



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA

**EVALUACIÓN MECÁNICA MEDIANTE ANÁLISIS POR ELEMENTOS
FINITOS DE LA REMODELACIÓN ÓSEA EN DIENTES CON PÉRDIDA DE
SOPORTE**

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

TOMÁS EDUARDO HANSEN IBÁÑEZ

PROFESOR GUÍA:
ALEJANDRO ORTIZ BERNARDIN

MIEMBROS DE LA COMISIÓN:
PAVEL CAPETILLO REYES
WILLIAMS CALDERÓN MUÑOZ

SANTIAGO DE CHILE
2022

RESUMEN DE LA MEMORIA PARA OPTAR
AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO
POR: **TOMÁS EDUARDO HANSEN IBÁÑEZ**
FECHA: 2022
PROFESOR GUÍA: ALEJANDRO ORTIZ BERNARDIN

EVALUACIÓN MECÁNICA MEDIANTE ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA REMODELACIÓN ÓSEA EN DIENTES CON PÉRDIDA DE SOPORTE

La remodelación ósea inducida mecánicamente en los huesos mandibulares es un fenómeno que consiste en la adaptación de las propiedades mecánicas y de forma del tejido óseo ante estímulos externos como esfuerzos mecánicos productos de la masticación. Este es un componente bastante importante a considerar a la hora de planificar tratamientos para pacientes. En este caso se incluye la condición de enfermedad periodontal que deriva en pérdidas de soporte óseo en distintos grados: leves, moderados y severos; las que son replicadas en este estudio. Sumado a esto se considera la enfermedad de bruxismo para pacientes durante un periodo clínico de cuatro años donde se analiza el cambio de densidad producto de una alta carga patológica aplicada sobre la pieza dentaria.

Para realizar este estudio se lleva a cabo un análisis por elementos finitos debido a su carácter no invasivo y sus resultados ampliamente validados. Se comienza desde geometrías tridimensionales en bruto de un diente real 'segundo premolar inferior' obtenidas mediante micro-tomografías computarizadas, las que utilizando los programas *Fusion 360* y *Autodesk Meshmixer* se preparan y son malladas, para después crear a partir de éstas, piezas del ligamento periodontal y hueso alveolar. El análisis de elementos finitos se prepara en el programa *FEBio*, específico para aplicaciones biomecánicas, al que se acopla un algoritmo programado en *Python* que relaciona las ecuaciones constitutivas del fenómeno en base a la teoría *SED*.

A partir de este estudio se pudo concluir que la magnitud de la carga oclusal aplicada sobre el diente es la variable más influyente al momento de evaluar la remodelación ósea. La región ubicada en el tercio apical del hueso esponjoso es la que experimenta los procesos de reabsorción mas significativos debido a la sobrecarga. La pérdida de soporte óseo contribuye al aumento de la cantidad de regiones de aposición, mientras que las de reabsorción por sobrecarga tienden a aumentar en extensión hacia las paredes de la cavidad alveolar desde el tercio apical al cervical. Los casos más críticos tienen estricta relación con una alta carga y el aumento progresivo del nivel de pérdida de soporte, los que generan incrementos de regiones en reabsorción por sobrecarga.

Estos resultados sirven para advertir la importancia de rehabilitar el equilibrio biomecánico entre dientes con pérdida de soporte óseo causados por la enfermedad periodontal y bruxismo en pacientes en fase de mantención periodontal. Además, son útiles para asesorar los procedimientos clínicos de rehabilitación, en donde se entrega información de la evolución de densidad en diversas regiones del hueso alveolar.

*A mi familia y amigos,
por su apoyo y compañía.*

Muchas Gracias

Agradecimientos

Quiero agradecer a mi familia, principalmente a mis padres, los que me han entregado todo el apoyo, confianza y libertad en mi toma de decisiones, gracias a esto he podido escoger y actuar acorde a lo que más me motiva y me llena como persona.

A mis amistades que conocí tanto dentro como fuera de la universidad por ser el pilar para poder sobrellevar la estadía universitaria, a pesar de todo lo extenso y dificultoso que fue, nunca faltaron para compartir buenas experiencias.

Finalmente, a mis profesores Alejandro Ortiz y Pavel Capetillo por su excelente disposición al entregarme orientación, herramientas y consejos a lo largo de este trabajo.

Tabla de Contenido

1. Introducción	1
1.1. Objetivos	2
1.1.1. General	2
1.1.2. Específicos	2
1.2. Alcances	2
1.3. Motivación	2
2. Antecedentes	3
2.1. Anatomía dentaria	3
2.1.1. Hueso alveolar	4
2.1.1.1. Hueso cortical	4
2.1.1.2. Hueso esponjoso	4
2.1.2. Esmalte	4
2.1.3. Dentina	4
2.1.4. Pulpa	5
2.1.5. Ligamento periodontal	5
2.1.6. Diente premolar y vistas	5
2.2. Biomecánica adaptativa: Teoría mecanoestática de Frost	7
2.3. Bruxismo y sobrecarga	7
2.4. Horizonte de evaluación	7
2.5. Enfermedad periodontal: Periodontitis	8
2.6. Método numérico de Euler	9
2.7. Estudio de validación	9
2.8. Propiedades mecánicas de los materiales	10
2.9. Módulo de elasticidad	11
2.10. Aplicación de la carga mecánica	12
2.11. Algoritmo de cálculo de remodelación ósea en función de densidad de energía de deformación (SED)	12
2.12. Evaluación de cambios en propiedades mecánicas	14
3. Metodología	16
3.1. Preparación de las geometrías existentes	17
3.1.1. Esmalte	17
3.1.2. Dentina	18
3.1.3. Ensamble	21
3.2. Modelamiento de las geometrías del ligamento periodontal y hueso alveolar	21
3.2.1. Ligamento periodontal	21

3.2.2.	Hueso alveolar	23
3.2.3.	Geometría del modelo final	23
3.3.	Condiciones de borde, contacto y carga	24
3.3.1.	Condiciones de borde	24
3.3.2.	Condiciones de contacto	25
3.3.3.	Condiciones de carga	25
3.4.	Mallado del modelo y convergencia	26
3.4.1.	Mallado	26
3.4.2.	Convergencia	27
3.5.	Validación del modelo	28
3.6.	Implementación del cambio de densidad ósea	31
3.7.	Modelación de las distintas condiciones clínicas	35
3.7.1.	Modelo sano	35
3.7.2.	Modelo con pérdida de soporte 1 mm	36
3.7.3.	Modelo con pérdida de soporte de 3 mm	37
3.7.4.	Modelo con pérdida de soporte de 6 mm	38
4.	Resultados y discusión	39
4.1.	Modelos con sus respectivas densidades iniciales	41
4.2.	Modelos sometidos a la carga de 100 N	42
4.2.1.	Remodelación para el periodo de 12 meses.	42
4.2.2.	Remodelación para el periodo de 24 meses.	45
4.2.3.	Remodelación para el periodo de 36 meses.	48
4.2.4.	Remodelación para el periodo de 48 meses.	51
4.3.	Modelos sometidos a la carga de 400 N	53
4.3.1.	Remodelación para el periodo de 12 meses.	54
4.3.2.	Remodelación para el periodo de 24 meses.	57
4.3.3.	Remodelación para el periodo de 36 meses.	60
4.3.4.	Remodelación para el periodo de 48 meses.	63
4.4.	Gráficos comparativos.	65
5.	Conclusiones	69
Trabajo propuesto		70
Bibliografía		70
Anexos		73
A.	Implementación de la remodelación ósea en <i>Python</i>	73

Índice de Tablas

2.1.	Valor considerado de la fuerza patológica para las simulaciones de las condiciones de masticación.	7
2.2.	Valores de von Mises obtenidos en el modelo sin conexión entre dientes. AP5: Área apical del segundo premolar; Cresta: Área intercrestal entre premolares; AP4: Área apical del primer premolar.	10
2.3.	Valores propiedades mecánicas del hueso.	11
2.4.	Valores iniciales asignados para la densidad ósea.	11
3.1.	Resumen del detalle de la cantidad de nodos, caras y elementos mallado en FEBio.	26
3.2.	Resumen de las cambios en el mallado para todos los niveles de pérdida de soporte óseo.	27
3.3.	Cantidad de elementos en comparación a los resultados del esfuerzo máximo de von Mises en el mismo punto y tiempo de cómputo.	28
3.4.	Propiedades mecánicas utilizadas en el modelo de validación.	28

Índice de Ilustraciones

2.1.	Estructura anatómica del diente.	3
2.2.	Vista esquemática oclusal de un diente premolar.	6
2.3.	Distintas vistas de un segundo premolar. A: Bucal; B: Lingual; C: Mesial; D: Distal E: Oclusal.	6
2.4.	Esquema de las etapas para la aparición de la enfermedad periodontal y posterior pérdida de soporte.	8
2.5.	Modelo elementos finitos en el estudio de validación: (A) Pérdida de 1 mm en el segundo premolar; (B) Pérdida de 3 mm en el segundo premolar; (C) Pérdida de 7 mm en el segundo premolar; (D) Pérdida de 9 mm en el segundo premolar.	10
2.6.	Caso de máximo contacto de puntos de oclusión.	12
2.7.	Diferentes ventanas de remodelación de la densidad, junto a los valores para cada límite de intervalo.	14
2.8.	Diagrama de flujo para el cálculo de propiedades mecánicas.	15
3.1.	Metodología adoptada para el desarrollo del estudio.	16
3.2.	Vista disto-lingual de la geometría del esmalte, antes y después de la preparación.	17
3.3.	Vista apical de la geometría del esmalte, antes y después de la preparación.	18
3.4.	Geometrías de la dentina antes y después de ser reparadas, vista distal.	19
3.5.	Geometrías de la dentina antes y después de ser reparadas, disto-lingual.	20
3.6.	Geometrías de la dentina antes y después de ser reparadas, disto-lingual en perspectiva apical.	20
3.7.	Vistas de la geometría finalizada del diente.	21
3.8.	Vistas de la estructura del ligamento periodontal.	22
3.9.	Ligamento periodontal y su acople al modelo del diente en vista distal.	22
3.10.	Vistas de la estructura del hueso alveolar.	23
3.11.	Hueso alveolar y su acople al modelo del diente y ligamento periodontal, vista distal.	24
3.12.	Esquema de las condiciones de borde aplicadas a los huesos alveolares.	25
3.13.	Patrón de distribución aplicado al modelo de elementos finitos, vista oclusal.	25
3.14.	Patrón de distribución aplicado al modelo de elementos finitos, vista oclusal en proyección ortogonal.	26
3.15.	Vista de la ubicación de los elementos con máximo y mínimo esfuerzo del modelo base, referenciados con un círculo rojo y azul, respectivamente.	27
3.16.	Vista disto-lingual de la distribución de esfuerzos de von Mises en el hueso cortical y esponjoso, indicando su mínimo y máximo, en unidades de MPa.	29
3.17.	Corte en vista mesio-bucal de la distribución de esfuerzos de von Mises en el hueso esponjoso, indicando su mínimo y máximo, en unidades de MPa.	30
3.18.	Vista oclusal de la distribución de esfuerzos de von Mises en el hueso esponjoso, indicando su mínimo y máximo, en unidades de MPa.	31

3.19.	Distintos formatos para los archivos admitidos por FEBio.	31
3.20.	Distintas interfaces de usuario para cada formato de archivo en FEBio.	32
3.21.	Esquema del proceso de actualización en cuanto a remodelación ósea, acorde a cada módulo en FEBio o <i>Python</i>	33
3.22.	Visual de la consola en <i>Python</i> al ejecutar el código.	34
3.23.	Vistas de la geometría del modelo sano.	35
3.24.	Vistas de la geometría del modelo con pérdida de 1 mm.	36
3.25.	Vistas de la geometría del modelo con pérdida de 3 mm.	37
3.26.	Vistas de la geometría del modelo con pérdida de 6 mm.	38
4.1.	Definición de los lados del hueso alveolar respecto a la cara del diente.	39
4.2.	Definición de las regiones verticales del hueso alveolar.	40
4.3.	Distribución inicial de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los distintos modelos.	41
4.4.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 12 meses y carga de 100N en vista mesio-lingual.	42
4.5.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 12 meses y carga de 100N en vista oclusal.	43
4.6.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 24 meses y carga de 100N en vista mesio-lingual.	45
4.7.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 24 meses y carga de 100N en vista oclusal.	46
4.8.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 36 meses y carga de 100N en vista mesio-lingual.	48
4.9.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 36 meses y carga de 100N en vista oclusal.	49
4.10.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 48 meses y carga de 100N en vista mesio-lingual.	51
4.11.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 48 meses y carga de 100N en vista oclusal.	52
4.12.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 12 meses y carga de 400N en vista mesio-lingual.	54
4.13.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 12 meses y carga de 400N en vista oclusal.	55
4.14.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 24 meses y carga de 400N en vista mesio-lingual.	57
4.15.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 24 meses y carga de 400N en vista oclusal.	58
4.16.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 36 meses y carga de 400N en vista mesio-lingual.	60
4.17.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 36 meses y carga de 400N en vista oclusal.	61
4.18.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 48 meses y carga de 400N en vista mesio-lingual.	63
4.19.	Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 48 meses y carga de 400N en vista oclusal.	64
4.20.	Variación de la densidad promedio en el hueso esponjoso para los cuatro modelos estudiados a lo largo del periodo de remodelación para la carga de 100 N.	66

4.21.	Variación de la densidad promedio en el hueso esponjoso para los cuatro modelos estudiados a lo largo del periodo de remodelación para la carga de 400 N. . .	66
4.22.	Variación de la densidad promedio para el modelo sano en el hueso cortical para las cargas de 100 y 400 N.	67
4.23.	Variación de la densidad promedio para los cuatro modelos estudiados en el hueso esponjoso para las cargas de 100 y 400 N.	68

Capítulo 1

Introducción

Una característica de los huesos humanos es que estos tienen la capacidad de adaptarse a las diferentes condiciones a las que se ven sometidos dependiendo de su uso. De manera más precisa, y según [Lin et al., 2009] [1], la ley de Wolff señala que los huesos humanos y animales se adaptan a las condiciones de carga a las que se ven sometidos con la finalidad de mejorar la resistencia, fortaleciéndose, o en el caso contrario de desuso, debilitándose.

