerzos sigue teniendo una orientación apical, y se acentúan las 3 zonas afectadas al tener presencia de LCNC y disminución de altura ósea.^{38,39} Por tal motivo se evidenció en nuestro estudio que al aumentar la extensión cervico-oclusal de la lesión con una altura ósea disminuida en un 25% los esfuerzos tensionales tienden a ser mayores para dentina en la región entre los cortes de UCA-0.25 y UCA-1; correspondientes a la zona radicular superior y a nivel de cresta ósea.

Las teorías para explicar el fenómeno de la distribución de esfuerzos en los componentes dentarios mencionan que el esmalte al ser un cuerpo con poco contenido orgánico y con el mayor módulo de elasticidad los esfuerzos tensionales tienden a ser mayores comparándolo con los otros componentes dentarios; ocasionando microfracturas que se traducen en pérdida de sustancia mineral.²³ Mientras que en el caso de la dentina según Kruzic y Ritchie tiene un comportamiento similar a un metal y una proporción de contenido orgánico/mineral de 2 a 3,

que al perder sustancia la distribución de esfuerzos tensionales incrementa. Es así como se explicaría la distribución de esfuerzos en las 3 zonas, que tiende a ser mayor al aumentar el tamaño de la lesión y al disminuir la altura ósea.⁴⁰

Sin embargo no todos los dientes que están sometidos a esfuerzos tensionales desarrollan la patología cervical y esto se apoya en que la UCA es considerada un elemento que brinda resistencia frente a estos estímulos mecánicos, hasta que llegue el punto de quiebre en el que la pérdida de sustancia sea irreversible, tanto en el esmalte como en la dentina.^{37,41}

En el caso de las estructuras de soporte para poder analizarlas con el método de elementos finitos los componentes deben de ser modelados anisotrópicamente, quiere decir con diferentes respuestas ante un fenómeno mecánico debido a su composición, sea hueso alveolar, cemento radicular y ligamento periodontal. Ona y Wakabashi quisieron estudiar más a fondo la importancia de la altura ósea en la distribución de esfuerzos en las estructuras de soporte periodontal; para ello tomaron como referencia el modelo de un incisivo superior con hueso alveolar vestibular disminuido con ligamento periodontal de anchura normal simulando un estado clínico de salud y con ligamento periodontal ensanchado, simulando un estado de trauma oclusal. Obtuvo como resultados que al disminuir la altura ósea se da un incremento del esfuerzo tensional en cervical con un espacio de LP normal; mientras que cuando hay un ensanchamiento de este el esfuerzo tensional es menor. En el caso del esfuerzo compresivo, es mayor en los modelos con ensanchamiento de LP independiente a la altura ósea. El menor esfuerzo compresivo perteneció al modelo sano; con el espacio del LP normal y hueso sano; concluyendo que las estructuras de soporte específicamente el LP tienen la función principal de disipar las fuerzas de la masticación.^{19,42,43}

En nuestro estudio la distribución de esfuerzos en el hueso alveolar con las diferentes alturas óseas evaluadas tuvieron como pico máximo de concentración de esfuerzos el corte de UCA-1 que corresponde a cresta ósea y a los mayores valores de esfuerzos tensionales, mientras que los menores valores no negativos corresponden al corte más apical de UCA-7.5 por lo que se infiere que también hay valores de esfuerzos compresivos, siendo el hueso un cuerpo con una relación inversamente proporcional a la distribución de esfuerzos cuando se varía sus dimensiones en sentido vertical

El análisis de la respuesta biomecánica ósea y periodontal a una carga implica la consideración de un concepto importante en el análisis estático y dinámico de la pieza dentaria, y es el concepto de fulcrum; pues el fulcrum determinará la orientación de la distribución de esfuerzos en relación a la disminución de la altura ósea.

Cuando el fulcrum varía a una posición más apical como en los estudios de Tohsifume se evidencia que la distribución de esfuerzos tiende a acentuarse en la región más apical de la pieza dentaria. En la remodelación ósea simulada se tiene una reducción vertical del hueso y periodonto, lo cual no sólo influirá en la ubicación cervicoapical del fulcrum sino también en su posicionamiento vestibulo-lingual.