A nivel macroscópico el hueso se subdivide en dos tipos, el cortical o compacto y el esponjoso o trabecular. El primero, constituye la capa exterior del hueso y tiene las características de ser más duro y denso, mientras tanto, el segundo conforma el núcleo del hueso, siendo más blando y a su vez, menos denso.

Existen dos escenarios antagonistas en donde los huesos sufren este fenómeno de remodelación ósea, el primero de reabsorción se produce debido a una disminución en la carga aplicada en donde el hueso pierde calidad, y segundo la aposición en que producto de un aumento en la carga, el hueso tiende a mejorar su calidad para poder soportar el estímulo. Este aumento y pérdida de calidad se traduce en un cambio en la densidad ósea del hueso en general, lo que incide en las propiedades mecánicas del diente (específicamente el módulo de Young) y su forma. En este caso de estudio se considera que también puede existir pérdida de densidad por el efecto de una carga muy alta.

Los dientes humanos están sometidos cotidianamente a diversos esfuerzos como los de la masticación, los que se transmiten a través del ligamento periodontal hasta el hueso alveolar de la mandíbula. Si bien, este último modifica su densidad a lo largo de la vida de las personas de manera natural, al presentarse una enfermedad como el bruxismo se genera una llamada sobrecarga oclusal, lo que sumado a una condición de soporte óseo reducido, se pueden generar esfuerzos que no son cotidianos, lo que induce cambios en la densidad del hueso alveolar debido al fenómeno de la remodelación ósea.

El propósito de este trabajo, es estudiar el remodelamiento mediante el análisis de elementos finitos, dado que de acuerdo a [Lin et al., 2009][1] se ha transformado en un método ampliamente aceptado debido a su capacidad de estudiar la influencia de las fuerzas mecánicas de un modo no invasivo.

1.1. Objetivos

1.1.1. General

Modelar la remodelación ósea inducida mecánicamente del soporte (hueso alveolar) de un diente con la condición de periodonto reducido sometido a condiciones de sobrecarga oclusal mediante el método de análisis por elementos finitos, estudiando las variaciones en las propiedades mecánicas y forma.

1.1.2. Específicos

1. Elaborar modelo CAD 3D del hueso alveolar en base a tomografías computarizadas existentes.
2. Preparar modelo de elementos finitos del conjunto, definiendo propiedades de los materiales, condiciones de contorno y la generación del mallado.
3. Implementar mediante Python un modelo de remodelación ósea acoplado a la ley constitutiva del hueso.
4. Ejecutar simulaciones del modelo frente a las cargas oclusales con diferentes pérdidas de soporte óseo.
5. Analizar los resultados de la modelación y validarlos con referencias de estudios similares.

1.2. Alcances

- El modelo considera un diente segundo premolar inferior y hueso alveolar de tres dimensiones.
- Se aplica un tipo de sobrecarga de bruxismo, oclusal y en dirección vertical hacia el soporte.
- Los materiales se comportan como lineales elásticos, isotrópicos y no homogéneos.
- El hueso alveolar es modelado por dos tejidos: el cortical y esponjoso.
- Se utiliza el criterio de falla de "densidad de energía de deformación", o strain energy density (SED).

1.3. Motivación

El cumplimiento del objetivo general permitiría prevenir consecuencias negativas adicionales para un paciente con pérdida de soporte óseo y bruxismo debido a que se conocería el comportamiento interno del hueso alveolar en términos de cambios en las distribuciones de densidad y forma. Este conocimiento puede ayudar a optimizar los protocolos clínicos de rehabilitación protésica, mejorando la salud bucal de las personas.

Capítulo 2

Antecedentes

2.1. Anatomía dentaria

Los dientes tienen una geometría cambiante, ya sea comparándolos entre sí o entre distintas personas, a pesar de esto tienen una estructura interna definida. De manera básica se presenta en la Figura 2.1 la descomposición de un diente y su soporte, los cuales serán utilizados como la referencia para el posterior análisis.

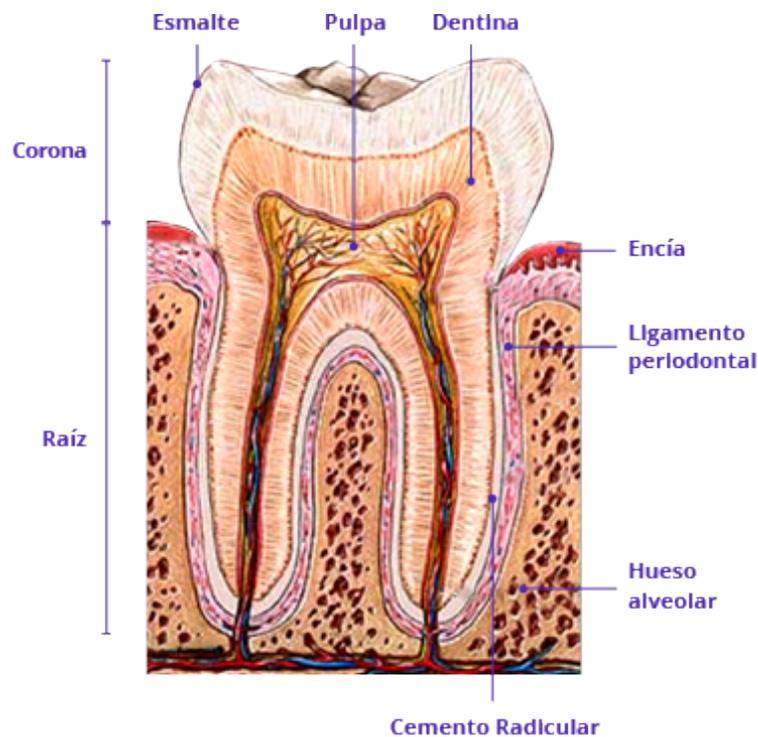


Figura 2.1: Estructura anatómica del diente.

A partir de la Figura 2.1 se distinguen dos particiones que engloban a los demás componentes, la corona y raíz. La corona es la sección que se encuentra expuesta y que recibe directamente las fuerzas de masticación, en tanto, la raíz se encuentra bajo la encía y sirve de soporte para resistir estas cargas, la raíz se halla fijamente unida a la cavidad alveolar por cemento radicular y el ligamento periodontal. En las siguientes secciones se describen en detalle los componentes principales.

2.1.1. Hueso alveolar

Los huesos humanos están principalmente constituidos por agua, componentes orgánicos y minerales. Se dice que son órganos duros y vivos ya que contienen células, vasos sanguíneos y nervios. Algunas de las funciones que cumplen son las de dar soporte al cuerpo y entregar protección a diversos órganos como el corazón y cerebro.

El hueso alveolar también es conocido como hueso maxilar, se ubica en el cráneo y es la estructura que contiene los alvéolos o cuencas que soportan la raíz del diente. Está compuesto por dos porciones diferentes de tejido óseo, el cortical y esponjoso. Estos se diferencian en tener funciones, composiciones internas y propiedades mecánicas distintas.

2.1.1.1. Hueso cortical

Este tejido viene a ser un revestimiento exterior del hueso, con un espesor de entre 0.5-2 [mm], es más denso y duro que el tejido esponjoso, al que rodea. Sirve principalmente para soportar los esfuerzos mecánicos en todo el hueso y así proteger el interior, rico en procesos biológicos fundamentales para el cuerpo humano.

2.1.1.2. Hueso esponjoso

Este también es llamado hueso trabecular debido a que su microestructura está caracterizada por ser un enrejado complejo formado por pequeñas trabéculas óseas. Este tejido es menos denso, más suave y frágil comparado con el cortical. Es altamente poroso y su función es distribuir cargas hacia la parte cortical (externa) del hueso. Más aún, de acuerdo a [Hernandez et al. 2000] [16], es capaz de absorber una gran cantidad de energía debido a su alta capacidad de deformación, lo que es bastante útil ante golpes fuertes, por ejemplo, caídas. En este hueso ocurre el proceso de fabricación de células sanguíneas y también es donde se encuentra la conocida médula ósea.

2.1.2. Esmalte

Este cubre y da forma exterior a la corona, véase Figura 2.1. Es el tejido más duro del organismo, tiene un aspecto vítreo, superficie brillante y translúcida. Su dureza se debe a que es la estructura más mineralizada de todas cuantas forman el organismo, sólo contiene de 3 a 8 % de materia orgánica y en el análisis por calcinación se ha logrado demostrar que la mitad de este porcentaje es humedad. [Vila. 1981] [19]

2.1.3. Dentina

La dentina es el principal tejido formador del diente. Está cubierta por esmalte en la porción de la corona y por cemento en la raíz, normalmente no está en contacto con el exterior. Es tejido intensamente calcificado, más duro que el hueso y su interior es rico en terminaciones nerviosas. En su evolución forma la corona, y después de la erupción continúa formando la raíz. En su interior guarda una infinidad de tubitos llamados conductillos o túbulos dentinarios donde se alojan las fibrillas de Tomes, éstas últimas son los conductores nutricionales y sensoriales del tejido dentinario. [Vila. 1981] [19]

2.1.4. Pulpa

En el centro del diente y circundada por la dentina, se encuentra una cavidad que se conoce como cámara pulpar. Este pequeño recinto está ocupado totalmente por la pulpa dentaria. La pulpa es el órgano vital y sensible por excelencia ya que es altamente vascularizado. Por la región apical penetra una arteriola, a medida que se acerca al centro del diente, estos se convierten en venas que se unen en un solo vaso para seguir el mismo recorrido de regreso y salir por el mismo agujero apical, que desde su recorrido radicular se ramifica en capilares. [Vila. 1981] [19] En este estudio no se considera esta sección del diente ya que el objetivo está en analizar el comportamiento del hueso alveolar y es conveniente omitir este componente ya que no tiene incidencia al ser una cavidad que está rodeada de dentina, que es la que realmente hace contacto con el soporte y transmite el esfuerzo escogido.

2.1.5. Ligamento periodontal

La articulación alveolo-dental o articulación dentaria es el ligamento que une dos superficies duras, la cara interna del alvéolo y la superficie del cemento que corresponde al diente. Este espacio comprendido entre las superficies cemento y alvéolo es muy reducido, en casos normales varía de 0.15 a 0.35 mm y está ocupado por una membrana de constitución fibrosa. Está compuesto por dos diferentes conjuntos tisulares: uno exclusivamente fibroso y sumamente resistente y otro de constitución blanda, razón por la cual es altamente deformable y absorbe los golpes ocasionados en la corona del diente. [Vila. 1981] [19]

2.1.6. Diente premolar y vistas

De acuerdo a [Nagas et al. 2018][20], los dientes premolares en la mandíbula son 8 en total y se ubican entre los caninos y los molares, su función es ayudar a estos dos con la ingesta de alimentos, a los primeros para desgarrar y a los segundos para moler la comida.

Dependiendo de la orientación en que se observen los premolares se tienen distintas designaciones: mesial, distal, bucal y lingual. En la Figura 2.2 se ve la asociación para cada distinta vista a partir de un esquema superior u oclusal del diente.

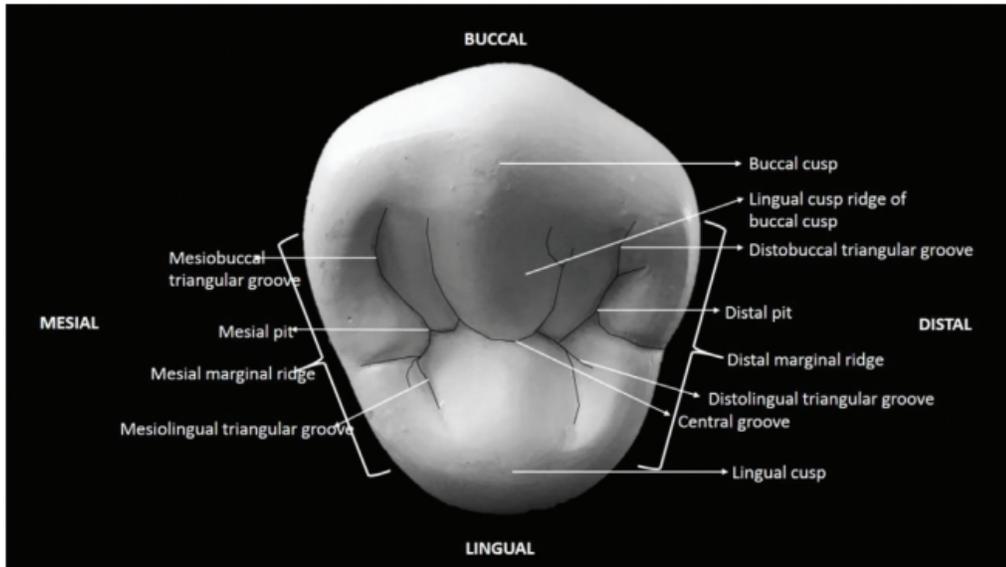


Figura 2.2: Vista esquemática oclusal de un diente premolar.

Más aún, se distingue que para los dientes segundos premolares se pueden descomponer todas las vistas tal como se observa en la Figura 2.3, este tipo de diente es el que se abordará en el modelo de elementos finitos.

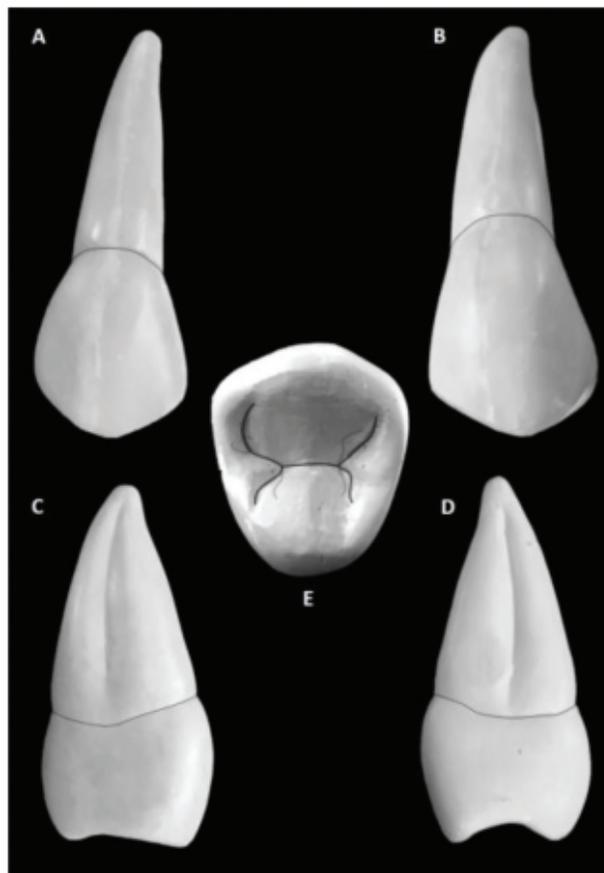


Figura 2.3: Distintas vistas de un segundo premolar. A: Bucal; B: Lingual; C: Mesial; D: Distal E: Oclusal.

2.2. Biomecánica adaptativa: Teoría mecanoestática de Frost

Harold Frost postuló en sus estudios [Frost. 1987] [21] la teoría del 'Mecanoestado', en donde los huesos se comportan como un termostato en relación a un estímulo mecánico recibido, dependiendo de una medida de micro-deformaciones los huesos tienden a modificar su estructura interna para hacer frente a los nuevos requerimientos mecánicos. En el caso de que la tensión mecánica sobrepase cierto valor umbral el hueso reacciona aumentando su masa, debido a una mayor producción de tejido y por lo tanto aumento de densidad ósea para hacer frente al mayor esfuerzo, en tanto, estímulos bajos producen una disminución de masa en el hueso y pérdida de densidad ósea.

Bajo este fundamento se aplica la teoría de la densidad de energía de deformación (SED) vista en la Sección 2.12, la que define los rangos de umbrales y las ecuaciones que rigen el cambio de densidad ósea en función de la energía de los elementos que componen las geometrías de los cuerpos.

2.3. Bruxismo y sobrecarga

El bruxismo, según [Frugone y Rodríguez. 2003] [14] es una actividad parafuncional que consiste en el apriete y rechinamiento dentario, es de etiología multifactorial y está asociado principalmente a estrés y alteraciones del sueño o parasomnias. De acuerdo a las características clínicas particulares, se presentan diferentes tipos de bruxismo asociándose principalmente con adultos y aunque se presenta escasamente en niños, se debe diferenciar del desgaste fisiológico en dicha población.

De acuerdo a [Nishigawa et al. 2001] [15] al estudiar las fuerzas producidas por la masticación con esta patología, se midió que la magnitud promedio de los eventos catalogados como bruxismo fue de 22.5 ± 13 [kgf], mientras que para el promedio de los máximos registrados fue de 42.3 [kgf]. A partir de estos datos, se toma en cuenta para la simulación por elementos finitos, un valor fijo para la carga vertical a utilizar, designada en la Tabla 2.1. En la misma tabla también se presenta la fuerza de masticación normal o fisiológica asociada a un paciente sin esta enfermedad.

Tabla 2.1: Valor considerado de la fuerza patológica para las simulaciones de las condiciones de masticación.

Tipo	Magnitud fuerza [N]	Dirección
Bruxismo	400	-z
Mordedura habitual	100	-z

2.4. Horizonte de evaluación

La remodelación interna del hueso es un proceso que ocurre en plazos extensos, para determinar el tiempo que se simulará en este estudio, se recurre a [Rungsiyakull et al., 2010][5] en donde se indica que estadísticamente que para un periodo de 48 meses, la variación en

la densidad del hueso llega a un valor estacionario, por lo que se adoptará este horizonte de tiempo para las simulaciones.

Los valores para los parámetros utilizados en la formulación del cambio de densidad son referenciales para un periodo de un mes, por lo que en términos del modelo de elementos finitos es equivalente a simular el modelo 48 veces para alcanzar el periodo de 4 años de remodelación en el paciente.

2.5. Enfermedad periodontal: Periodontitis

La periodontitis, véase Figura 2.4, ocurre cuando una infección producida por diversos microorganismos afecta a las encías (gingivitis) y no recibe tratamiento. A diferencia de esta última se caracteriza por una pérdida estructural producida por determinadas bacterias. La infección e inflamación se disemina desde las encías (gingiva) hasta los ligamentos y el hueso, que sirven de soporte a los dientes. La pérdida de soporte hace que los dientes pierdan estabilidad y finalmente se caigan, en el proceso de avulsión. [Escudero et al. 2008 [6]]

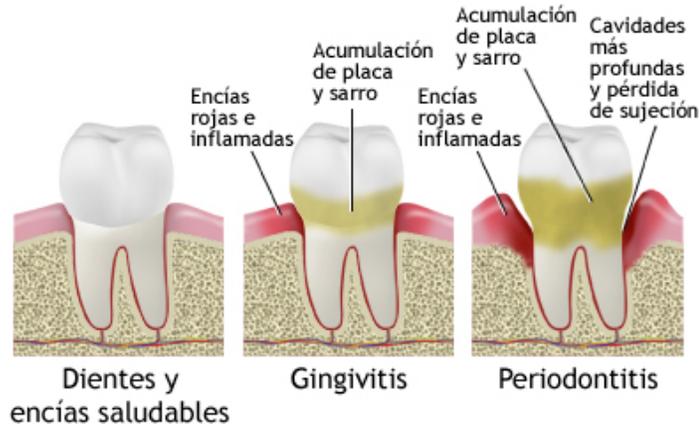


Figura 2.4: Esquema de las etapas para la aparición de la enfermedad periodontal y posterior pérdida de soporte.

La enfermedad tiene algunas clasificaciones [6] en cuanto a:

1. Extensión:

- Localizada: La que se presenta en menos de un 30 %.
- Generalizada: La que muestra en más de un 30 % de localizaciones afectadas.

2. Severidad:

- Leve: Cuando la pérdida de inserción es de 1 a 2 milímetros.
- Moderada: Cuando la pérdida de inserción es de 3 a 4 mm.
- Severa o avanzada: Cuando la pérdida de inserción es superior a 5 mm.

Dentro de este caso de estudio se considerará la severidad en estos tres niveles de pérdida de soporte, por lo que la cantidad de modelos a construir serán cuatro tomando en consideración el caso de hueso alveolar sin pérdida.

2.6. Método numérico de Euler

Para resolver las ecuaciones diferenciales que rigen el remodelamiento óseo se necesitan métodos aproximativos para calcular de forma discreta el siguiente valor que toma la derivada en un punto, para esto se recurre al método de primer orden de Euler. El algoritmo consiste en la resolución de una ecuación diferencial, véase Ecuación 2.1, mediante la partición del dominio, considerando un intervalo $x_n = n \cdot h$, dividido en n partes de igual longitud h , tal que $y_n = y(x_n)$. Al aplicar la expansión de Taylor en el origen a la función, se obtiene el valor posterior de y_{n+1} , véase Ecuación 2.2. [Kendall. 1989] [22]

$$\dot{y} = f(x, y) \quad (2.1)$$

$$y_{n+1} = y(x_n) + h \cdot f(x_n, y_n) \quad (2.2)$$

Existen diversos métodos numéricos como los de Runge Kutta y Euler modificado de mayor orden que permiten aproximar de mejor manera el valor de una función, pero éstos requieren de mayor tiempo de cómputo, motivo por el cual se escoge Euler de primer orden.

2.7. Estudio de validación

El estudio de validación que se utilizará se titula 'The effects of splinting periodontally compromised removable partial denture abutments on bone stresses: a three-dimensional finite element study'[18] y se escoge ya que tiene similitudes con puntos clave en el desarrollo de este estudio, se trata de un caso de carga oclusal sobre un primer y segundo premolar inferiores modelados con: esmalte, dentina, ligamento periodontal, hueso cortical y esponjoso; a los que se le aplican subsecuentes diferentes niveles de pérdida de soporte óseo.

Para la investigación de referencia se simulan tres casos, en los dos últimos se considera que los dientes tienen una férula dental, pieza rígida que conecta las coronas de los dientes y los une fijamente, los que no concuerdan con las condiciones de este caso de estudio. En cambio, para el primero los dientes actúan independientemente entre sí, por lo que los resultados en cada alveolo dentario serán independientes unos de otros, véase Figura 2.5, esta ocurrencia es la que sirve para validar el modelo de estudio.

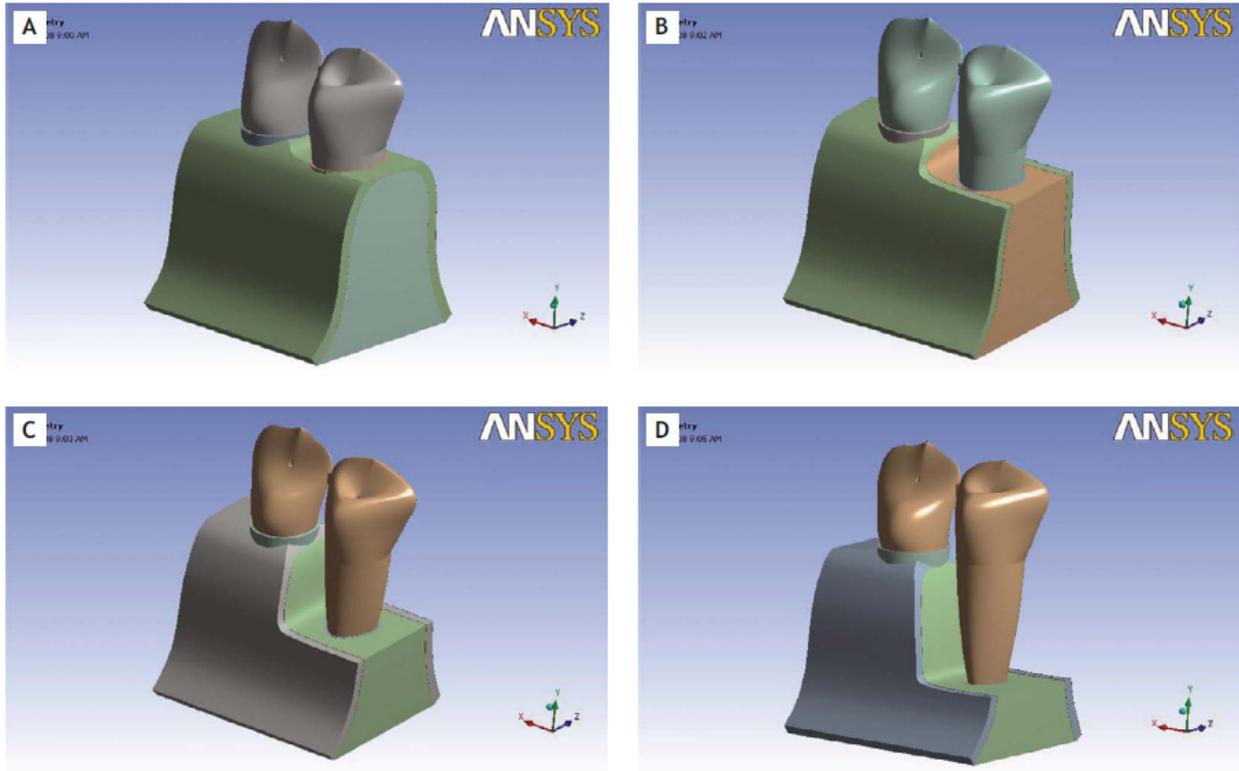


Figura 2.5: Modelo elementos finitos en el estudio de validación: (A) Pérdida de 1 mm en el segundo premolar; (B) Pérdida de 3 mm en el segundo premolar; (C) Pérdida de 7 mm en el segundo premolar; (D) Pérdida de 9 mm en el segundo premolar.