La ubicación de fulcrum difiere en una pieza con altura ósea normal de una pieza con disminución ósea sea vertical y/o horizontal, cumpliendo un rol en el origen de vectores con diferentes direcciones y por ende distintos puntos de concentración de esfuerzos de tipo tensional y compresivo.^{19,34} Teniendo de referencia lo mencionado anteriormente las fuerzas de tipo compresiva serían las ubicadas a nivel más apical que corresponden al corte de UCA-7.5, mientras que las fuerzas tensionales se hayan en la zona cervical y media de la raíz, como lo menciona en su estudio Toshifume et al. en el que la disminución de soporte periodontal en un 20 y 25% tiene consigo una distribución de esfuerzos en sentido apical, y de las cuales el 25% obtuvo los mayores valores, concluyendo en su estudio experimental que a menor soporte periodontal mayor esfuerzo compresivo en superficies ubicadas más apicalmente y esfuerzos tensionales en cervical del modelo tridimensional con el análisis foto elástico de stress que proporciona una visualización del fenómeno similar al del MEF.³⁴

En el caso de las estructuras de soporte periodontal el comportamiento frente a un estímulo mecánico difiere al del esmalte y dentina. Para el hueso la proporción de componente orgánico/mineral es de 1:1, además tiene la capacidad de remodelarse cuando existen zonas de esfuerzo tensional en estado de salud, como lo planteó Wolf en su teoría. En las investigaciones el componente óseo presenta siempre el mayor esfuerzo tensional a nivel de cresta ósea; lo cual se repite para nuestro estudio con los mayores valores de esfuerzo de tipo tensional en el corte de UCA-1 que corresponde al reparo anatómico mencionado anteriormente.^{24,40,42,44} Mientras que el ligamento periodontal presenta el menor módulo de elasticidad, y al tener mayor componente orgánico que las otras estructuras es la que mejor distribuye los esfuerzos, tanto para diente como para hueso actuando como interfaz de ambas. Por eso se explica así que los menores valores de esfuerzos del total de componentes analizados fueron hallados en ligamento periodontal del presente estudio, con una orientación hacia apical, mostrando también en el corte UCA-1 sus mayores valores.

Cabe resaltar que en la siguiente investigación los esfuerzos de tipo tensional se hallaron en la región cervical del modelo con una orientación en sentido apical y un aumento significativo a nivel de cresta alveolar en las simulaciones sin lesión, con lesión de 0.75mm y 1.5mm variando la altura ósea en un 75% y 50%. Esto es demostrado en los resultados para

esmalte coronal y dentina radicular, cuando hay presencia de lesión y disminución de altura ósea; teniendo que para L1 y AO75 el esfuerzo aumento en los cortes superiores cercanos a UCA correspondientes a la zona radicular superior y en cresta alveolar, mientras que en la condición de L1 y AO50 hubo un aumento en el corte UCA-4.25, correspondiente al tercio medio radicular, con respecto a la situación anterior y lo mismo para L2 con las dos alturas óseas.

De todas las simulaciones la que obtuvo la mayor concentración de esfuerzos en tejidos dentales fue la pieza sin lesión de abfracción con una AO50, y esto es infrecuente en la apreciación clínica de la patología, ya que a una condición de AO50 es clínicamente improbable la ausencia de una retracción gingival y abfracción.⁴³

El mayor cambio porcentual de esfuerzos en diente fue hallado en todas las simulaciones con disminución de altura ósea a nivel de cresta alveolar y en la zona radicular cercana a UCA dependientemente de la presencia de lesión; infiriendo que al aparecer la lesión el esfuerzo aumenta en cervical y al disminuir la altura ósea surgen nuevos picos de concentración a nivel apical; siendo así la lesión no un amplificador de esfuerzos sino más bien un distribuidor selectivo por zonas, mientras que la pérdida de hueso hace que el fulcrum migre en sentido apical y lingual teniendo este un rol importante en la progresión de ambas patologías. Con lo mencionado anteriormente podemos inferir que ambas patologías son simultáneas y ambas dependen de la otra para su progresión originando una posible pérdida de sustancia en profundidad a nivel de la LCNC y en un cambio del patrón de reabsorción ósea de un sentido vertical a uno horizontal.^{34,44}

Además la presencia de lesión está íntimamente relacionada con la distribución de esfuerzos en el hueso alveolar, a mayor tamaño de lesión cervical no cariosa en sentido cervico-oclusal mayor esfuerzo sea cual sea el corte a evaluar; por tal motivo se infiere que ambas patologías están relacionadas y su evolución en el tiempo depende de la otra en algún momento de su progresión al aplicar una carga parafuncional. Esto es mencionado y desarrollado con la teoría de mecanostat como respuesta biológica por parte del hueso ante la aplicación de una carga y se traduce como zonas de reabsorción y síntesis ósea en las superficies de compresión y tensión respectivamente.⁴² Además el hueso en estado de salud es un cuerpo en constante recambio de sus componentes estimulados por una fuerza, y cuando este equilibrio se pierde es cuando empiezan a notarse elevadas zonas de esfuerzo compresivo y tensional dando así pérdida de sustancia y por ende una mayor movilidad dentaria.^{40,42,46} El análisis de la distribución de esfuerzos en hueso alveolar no es tan complejo como en el ligamento periodontal; y esto se debe a que la parte ósea funciona como un bloque y la pérdida de sustancia coronal hace que la distribución se direcciona más apicalmente, teniendo que al

tener menos altura ósea más concentración de esfuerzos y con la evolución progresiva de la lesión cervical surgen aumentos en dicha concentración, por ende ambas patologías deben de ser estudiadas simultáneamente.