La variable en común que se toma como referencia para evaluar la similitud entre ambos estudios es el esfuerzo de von Mises. Debido a que se trata de esfuerzos localizados en geometrías complejas compuestas de muchos elementos, se toma el esfuerzo máximo de los resultados de ambas simulaciones, los que se ubican en la región apical del segundo premolar en los dos casos. Los datos del esfuerzo, nivel de pérdida de soporte óseo y ubicación se reflejan en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2: Valores de von Mises obtenidos en el modelo sin conexión entre dientes. AP5: Área apical del segundo premolar; Cresta: Área intercrestral entre premolares; AP4: Área apical del primer premolar.

	Esfuerzo		
	AP5	Cresta	AP4
Normal	1.477	0.141	1.990
Con 4mm de pérdida de hueso	1.559	2.129	1.405
Con 8mm de pérdida de hueso	2.099	3.405	2.253

2.8. Propiedades mecánicas de los materiales

Para este estudio se consideran algunas simplificaciones de la naturaleza real del conjunto hueso - diente. Se utiliza un modelo del tipo Neo-hookeano debido a que este admite la

heterogeneidad en la distribución de la densidad, además que para pequeñas deformaciones se comporta como material lineal elástico e isotrópico. Esto permite simplificar los cálculos utilizando solamente un valor para el módulo de Young y coeficiente de Poisson. Acorde a [Lin et al., 2009] [1] estas condiciones son ampliamente utilizadas en análisis por elementos finitos, ya que si bien consideran simplificaciones, los resultados obtenidos han sido validados en numerosas investigaciones.

Las propiedades mecánicas de interés son el módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson, el primero se ve afectado por el cambio de densidad mientras el segundo se mantiene fijo para todo el análisis. En composición, el diente es modelado en esmalte y dentina, en tanto el hueso alveolar se separa de forma simplificada en: hueso cortical y esponjoso, también se considera el ligamento periodontal que vincula al diente con el hueso alveolar. A partir de las referencias extraídas de [Field et al., 2008] [10] se construye la siguiente tabla resumen, véase Tabla 2.3.

Tabla 2.3: Valores propiedades mecánicas del hueso.

Material	Módulo de Young (E) [MPa]	Coef. de Poisson (ν) [-]
Hueso cortical	15000	0.30
Hueso esponjoso	1500	0.30
Esmalte	84100	0.20
Dentina	18600	0.31
Ligamento Periodontal	70.3	0.45

Las condiciones iniciales de densidades para las geometrías en las que se estudia la remodelación ósea, son determinadas acorde al valor de su módulo de Young inicial, calculada con la Ecuación 2.4.

Tabla 2.4: Valores iniciales asignados para la densidad ósea.

Material	Densidad inicial (ρ) [g/cm^3]
Hueso Esponjoso	0.73
Hueso Cortical	1.58

Para el proceso de remodelación del hueso alveolar es necesario establecer límites superiores e inferiores a cada tipo de hueso, para evitar que por cambios en su densidad adopten las propiedades mecánicas del otro, es decir que, por ejemplo el hueso esponjoso al aumentar la densidad se adquiriera las propiedades del hueso cortical. Se utiliza el margen establecido en el estudio de [Wang et al. 2015] [13], véase Ecuación 2.3.

$$\begin{aligned} 1.2 \text{ g/cm}^3 &\leq \rho_{cortical} \leq 2.0 \text{ g/cm}^3 \\ 0.2 \text{ g/cm}^3 &\leq \rho_{esponjoso} \leq 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{aligned} \quad (2.3)$$

2.9. Módulo de elasticidad

El fenómeno de remodelación ósea cambia la densidad en el hueso, y ésta al estar relacionada directamente con el módulo de Young, modifica su valor. Empíricamente la relación

matemática que describe el cambio se encuentra dada por la Ecuación 2.4 según lo sugerido en [Wang et al. 2015] [13].

$$E = 3790\rho^3 \quad (2.4)$$

En la ecuación, ρ representa la densidad en unidades de g/cm^3 y E el módulo de Young en MPa. Esta relación es utilizada ampliamente en análisis por elementos finitos, considerando la simplificación de isotropía en el hueso, y desechando el hecho de que existan diferentes tasas de remodelación ósea para diferentes personas.

2.10. Aplicación de la carga mecánica

Los puntos de aplicación de la carga oclusal en el diente influyen drásticamente en la posterior distribución de esfuerzos experimentados por el diente y hueso alveolar en las simulaciones. De acuerdo a [Benazzi et al., 2013] [17], el patrón de carga observado en el premolar de la Figura 2.6 viene a representar una situación bastante realista en la forma en que interactúan dos dientes y también en la posterior distribución de esfuerzos alrededor del esmalte y dentina.

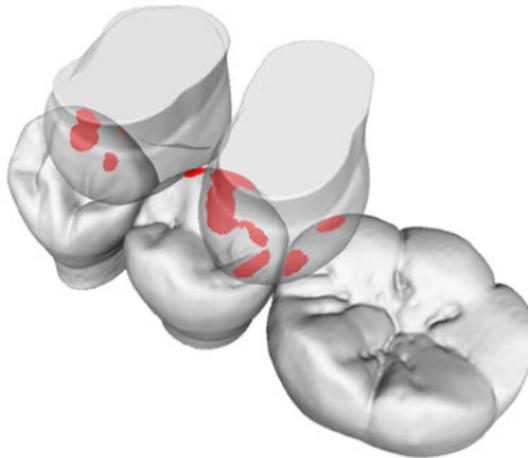


Figura 2.6: Caso de máximo contacto de puntos de oclusión.

Con el fin de obtener los resultados mas fidedignos y acorde a la oclusión normal de un paciente, se replica el patrón de carga utilizado en el estudio anterior.

2.11. Algoritmo de cálculo de remodelación ósea en función de densidad de energía de deformación (SED)

Este método, acorde a [Lin et al., 2009][1] se ha utilizado ampliamente en estudios sobre la variación de la densidad, y se basa en calcular la energía de deformación en cada elemento del hueso a partir de la Ecuación 2.5, que considera esfuerzo y deformación. Luego de obtener un valor elemento por elemento, se procede a clasificarlos según cuatro estados, los que se

observan en la Figura 2.7. La Ecuación 2.6 refleja el incremento de densidad, la Ecuación 2.7 la zona de equilibrio, la Ecuación 2.8 la disminución de densidad y finalmente la Ecuación 2.9 refleja la pérdida de densidad por una carga muy alta. Ξ representa la energía de referencia SED. δ es una constante que representa la amplitud de la zona de equilibrio en torno al valor Ξ . Acorde a la literatura $\Xi = 0.004 [J/g]$, $\delta = 10\%$, $B = 1.00 [g/cm^3]$ y $D = 60 (g/cm^3)^3/MPa^2$.

$$U = \frac{1}{2}\sigma \cdot \varepsilon \quad (2.5)$$

- Aposición o incremento de densidad

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = B \left(\frac{U}{\rho} - (1 + \delta) \cdot \Xi \right) \quad (2.6)$$

$$si \quad 0.02 > \frac{U}{\rho} > (1 + \delta)\Xi$$

- Equilibrio

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \quad (2.7)$$

$$si \quad (1 - \delta)\Xi \leq \frac{U}{\rho} \leq (1 + \delta)\Xi$$

- Reabsorción o disminución de densidad

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = B \left(\frac{U}{\rho} - (1 - \delta) \cdot \Xi \right) \quad (2.8)$$

$$si \quad \frac{U}{\rho} < (1 - \delta)\Xi$$

- Sobrecarga o disminución de densidad

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = B \left(\frac{U}{\rho} - (1 + \delta) \cdot \Xi \right) - D \left(\frac{U}{\rho} - (1 + \delta) \cdot \Xi \right)^2 \quad (2.9)$$

$$si \quad \frac{U}{\rho} \geq 0.02$$

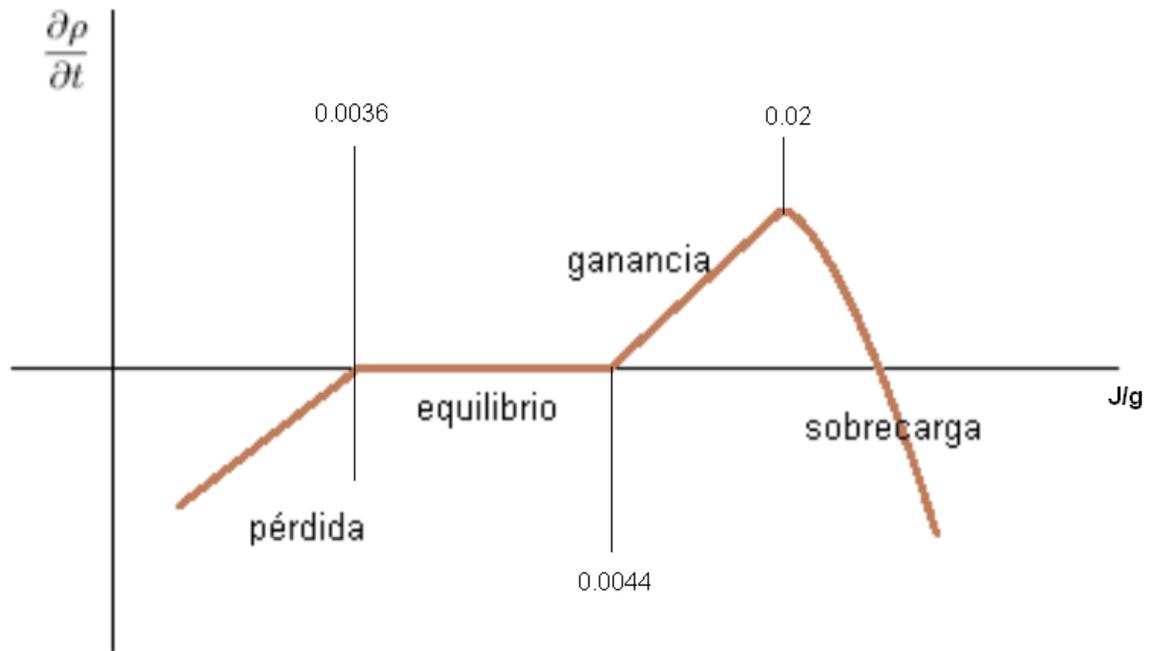


Figura 2.7: Diferentes ventanas de remodelación de la densidad, junto a los valores para cada límite de intervalo.

2.12. Evaluación de cambios en propiedades mecánicas

Para evaluar los cambios de densidad en el modelo, véase la Figura 2.8, se propone una estrategia similar a la adoptada en [Li et al., 2011][8]. Esta consiste en iniciar una primera simulación con valores iniciales fijos para la densidad y módulo de Young, almacenando los datos de la energía de deformación (SED) en un programa externo y consiguientemente recalculando mediante los algoritmos de remodelación, los cambios en la densidad y módulo de Young para volver a introducirlos en el modelo de simulación en el programa *FEBio*, obteniendo así distintas iteraciones. El criterio de convergencia utilizado será el de cantidad de iteraciones en las que no se observen variaciones significativas en el cambio de densidad del modelo, es decir 48 acorde al periodo de remodelación clínico introducido en la Sección 2.4.

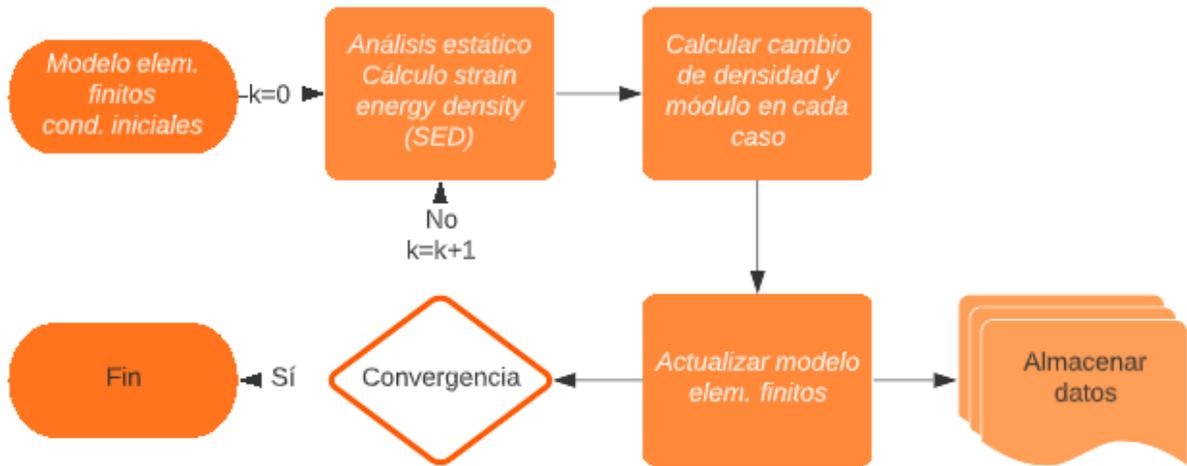


Figura 2.8: Diagrama de flujo para el cálculo de propiedades mecánicas.

Capítulo 3

Metodología

En esta sección se expone el procedimiento seguido para cumplir el objetivo general, que se resume en la Figura 3.1. En los párrafos siguientes se da un explicación de lo realizado en cada etapa.

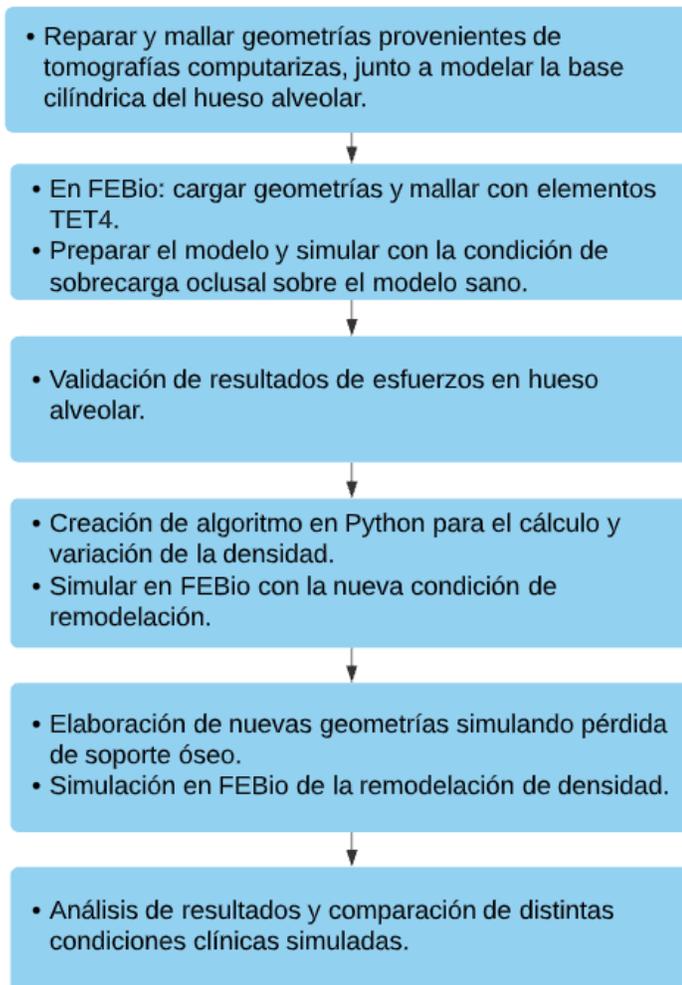


Figura 3.1: Metodología adoptada para el desarrollo del estudio.

3.1. Preparación de las geometrías existentes

Las geometrías originales vienen a representar datos obtenidos a través de una tomografía computarizada (TC) de un diente **segundo premolar inferior** genuino, consistente en: dentina, pulpa y esmalte. Para este apartado se utilizan los programas *Fusion 360* y *Meshmixer Autodesk*, en el que se cargan y acondicionan las figuras para reparar geometrías, crear mallados y suavizar áreas irregulares, las que crean zonas donde se concentran esfuerzos inexistentes. Se descarta la opción de utilizar la geometría de la pulpa ya que el objetivo del estudio es verificar los esfuerzos y remodelación en el hueso alveolar, y no el diente en detalle.

3.1.1. Esmalte

El tratamiento del esmalte se observa en las Figuras 3.2 y 3.3. Lo primordial es modificar el interior para que el contacto posterior con la dentina sea lo mas suave posible.

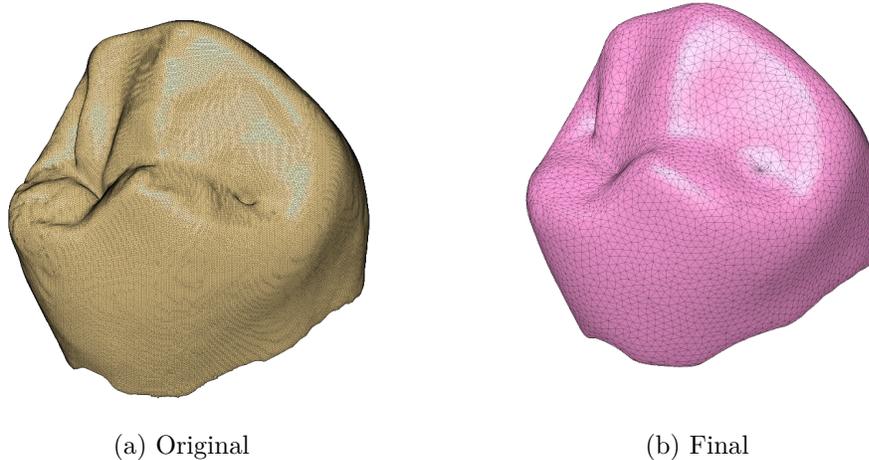
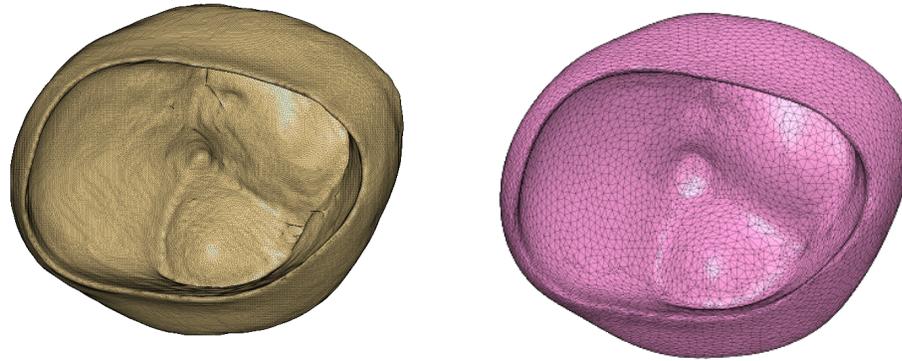


Figura 3.2: Vista disto-lingual de la geometría del esmalte, antes y después de la preparación.



(a) Original

(b) Final

Figura 3.3: Vista apical de la geometría del esmalte, antes y después de la preparación.

3.1.2. Dentina

El tratamiento de la dentina se observa en las Figuras 3.4, 3.5 y 3.6. La dentina es el componente que reviste la mayor complejidad ya que posee muchas discontinuidades, cavidades y áreas de picos. Se procede cerrando la geometría y suavizándola lo mayor posible para tener control sobre la posterior creación de la pieza del ligamento periodontal y también un suave contacto entre las superficies dentina - esmalte.

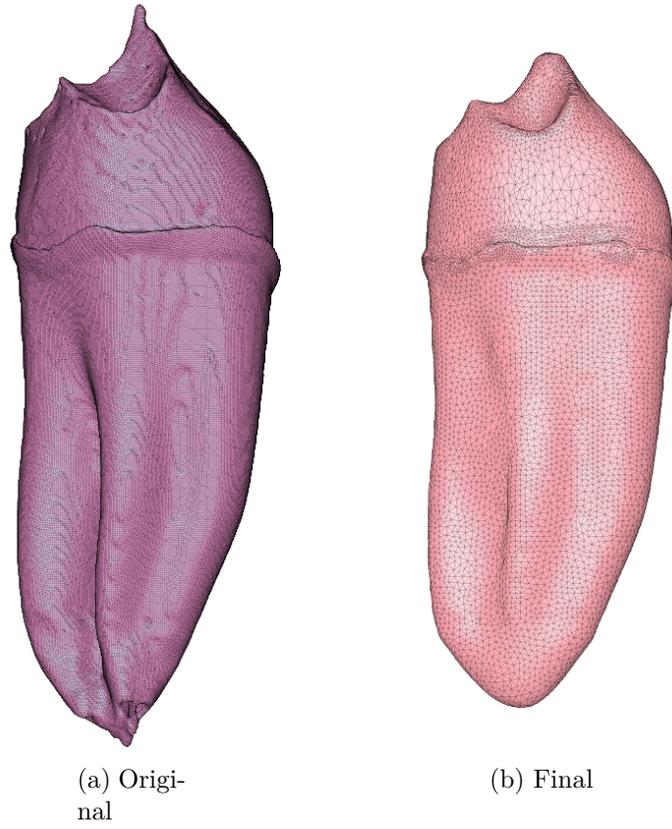


Figura 3.4: Geometrías de la dentina antes y después de ser reparadas, vista distal.

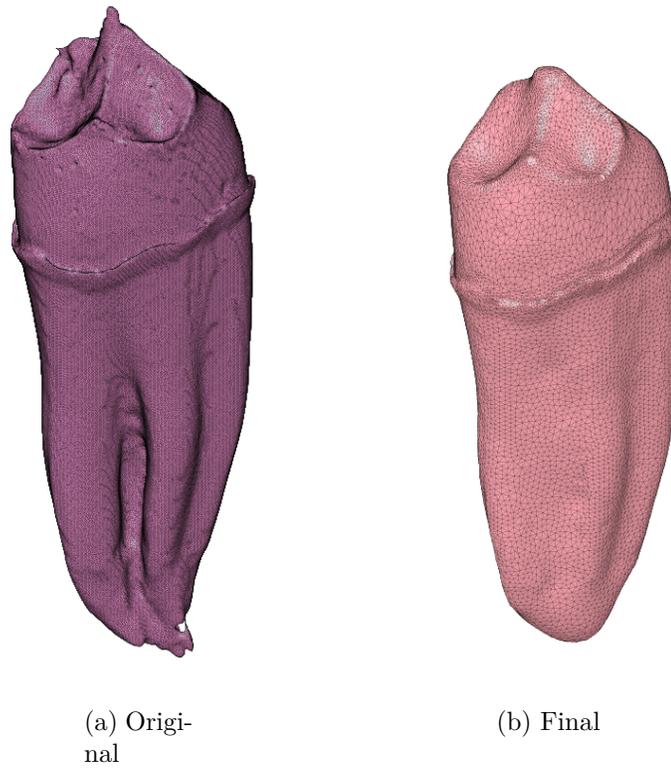


Figura 3.5: Geometrías de la dentina antes y después de ser reparadas, distolingual.

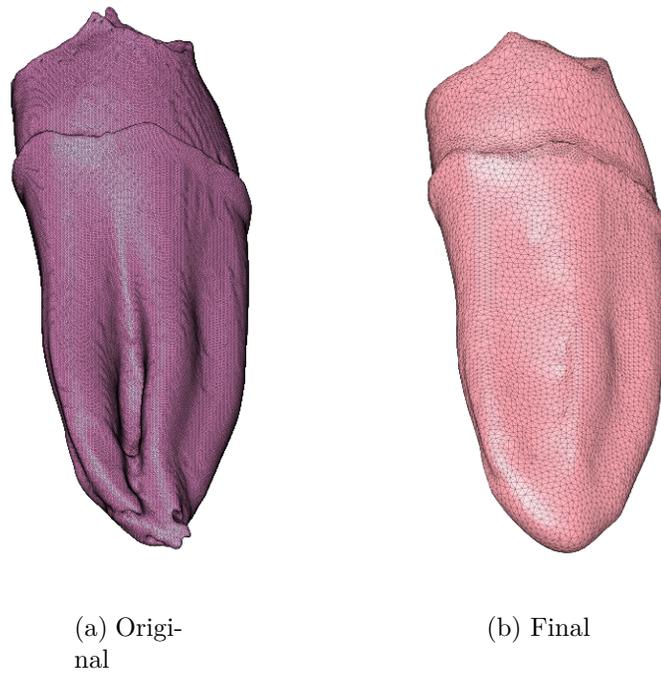


Figura 3.6: Geometrías de la dentina antes y después de ser reparadas, distolingual en perspectiva apical.

3.1.3. Ensamble

Para conectar las geometrías del esmalte y la dentina en el programa de elementos finitos se suavizan las superficies de contacto entre ellas, luego se deforma la dentina con el objetivo de que calce de la mejor manera con el habitáculo interior del esmalte, obteniéndose el acople que se observa en la Figura 3.7.

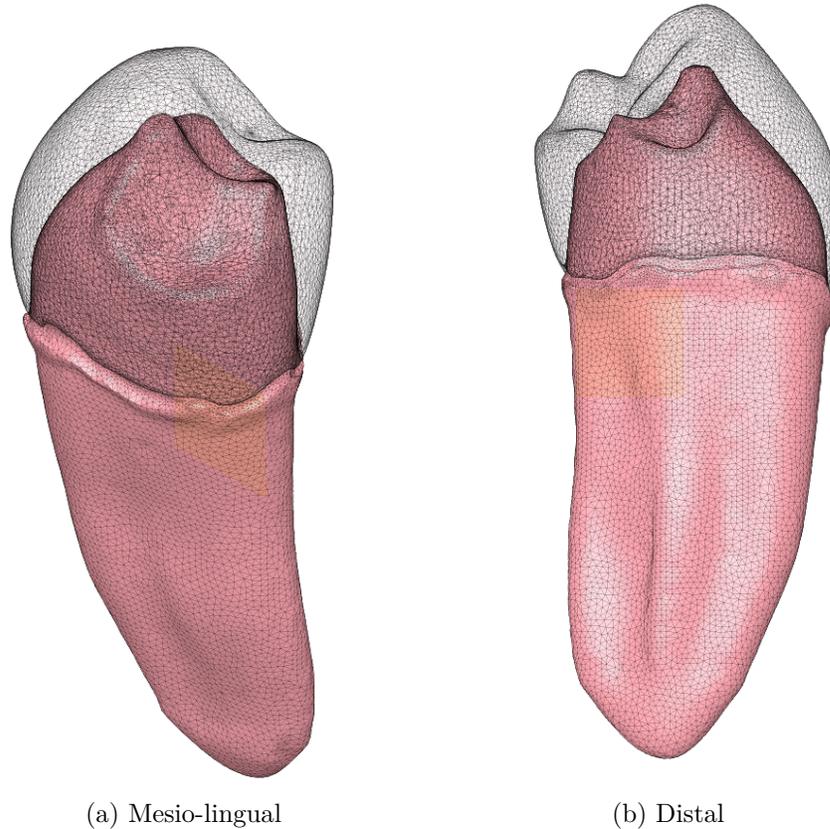


Figura 3.7: Vistas de la geometría finalizada del diente.