La variación de los esfuerzos compresivos y tensionales en hueso alveolar han sido estudiados ampliamente por las teorías de la mecanotraducción como la respuesta biológica y bioquímica frente a estímulos mecánicos. Manokawinchoke J. et al. estudiaron la expresión de genes por células que yacen en el ligamento periodontal estimulados por una fuerza mecánica. En sus resultados más relevantes mencionan que las fuerzas compresivas estimulan a las células periodontales la expresión de TGF-1 siendo un inductor del gen SOST y POSTN que son los responsables de la inhibición y síntesis de hueso respectivamente; sin embargo no se evaluó la respuesta bioquímica de las células frente a fuerzas de tipo tensional, por lo que se debería de analizar más a fondo dicha respuesta celular en las zonas principales de tensión y compresión sea en ligamento periodontal y hueso alveolar obteniendo así una comparación de la cantidad de factores y genes expresados en las diferentes zonas.¹⁴

Teniendo como resultados que la distribución de esfuerzos al variar la extensión de la LCNC y la altura ósea tiene un sentido hacia apical, y mayores valores en las tres zonas analizadas, sería recomendable para evitar los sesgos y errores a la hora de tomar los valores en el programa del ANSYS, emplear conjuntamente una planilla y valores promedio de esfuerzos hallados estadísticamente.

No se podrá por medio de este estudio tener teorías debido a que tendríamos que analizar una lesión mayor a 1.5mm para la pérdida de 50% de altura ósea, ya que para esta condición la posibilidad de presentar una LCNC de 1.5mm es clínicamente improbable. Sería productivo si se estudian los vectores que se producen en las zonas donde se concentran los esfuerzos; teniendo detalladamente la distinción entre los esfuerzos de tipo compresivo y tensional.

Por medio de este estudio se espera que la relación de ambas patologías sea tomada en cuenta en futuras investigaciones, ya que son simultáneas y ambas están íntimamente relacionadas con el aumento de los esfuerzos en la región cervical. También la importancia de analizar no sólo el hueso sino el ligamento periodontal nos hace poder inferir que la biomecánica tiene mucha relación con otras teorías estudiadas independientemente, como lo es el caso de la Mecanotraducción y respuesta bioquímica.

IX. CONCLUSIONES

1. En diente, conforme la pieza presenta un menor nivel de altura ósea se registran mayores niveles de esfuerzo en dentina que en esmalte.
2. La distribución de esfuerzos en el diente en las zonas evaluadas por vestibular, se organiza diferentemente según 3 regiones: Zona adamantina superior a la UCA, zona radicular cervical (entre la UCA y cresta ósea), y la zona radicular superior que implica cresta ósea y los planos inmediatos hasta tercio medio radicular.
3. En el diente, para los tres niveles de pérdida ósea vertical evaluadas (100%, 75% y 50%), en la Zona Adamantina, se evidencia un mayor nivel de esfuerzo en el plano más cervical del esmalte, el cual es directamente proporcional a la mayor extensión de la lesión. Luego, comparando según la condición de la lesión se aprecia un comportamiento diferenciado; primero para la pieza sin lesión, siempre en la Zona Adamantina, se evidencia un mayor nivel de esfuerzo en el plano más cervical del esmalte, el cual es inversamente proporcional al nivel de altura ósea; segundo, para las piezas con lesión, también en la Zona Adamantina, se evidencia un mayor nivel de esfuerzo en el plano más cervical del esmalte, el cual es mayor en ambos casos para 75% de altura ósea.
4. En el diente, para los tres niveles de pérdida ósea vertical evaluadas (100%, 75% y 50%) y para las tres condiciones de la lesión (sin lesión, lesión menor y mayor), en la Zona Radicular Cervical, se evidencia una tendencia a un nivel creciente de esfuerzo, al aproximarse en dirección apical, a cresta ósea. Comparando según la condición de la lesión se aprecia un comportamiento diferenciado, siempre en la Zona Radicular Cervical, con una tendencia a una relación directamente proporcional del nivel de esfuerzo con la extensión de la lesión, en las tres alturas óseas simuladas. Luego, comparando según el nivel de altura ósea, se aprecia un comportamiento diferenciado; primero para la pieza sin lesión, siempre en la Zona radicular Cervical, con una relación inversamente proporcional del nivel de esfuerzo con el nivel de altura ósea; Luego, para las piezas con lesión, también en la Zona Radicular Cervical, se evidencia una tendencia a mayor nivel de esfuerzo para el 75% de altura ósea.
5. En el diente, para las tres condiciones de la lesión (sin lesión, lesión menor y mayor), en la Zona Radicular Superior, se evidencia un mayor nivel de esfuerzo en el plano correspondiente a cresta ósea, el cual presenta una tendencia a ser inversamente proporcional a la disminución de la altura ósea, excepto para la lesión menor, donde destaca 75% de altura ósea. Luego, comparando según condición de la