3.2. Modelamiento de las geometrías del ligamento periodontal y hueso alveolar

A partir del diente ya procesado, se comienza a dar forma al modelo completo y se propone representar al hueso alveolar como un cilindro circundante a la geometría del diente. Posteriormente, se crea una extrusión de la dentina que da forma al ligamento periodontal, y en torno a éste se genera un volumen para el hueso alveolar, separado en cortical y esponjoso. Para refinar y suavizar las mallas de superficie se utiliza *Netfabb Premium* y *Meshmixer Autodesk*.

3.2.1. Ligamento periodontal

El ligamento periodontal, véase Figura 3.8, es creado con un espesor de 0.3 mm alrededor de la dentina, dejando una holgura de aproximadamente 0.8 mm bajo el esmalte. La vista de

este elemento en conjunto con el diente se observa en la Figura 3.9.

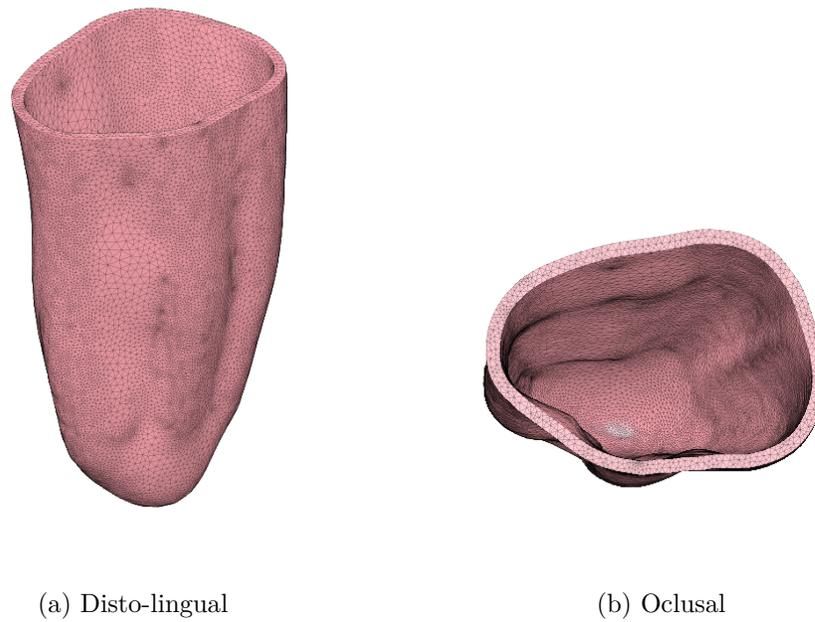


Figura 3.8: Vistas de la estructura del ligamento periodontal.

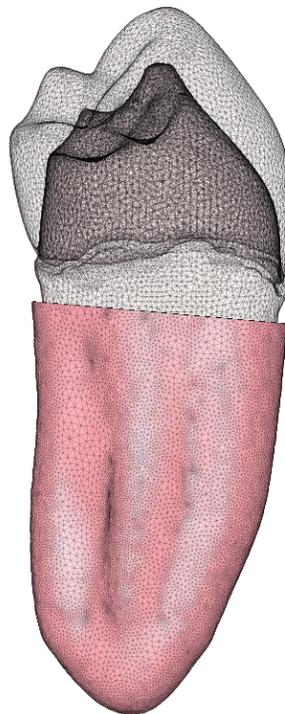
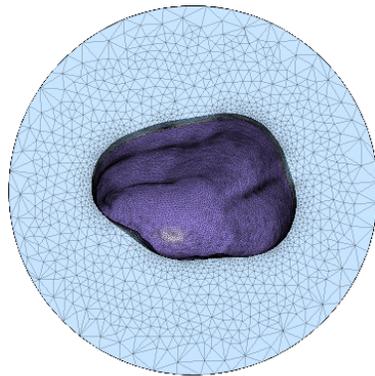


Figura 3.9: Ligamento periodontal y su acople al modelo del diente en vista distal.

3.2.2. Hueso alveolar

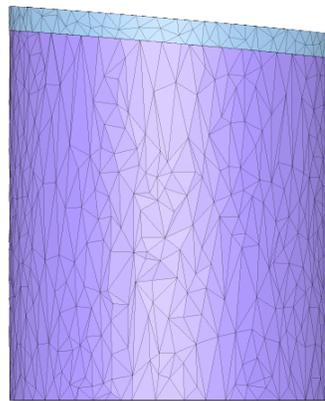
El hueso alveolar se descompone en dos secciones, véase Figura 3.10, la superior (color celeste) representa al hueso cortical con una altura de 1 mm, y la inferior al hueso esponjoso (color morado) con 15mm de altura. En tanto, ambas comparten el mismo diámetro de 13mm, y cuentan con una leve inclinación de manera de seguir con la silueta del esmalte.



(a) Oclusal



(b) Disto-lingual



(c) Distal

Figura 3.10: Vistas de la estructura del hueso alveolar.

3.2.3. Geometría del modelo final

Finalmente, en la Figura 3.11 se representa el esquema completo del conjunto diente - ligamento periodontal - hueso mandibular, con una visual de cada una de las geometrías en contacto entre sí, este es el modelo base final, a partir del cual se simula posteriormente en *FEBio*.

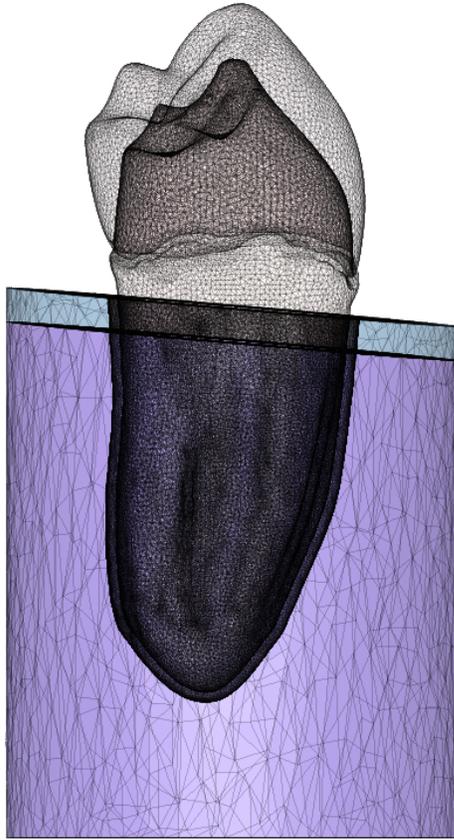


Figura 3.11: Hueso alveolar y su acople al modelo del diente y ligamento periodontal, vista distal.

3.3. Condiciones de borde, contacto y carga

3.3.1. Condiciones de borde

Las condiciones de borde para el hueso alveolar del modelo suponen que la geometría se encuentre conexas con el resto del hueso mandibular, por lo que se consideran, véase Figura 3.12, restricciones de movimiento horizontales (eje X, Y) para las paredes verticales del cilindro, y de restricción total (apoyo fijo) de los ejes X, Y, Z en la porción inferior del hueso esponjoso. Esto tomando en consideración las recomendaciones en el estudio de [Su, Kangning et al., 2019] [11].

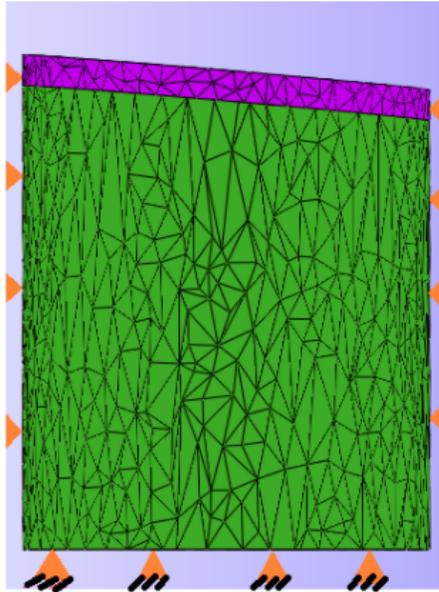


Figura 3.12: Esquema de las condiciones de borde aplicadas a los huesos alveolares.

3.3.2. Condiciones de contacto

Las contactos entre las superficies: esmalte - dentina, dentina - ligamento periodontal, ligamento - hueso alveolar y hueso cortical - esponjoso se consideran completamente unidos, aplicando la condición *Tied Contact* del programa *FEBio*.

3.3.3. Condiciones de carga

Las Figuras 3.13 y 3.14 muestran en color rojo los nodos que se seleccionan para emular las condiciones de carga referenciadas en la Sección 2.10.

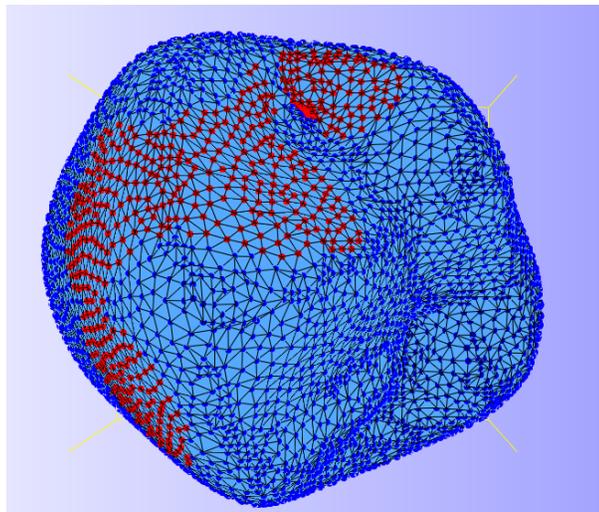


Figura 3.13: Patrón de distribución aplicado al modelo de elementos finitos, vista oclusal.

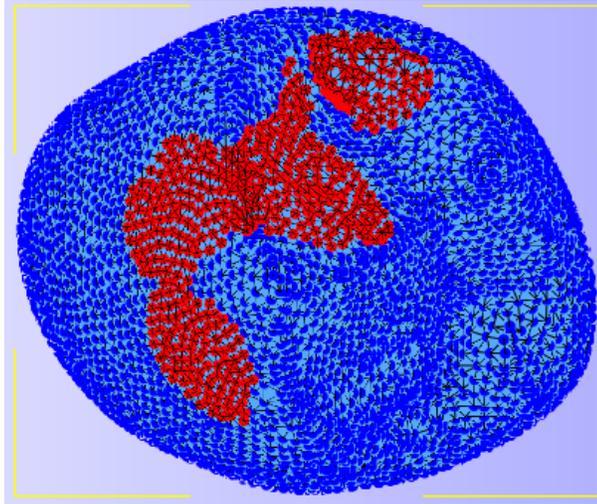


Figura 3.14: Patrón de distribución aplicado al modelo de elementos finitos, vista oclusal en proyección ortogonal.

3.4. Mallado del modelo y convergencia

3.4.1. Mallado

Este apartado se realiza con las herramientas propias de *FEBio*, en el que se opta por recurrir a las geometrías tridimensionales tetraédricas *TET4* de primer orden debido a que entregan buenos resultados sin incurrir en excesivos tiempos de cómputos para este nivel de mallado. En la Tabla 3.1 se detallan las cantidades de: nodos, caras y elementos que se asignan para cada geometría.

Tabla 3.1: Resumen del detalle de la cantidad de nodos, caras y elementos mallado en *FEBio*.

Pieza	Nodos	Caras	Elementos
Esmalte	10688	17648	37583
Dentina	15987	25232	56852
Ligamento periodontal	41885	76484	135003
Hueso cortical	19207	9958	105573
Hueso esponjoso	38483	44896	166153

En la Tabla 3.2 se detalla la cantidad de variables de mallado en los demás modelos con pérdida de soporte.

Tabla 3.2: Resumen de los cambios en el mallado para todos los niveles de pérdida de soporte óseo.