lesión, siempre en Zona Radicular Superior, encontramos para 100% y 75% de altura ósea una tendencia a relación directamente proporcional entre el nivel de esfuerzo con la extensión de la lesión, pero para el 50% de altura ósea, no se aprecia una tendencia regular.

6. El mayor cambio de la distribución de esfuerzos en diente con respecto a la altura ósea y según la extensión de la lesión, se dio incrementalmente de dirección oclusal a apical con pico en cresta ósea.
7. El aumento en la dimensión cervico-oclusal de la lesión no cariosa no es solamente un factor potenciador del nivel de esfuerzo, sino también, un elemento que diferencia el esfuerzo según las 3 zonas mencionadas anteriormente en su análisis con el nivel de altura ósea, con una tendencia a que la asociación de estas variables tienda a concentrar el cambio de nivel de esfuerzo hacia los puntos donde este genera picos, es decir, en esmalte próximo a UCA y en cresta ósea, siendo esta asociación de variables, una posible relación en la progresión conjunta de la patología en sus particulares dimensiones.
8. La distribución de esfuerzos en el componente óseo siempre tiene una orientación decreciente apical. (El mayor cambio en el nivel de esfuerzo, para los tres niveles de extensión cervico-oclusal de la lesión, al variar la AO con relación al 100% se evidencia en el corte que implica entre el tercio superior y medio radicular.)
9. La distribución de esfuerzos en hueso presenta una relación inversamente proporcional con la disminución de altura ósea y también directamente proporcional con respecto a la extensión cervico-oclusal de la lesión cervical no cariosa.
10. La distribución de esfuerzos en el ligamento periodontal siempre presenta una orientación decreciente hacia apical, con valores tensionales en los cortes superiores y compresivos ya en tercio medio radicular.
11. La distribución de esfuerzos en ligamento periodontal tiende a presentar una relación inversamente proporcional con la disminución de altura ósea para los tres tipos de extensión de la lesión.
12. La distribución de esfuerzos en el ligamento periodontal, con relación a extensión de la lesión y altura ósea, no presenta una relación lineal con los cambios en hueso y diente, pero sí es sensible a los cambios en los mismos, mostrando una articulación funcional importante con ellos.
13. Con los menores niveles de altura ósea, se evidencia un cambio incremental en el nivel de esfuerzo a nivel de cresta ósea en diente y hueso, mientras que para ligamento periodontal la relación es inversa, mostrando aquí también su articulación funcional con relación al cambio vertical y horizontal óseo.

14. Ambos signos, la reabsorción ósea y la extensión de la lesión cervical no cariosa evidencian que la distribución de los esfuerzos tienda a ser mayor en las zonas de alto riesgo para su progresión, es decir, a los cortes próximos a UCA y cresta alveolar.
15. La presencia y progresión de las lesiones cervicales no cariosas y la pérdida ósea vertical vestibular son signos que ante un factor etiológico oclusal suficiente podrán desarrollarse en un avance común e interdependencia.

X. REFERENCIAS

1. Telles D, Pegoraro LF, Pereira JC. Prevalence of non-carious cervical lesions and their relation to occlusal aspect a clinical study. *J Esthet Dent* 2000; 12(1):1-7.
2. Bernhardt O. Epidemiological evaluation of the multifactorial a etiology of abfractions. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005 Abril; 33: 17–25.
3. Khan F, ET A. Dental cervical lesions associated with occlusal erosion and attrition. *Austral Dent J* 1999; 44: 176-186.
4. Lee WC, Eakle W. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *J Prosthet Dent* 1984; 52:374-80.
5. Xhonga F, Valdmanis S. Geographical comparisons of the incidence of dental erosions: a two centre study. *J Oral Rehab* 1983; 10(3): 269-77.
6. Mejia F, Calle M. Estudio de una patología dental por medio de elementos finitos. *Revista ingeniería e investigación* 2009 Feb; 57:15-21.
7. Silva A. The association between occlusal factors and noncarious cervical lesions: A systematic review. *Journal of Dentistry* 2012 Oct; 41: 9-16.
8. Jakupović S, Vuković A, Korać S, Tahmiščija I, Bajsmán A. The prevalence, distribution and expression of non-carious cervical lesions (NCCL) in permanent dentition. *Mater Sociomed* 2010; 22:200-4.
9. Sokos D, Everts V, de Vries TJ. Role of periodontal ligament fibroblasts in osteoclastogenesis: a review. *J Periodont Res* 2014;23:1-8.
10. Bream M, Lambrechts P, Vanherle G. Stress-induced cervical lesions. *J Prosthet Dent* 1992; 67:718-722.
11. Yamasaki K, Miura F, Suda T. Prostaglandin as a mediator of bone resorption induced by experimental tooth movement in rats. *J Dent Res* 1980; 59(10):1635–42.
12. Yasuda H, Shima N, Nakagawa N, Yamaguchi K, Kinosaki M, Mochizuki S. Osteoclast differentiation factor is a ligand for osteoprotegerin/osteoclastogenesis inhibitory factor and is identical to TRANCE/RANKL. *Proc Natl Acad Sci USA* 1998; 95(7): 3597–602.
13. Yamaguchi M. RANK/RANKL/OPG during orthodontic tooth movement. *Orthod Craniofac Res* 2009; 12(2):113–9.
14. Manokawinchoke J. Mechanical Force–induced TGFB1 Increases Expression of SOST/POSTN by hPDL Cells. *Journal of Dental Research* 2015; 5:1-7.
15. Rees J S, The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 188-193.
16. Toparli M, Gokay N, Aksoy T. An investigation of temperature and stress distribution on a restored maxillary second premolar tooth using a three-dimensional finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation* 2000; 27:1077-1081.

17. Takehara J, Takano T, Akhter R, Morita M. Correlations of noncarious cervical lesions and occlusal factors determined by using pressure-detecting sheet. *Journal of dentistry* 2008 May; 36:774-779.
18. Kondo T, Wakabayashi N. Influence of molar support loss on stress and strain in premolar periodontium: A patient-specific FEM study. *Journal of dentistry* 2009 Mar; 37: 541-548.
19. Ona M, Wakabayashi N. Influence of alveolar support on stress in periodontal structures. *J Dent Res* 2006; 85(12):1087-1091.
20. Miura J, Maeda Y, Nakai H, Zako M. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. *Dental Materials* 2008 April; 25: 67-73.
21. Rees JS, Hammadeh M, Jagger DC. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: A finite element study. *Eur J Oral Sci* 2003; 111: 149–154.
22. Reitan K. Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *Am J Orthod* 1960; 46(12):881–900.
23. Lee H, Lee C, Wang C, Cheng H, Chang C. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar—a finite element investigation. *Journal of Dentistry* 2002; 30: 283–290.
24. Jakupovic S, Anic I, Ajanovic M, Korac S, Konjhodzic A, Dzankovic. Analysis of the Abfraction Lesions Formation Mechanism by the Finite Element Method. *Acta inform med* 2014; 22(4): 241-245.
25. Jakupovic S, Anic I, Ajanovic M, Korac S, Konjhodzic A, Dzankovic A. Biomechanics of cervical tooth region and noncarious cervical lesions of different morphology; three-dimensional finite element analysis. *Eur J Dent* 2016; 10:413-8.
26. Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in Finite element studies. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001; 28; 425-432.
27. Kuroe T. Potential for Load-Induced Cervical Stress Concentration as a Function of Periodontal Support. *J Esthet Dent* 1999; 11:215-222.
28. Selna LG, Shillingberg HT, Kerr PA. Finite element analysis of dental structures—axisymmetric and plane stress idealizations. *Journal of Biomedical Material Research* 1975; 9:237–52.
29. Sreirekha A, Bashetty K. A comparative analysis of restorative materials used in abfraction lesion in tooth with and without occlusal restoration: Three-dimensional finite element analysis. *J Conserv Dent* 2013 MarApr; 16(2): 157–161.
30. Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: A finite element study. *J Oral Rehabil* 2002; 29:188-93.
31. Yoshinaga Y, Ukai T, Abe Y, Hara Y. Expression of receptor activator of nuclear factor kappa B ligand relates to inflammatory bone resorption, with or without occlusal trauma, in rats. *J Periodont Res* 2007; 42: 402–409.
32. Paviin D, Gluhak J. Effect of mechanical loading on periodontal cells. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001; 12(5):414-424.