Modelo	Geometría	Nodos	Caras	Elementos
Sano	Ligamento periodontal	41885	76484	135003
	H. cortical	19207	9958	105573
	H. esponjoso	38483	44896	166153
Corte 1 mm	Ligamento periodontal	50579	90012	165179
	H. esponjoso	38483	44896	166153
Corte 3 mm	Ligamento periodontal	21810	40572	69508
	H. esponjoso	47632	59156	198703
Corte 6 mm	Ligamento periodontal	21040	38064	67773
	H. esponjoso	18529	16202	88613

3.4.2. Convergencia

El propósito de esta prueba es obtener los resultados más precisos posibles sin tener que sacrificar tiempo de cómputo, es por esto que se realiza un estudio de convergencia donde se va refinando la cantidad de elementos en las regiones de interés (hueso cortical y esponjoso). Luego de simular una vez el problema, se tiene la noción de que el punto donde se concentra el esfuerzo para el modelo de control es en el hueso cortical, como se observa en la Figura 3.15, es por esto que sólo se varía la cantidad de elementos de esa geometría, y se mantiene constante el del hueso esponjoso.

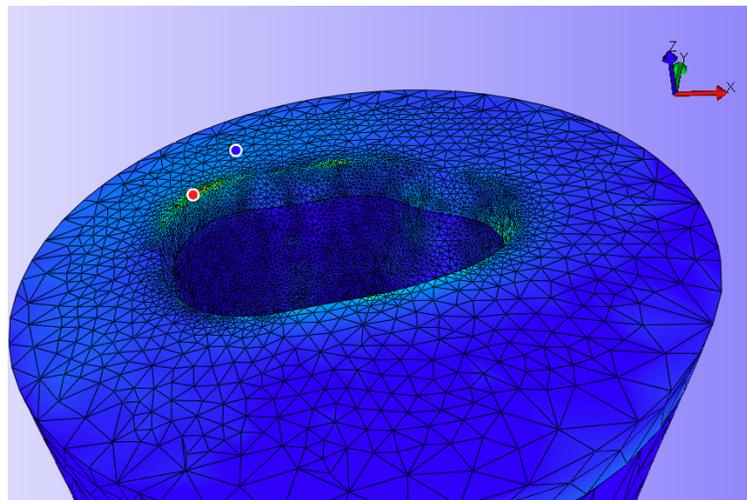


Figura 3.15: Vista de la ubicación de los elementos con máximo y mínimo esfuerzo del modelo base, referenciados con un círculo rojo y azul, respectivamente.

En la Tabla 3.3 se observa que al iterar en las distintas pruebas, el tiempo de cómputo hasta la opción número 6 es similar, y los valores para los esfuerzos también: entre 4 - 5 difieren en un 0.08 % y entre 5 - 6 en un 0.15 %. Al ser éstos valores muy similares se opta por el de la alternativa número 4 ya que al tener menor cantidad de elementos se disminuye el tiempo de operación del programa en *Python* al momento de calcular las nuevas densidades y módulos de Young.

Tabla 3.3: Cantidad de elementos en comparación a los resultados del esfuerzo máximo de von Mises en el mismo punto y tiempo de cómputo.

Prueba	1	2	3	4	5	6	7
Número elem. hueso cortical	25879	38586	86940	105573	130481	181370	576350
Número elem. hueso esponjoso	166153	166153	166153	166153	166153	166153	166153
Esfuerzo máximo	7,598	7,629	7,299	7,263	7,257	7,246	7,16
Tiempo	2:50	3:54	3:33	3:41	3:45	3:46	7:18

3.5. Validación del modelo

Para validar el modelo, se aplican las propiedades mecánicas de la Tabla 3.4, junto con una carga vertical en el ápice del esmalte de 25N, restringiendo el movimiento para la base y la sección lateral del hueso cortical en un intento por simular las mismas condiciones de borde, único aspecto no coincidente con respecto al estudio de validación escogido.

Tabla 3.4: Propiedades mecánicas utilizadas en el modelo de validación.

Material	Módulo de Young E (kg/cm ²)	Coef. de Poisson ν
Esmalte	$8.26 \cdot 10^5$	0.33
Dentina	$2.14 \cdot 10^5$	0.31
Ligamento peridontal	70.3	0.49
Hueso esponjoso	$2.15 \cdot 10^3$	0.38
Hueso cortical	$1.45 \cdot 10^5$	0.26

Los resultados de los esfuerzos de von Mises sobre el hueso alveolar se observan en las Figuras 3.16, 3.17 y 3.18. En la primera se indica que el punto de máximo esfuerzo en todo el hueso alveolar se ubica en la porción cortical en contacto con la esponjosa, de 5.93 MPa. En tanto para la segunda y tercera, se representa únicamente el hueso esponjoso, que es la sección de interés ya que el estudio de validación muestra resultados para ese tejido, el máximo esfuerzo obtenido de la simulación es de 2.07 MPa justamente en la región apical, área en que también para el estudio de validación se obtiene el máximo. Según la referencia, véase Tabla 2.2, para el segundo premolar, en un modelo normal, el máximo obtenido es de

1.477 MPa, por lo que el resultado obtenido difiere en un 40%, esto se encuentra dentro del rango aceptable, ya que al tratarse de una modelación biomecánica entran en consideración variables como: el distinto modelamiento del hueso alveolar en las inmediaciones, lo que afecta a las condiciones de borde y también la distinta geometría del diente en sí, a pesar de que son ambos segundos premolares, poseen rasgos únicos que varían de paciente en paciente.

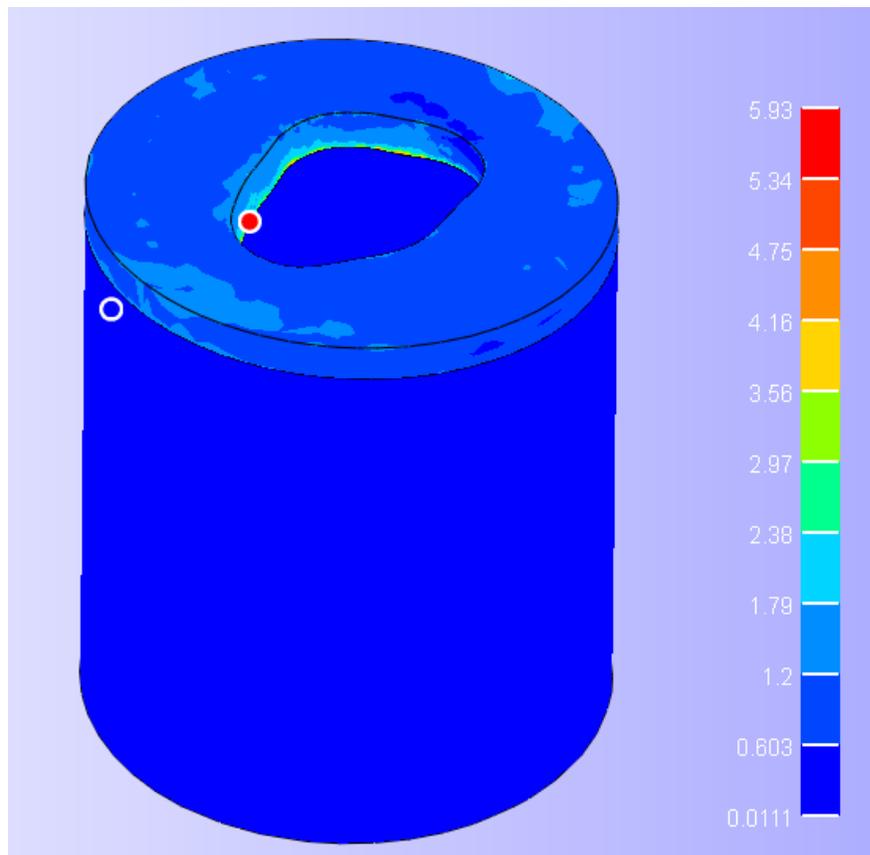


Figura 3.16: Vista disto-lingual de la distribución de esfuerzos de von Mises en el hueso cortical y esponjoso, indicando su mínimo y máximo, en unidades de MPa.

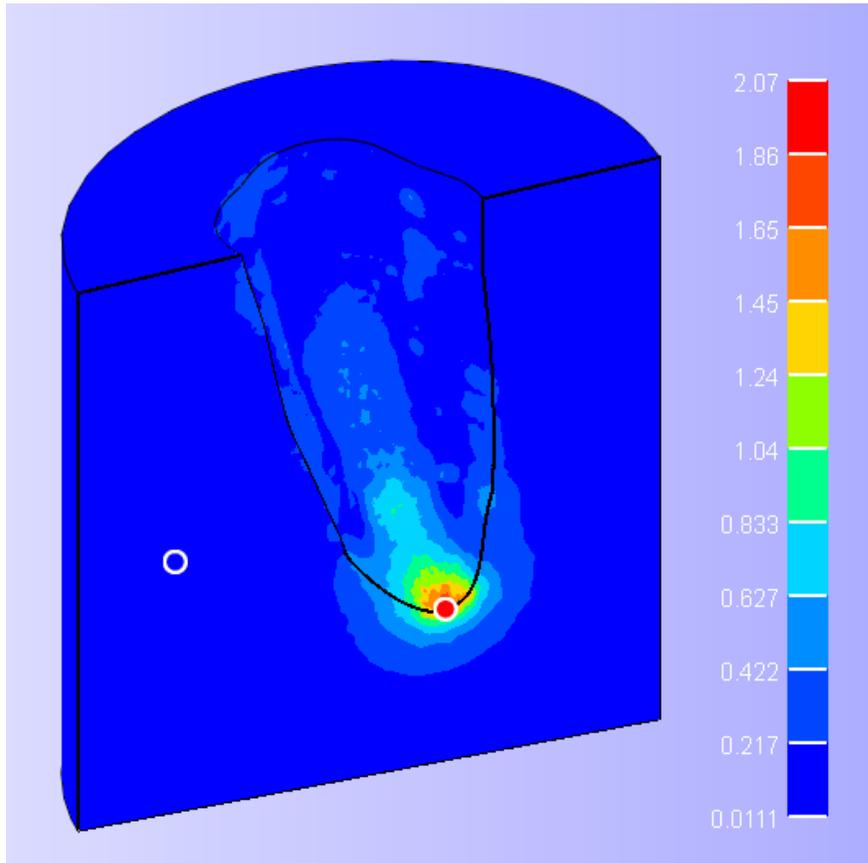


Figura 3.17: Corte en vista mesio-bucal de la distribución de esfuerzos de von Mises en el hueso esponjoso, indicando su mínimo y máximo, en unidades de MPa.

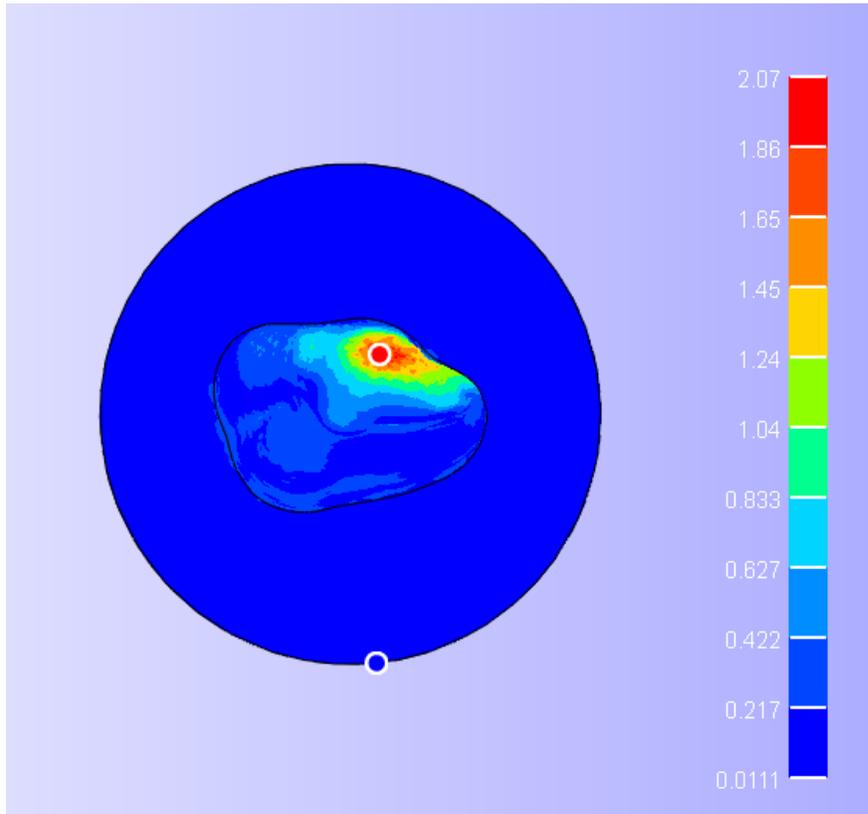


Figura 3.18: Vista oclusal de la distribución de esfuerzos de von Mises en el hueso esponjoso, indicando su mínimo y máximo, en unidades de MPa.

3.6. Implementación del cambio de densidad ósea

Este proceso se realiza mediante un código implementado en *Python* (disponible en Anexo A.1) siguiendo el flujo descrito en la Sección 2.12. Para este apartado es necesario distinguir los formatos que se manejan en *FEBio*, los que se observan en la Figura 3.19. En formato *.fsm* se tiene la interfaz gráfica en donde se muestra el modelo del diente y hueso, se configuran las propiedades, condiciones de contacto, métodos de resolución matemática, etc. En *.feb* se guardan las mismas configuraciones anteriores pero con un formato de código, en ese apartado se tienen las instrucciones de modo programativo. En *.xplt* se tiene la interfaz gráfica para poder cargar y visualizar los resultados. Las vistas se pueden observar en la Figura 3.20.