33. Ichim I, Schmidlin P, Kiese J, Swain M. Mechanical evaluation of cervical glass-ionomer restorations: 3D finite element study. *Journal of Dentistry* 2016 Apr; 35: 28-35.
34. Toshifumi K. y col. Potential for Load-Induced Cervical Stress Concentration as a Function of Periodontal Support. *J Esthet Dent* 1999 11:215-222.
35. Fuentes F, Borie E, Bustos M, Tomas M. First premolar morphometry: A study in 54 cases. *Int J Morphol* 2011; 29(1): 234-239.
36. Paredes DA, Web LJ. Desarrollo de un modelo por elemento finito de un primer premolar inferior: Validación Indirecta. *Rev Est Herediana* 2018; *in press*.
37. Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesión formation: a finite element study. *Eur J Oral Sci* 2004; 112: 347–352.
38. Palamara J, Palamara D, Messer H. Strains in the marginal ridge during occlusal loading. *Australian Dental Journal* 2002;47(3):218-222.
39. Palamara D, Palamara J, Tyas M, Messer H. Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. *Dental Materials* . 2000; 412–419.
40. J.J.Kruzic, R.O. Ritchie. Fatigue of mineralized tissues: Cortical bone and dentin. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 1.2008; 3–17.
41. Hugh G. Trengrove, Gordon M. Carter, James A. A. Hood. Stress relaxation properties of human dentin. *Dent Mater.* 1995; 11:305-310.
42. Hermes E, Nandal R, Yadav S. Bone Response of Loaded Periodontal Ligament. *Curr Osteoporos Rep.* 2016;1-4.
43. Harrel S, Nunn M. The effect of occlusal discrepancies on gingival width. *J Periodontol* 2004;75(1):98-105
44. H. Weinans, R. Huiskes and H. J. Grootenboer. The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. *J. Biomechanics.* 1992;12: 1425-1441.
45. Zeyang Xia, a Feifei Jiang, b and Jie Chenc. Estimation of periodontal ligament's equivalent mechanical parameters for finite element modeling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;143:486-91.
46. Isis A. Venturini P. Poiate, Adalberto Bastos de Vasconcellos, Ronaldo Barcellos de Santana and Edgard Poiate Jr. Three-Dimensional Stress Distribution in the Human Periodontal Ligament in Masticatory, Parafunctional, and Trauma Loads: Finite Element Analysis. *Periodontol* 2009;80:1859-1867.

ANEXO 1

DESCRIPCIÓN CUALITATIVA DE CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS DE UNA PRIMERA PREMOLAR INFERIOR

Descripción Primer Premolar Inferior.

1. Cara Vestibular:
 - Simétrica bilateralmente de forma trapezoidal. Lóbulo vestibular medio está bien desarrollado con una cúspide vestibular amplia y puntiaguda, siendo la cresta mesial más pequeña que la distal.
 - Diámetro mesiodistal en el cuello es menor que en área de contacto.
 - Raíz es 3 o 4 mm. más corta que canino inferior.
 - Esmalte liso y no presenta surcos de desarrollo.
2. Cara Lingual:
 - Corona y raíz se convergentes en dirección lingual desde el cuello hasta el ápice, es así como la cúspide lingual es la más corta y pequeña.
 - Presenta un surco de desarrollo mesiolingual.
3. Cara Mesial:
 - Punta de la cúspide vestibular centrada aproximadamente sobre la raíz. La convexidad del perfil del lóbulo lingual yace por lingual al perfil de la raíz.
 - El lóbulo mesiovestibular de desarrollo es amplio visto desde esta cara.
 - La línea cervical de la cara mesial es muy regular, haciendo una curvatura hacia oclusal. La cresta de la curvatura está centrada vestibulolingualmente cuya extensión media es de 1 mm. pero en ciertas circunstancias puede ser décimas de milímetro e incluso presentarse como una línea recta.
 - Distancia entre el área de contacto y línea cervical es muy corta.
4. Cara Distal:
 - La cresta marginal se une con la cresta de la cúspide lingual; no existe surco de desarrollo en la cresta marginal distal.
 - La mayor porción de la corona es ligeramente 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:
 - Lóbulo medio vestibular representa el mayor volumen de la corona del diente.
 - La cresta vestibular es amplia con vértices redondeados.

- La corona converge marcadamente hacia el centro de la cara lingual. Esta disposición hace que una parte de la corona formada por las crestas de la cúspide vestibular, las crestas marginales y el lóbulo lingual adquiera la forma de un triángulo cuya base estaría en las crestas cuspidas vestibulares y el vértice en la cúspide lingual.
- Las crestas marginales están bien desarrolladas.
- La cara oclusal presenta dos depresiones, fosa mesial y fosa distal

ANEXO 2

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


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

ANEXO 3

Variable	Definición Conceptual	Definición Operacional	Indicador	Tipo	Escala de medición	Valores
Distribución de Esfuerzos (Variable dependiente)	Efecto de la aplicación de una carga en un cuerpo rígido que puede ocasionar cambios dimensionales. (deformaciones)	Distribución de esfuerzos en la primera premolar inferior modelada en un programa de simulación.	Escala de Von Misses.	Cuantitativa	Continua.	Pa.
Nivel de Altura Ósea (Variable independiente)	Distancia de hueso por debajo de UCA hasta la porción más apical de la pieza dentaria.	Distancia de hueso 1mm de UCA hasta la porción más apical de la pieza dentaria.	Porcentaje.	Cualitativo.	Ordinal.	<ol style="list-style-type: none"> 1. 100% de AO: 13 mm de inserción ósea radicular total. 2. 75% de AO: 9.75mm de inserción ósea radicular total. 3. 50% de AO: 6.5mm de inserción ósea radicular total.
Nivel de extensión Cervico-Oclusal de LCNC (Variable independiente)	Distancia de la extensión en sentido cervico-oclusal de la LCNC.	Distancia de la extensión en sentido cervico-oclusal medida en mm de la LCNC.	Milímetros.	Cualitativo.	Ordinal.	<ol style="list-style-type: none"> 1. 0mm 2. 0.75mm 3. 1.5mm

ANEXO 4



Fig. 1  Fuerza= 45° con el eje axial V.ext de CV.

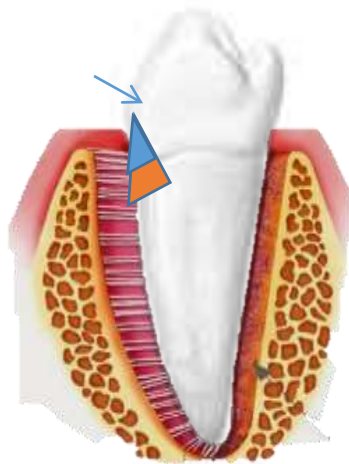




Fig. 2

 Extensión Cervico-oclusal de 0.75mm

 Extensión Cervico-oclusal de 1.5mm

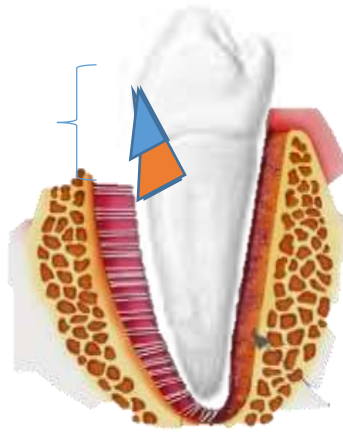


Fig.3 { Reducción de altura ósea (25%,50%)

ANEXO 5

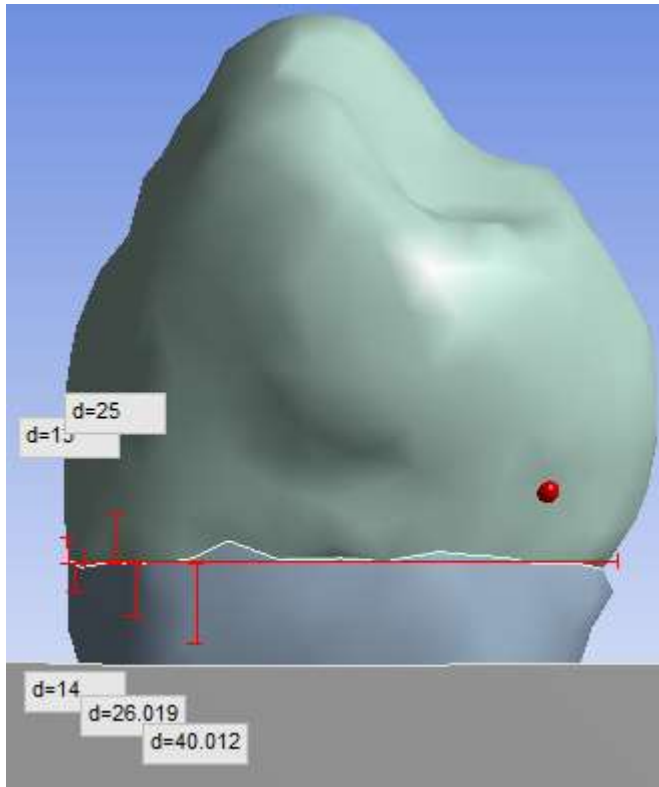


Fig4. Planilla en el MB ruler para la obtención de los cortes coronales a cresta ósea.

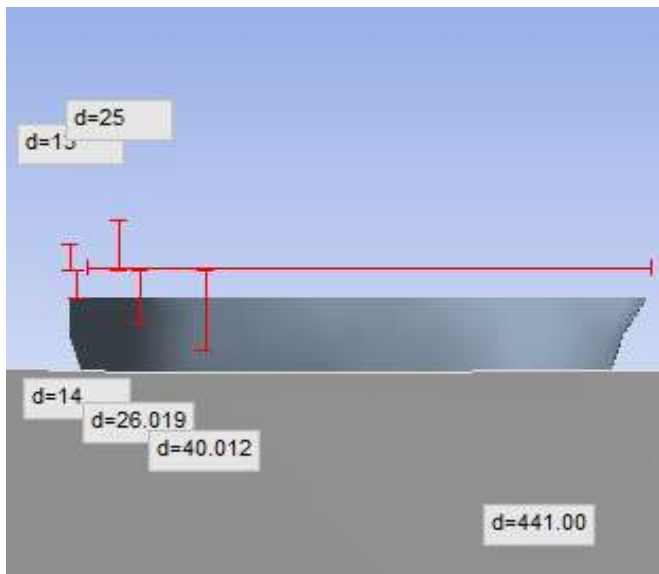


Fig5. Ejemplo de un corte correspondiente a UCA-0.25.

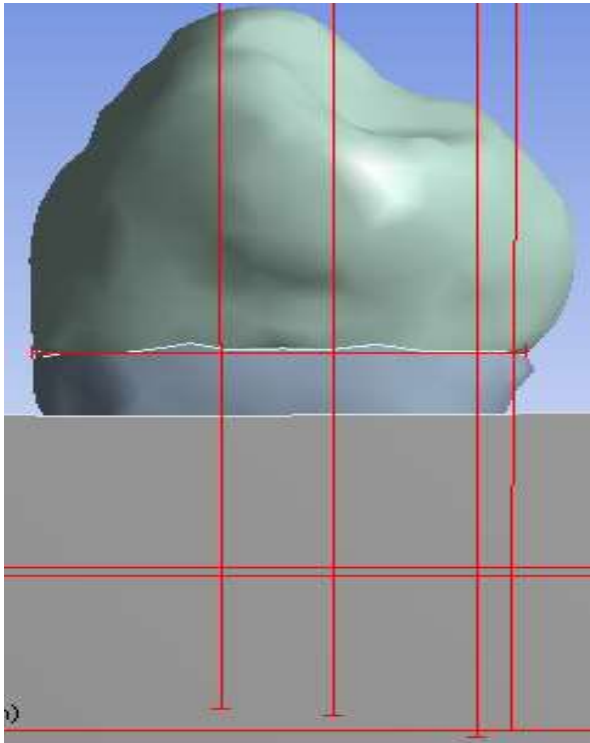


Fig6. Planilla en el MB ruler para la obtención de cortes apicales a cresta ósea.

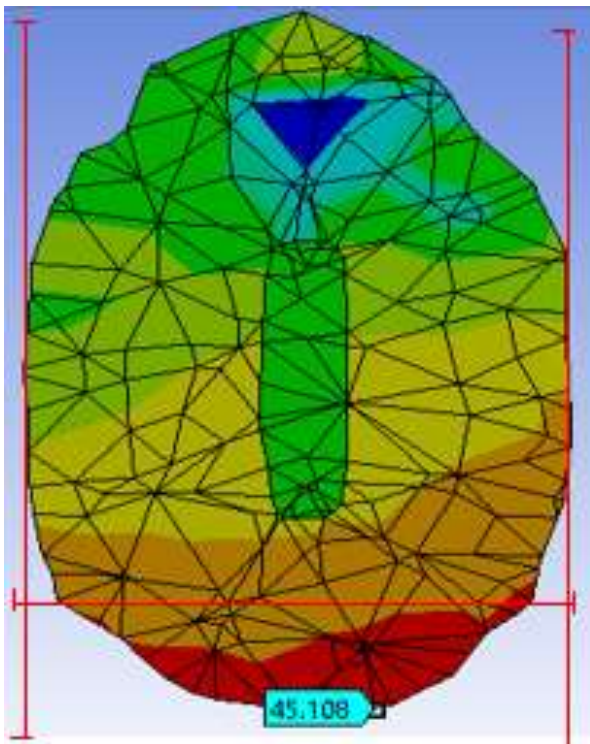


Fig7. Ejemplo de la toma de resultados en la zona determinada con una planilla del MB ruler.