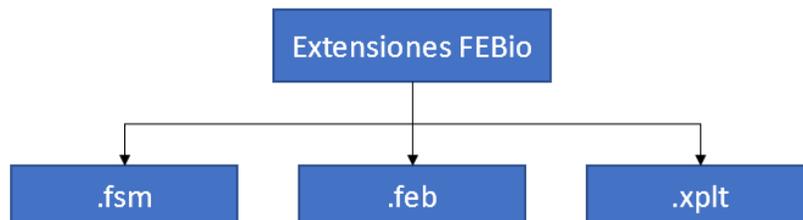
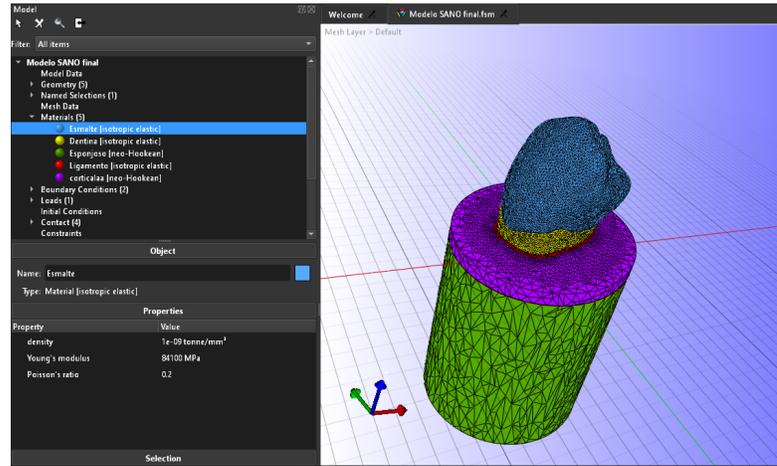
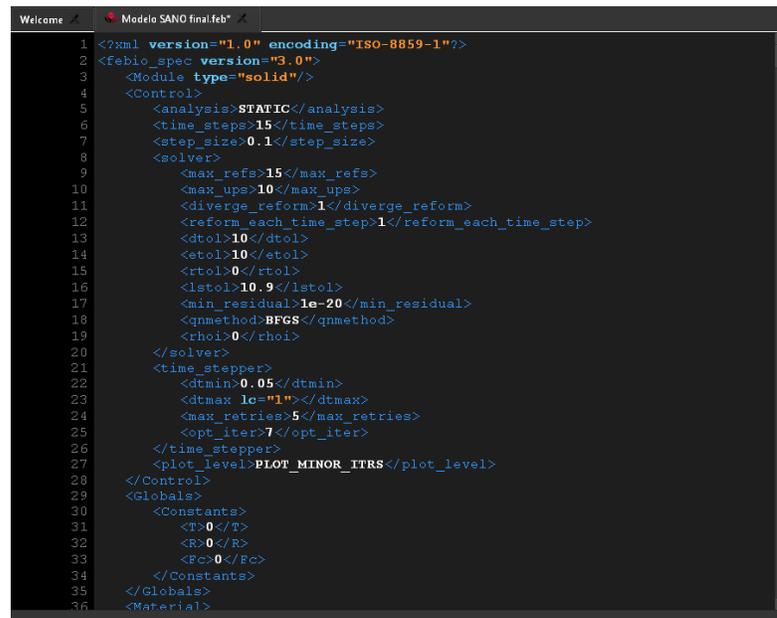


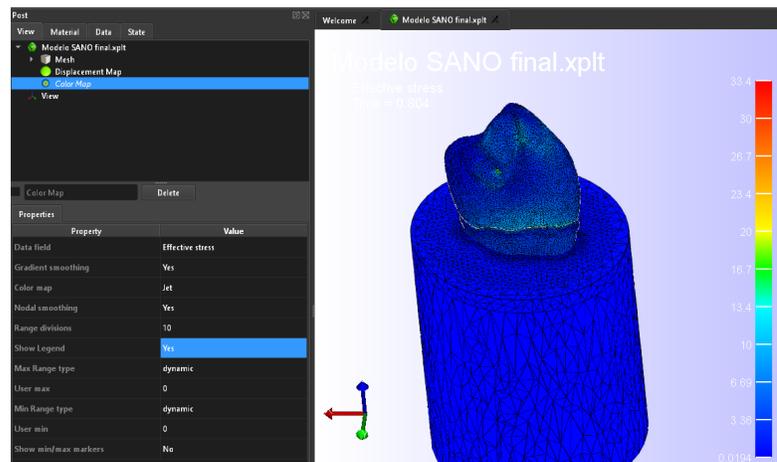
Figura 3.19: Distintos formatos para los archivos admitidos por FEBio.



(a) *.fsm*



(b) *.feb*



(c) *.xplt*

Figura 3.20: Distintas interfaces de usuario para cada formato de archivo en FEBio.

El flujo de integrar ambos programas se observa en la Figura 3.21, donde se diferencian por color amarillo los procesos que ocurren en *Python* y en celeste los de *FEBio*. La configuración general e inicial ocurre en *FEBio .fsm*, para luego sólomente seguir con el formato *.feb* ya que ahí es donde el ejecutable *Python* puede automáticamente cambiar los valores ingresando un archivo de texto.

El flujo cíclico es el siguiente, el archivo *.feb* realiza la simulación y arroja los resultados de la energía de deformación '*strain energy density*' por elemento (aproximadamente 260.000) en un archivo de texto, los cuales son cargados automáticamente en la plataforma *Python*, en donde se categorizan acorde al fenómeno de remodelación ósea que esté experimentando cada elemento, ver Figura 2.7. En los pasos siguientes se calcula la nueva densidad ósea de acuerdo a las ecuaciones de la Sección 2.11 mediante el método numérico abordado en la Sección 2.6, posterior a esto, los nuevos datos para cada elemento se guardan en un archivo de configuración que se ingresa al primer paso de la simulación en *.feb*.

Todo este proceso es automatizado de modo de que al configurar por primera vez en el módulo *.fsm*, el resto de las iteraciones se realicen de manera consecutiva, tal como se observa en la pantalla al ejecutar el código, ver Figura 3.22.

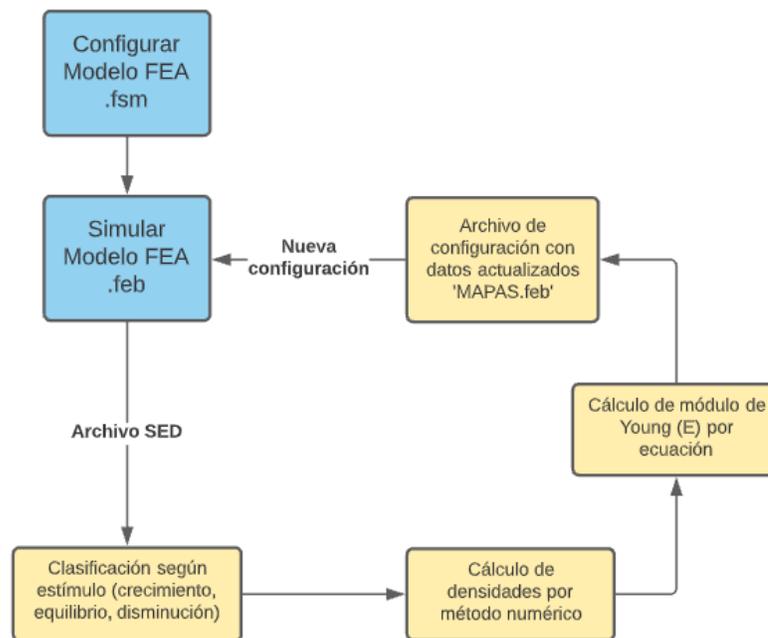


Figura 3.21: Esquema del proceso de actualización en cuanto a remodelación ósea, acorde a cada módulo en FEBio o *Python*.

```
Comenzando iteracion de FEBio nro 37
Tiempo de ejecucion iteracion: 0:06:10
Comenzando iteracion de FEBio nro 38
Tiempo de ejecucion iteracion: 0:07:02
Comenzando iteracion de FEBio nro 39
Tiempo de ejecucion iteracion: 0:06:59
Comenzando iteracion de FEBio nro 40
Tiempo de ejecucion iteracion: 0:09:11
Comenzando iteracion de FEBio nro 41
Tiempo de ejecucion iteracion: 0:08:34
Comenzando iteracion de FEBio nro 42
Tiempo de ejecucion iteracion: 0:07:03
Comenzando iteracion de FEBio nro 43
Tiempo de ejecucion iteracion: 0:08:59
Comenzando iteracion de FEBio nro 44
Tiempo de ejecucion iteracion: 0:09:13
Comenzando iteracion de FEBio nro 45
Tiempo de ejecucion iteracion: 0:07:39
Comenzando iteracion de FEBio nro 46
Tiempo de ejecucion iteracion: 0:06:27
Comenzando iteracion de FEBio nro 47
Tiempo de ejecucion iteracion: 0:06:35
Comenzando iteracion de FEBio nro 48
Tiempo de ejecucion TOTAL: 5:33:29
```

Figura 3.22: Visual de la consola en *Python* al ejecutar el código.

3.7. Modelación de las distintas condiciones clínicas

Tomando como base el modelo desarrollado anteriormente ahora se aplican ciertos cortes al hueso alveolar, que representan distintos niveles de avance de la enfermedad de pérdida de soporte óseo. Los diferentes niveles de pérdida modelados son cuatro, en modo decreciente se tiene primero: el modelo de control con un soporte sano, luego una disminución de hueso alveolar de 1 mm (se pierde el hueso cortical) y posteriormente dos reducciones en un 20 % y 40 % de soporte, todo medido desde la superficie del hueso cortical hacia abajo. A continuación se presentan las geometrías de los modelos listos.

3.7.1. Modelo sano

No existe pérdida de soporte, por lo que se distingue que el ligamento periodontal y el hueso cortical llega casi hasta el esmalte, espacio en el que en la realidad estaría ocupado por parte de la encía. Este constituye el modelo de control. Véase Figura 3.23.

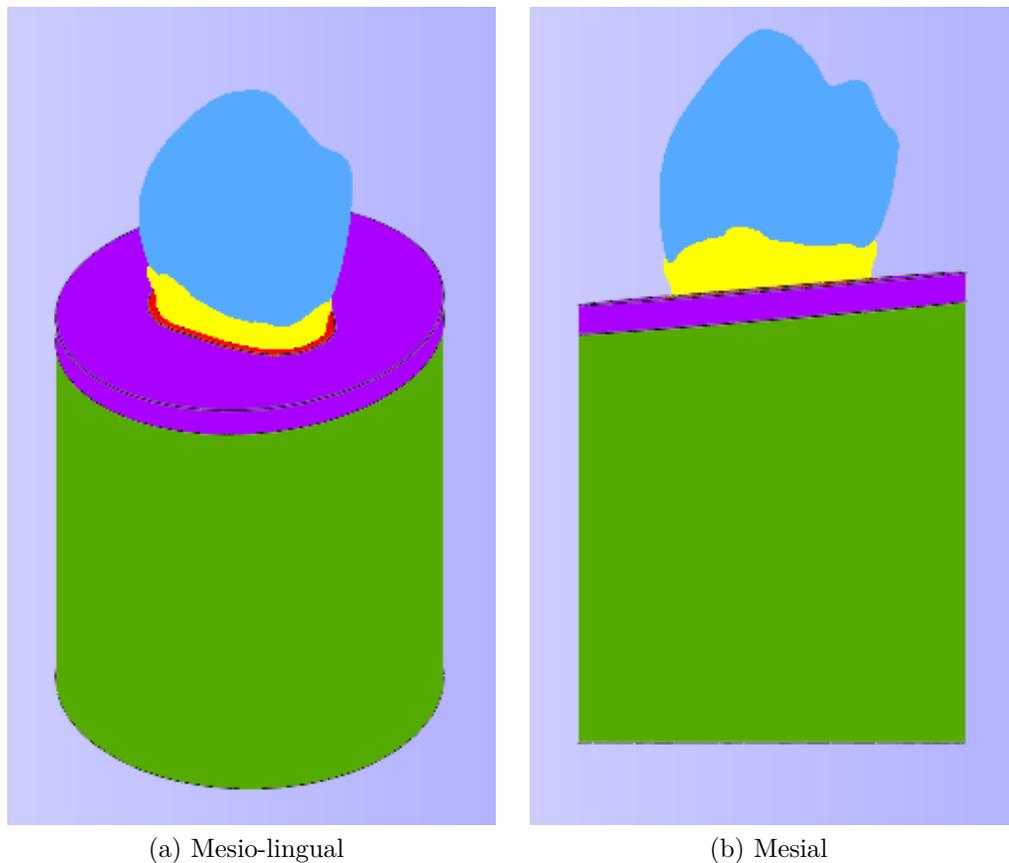


Figura 3.23: Vistas de la geometría del modelo sano.

3.7.2. Modelo con pérdida de soporte 1 mm

La pérdida de 1 mm se traduce en que se pierde la capa de hueso cortical que recubre al hueso esponjoso. Véase Figura 3.24.

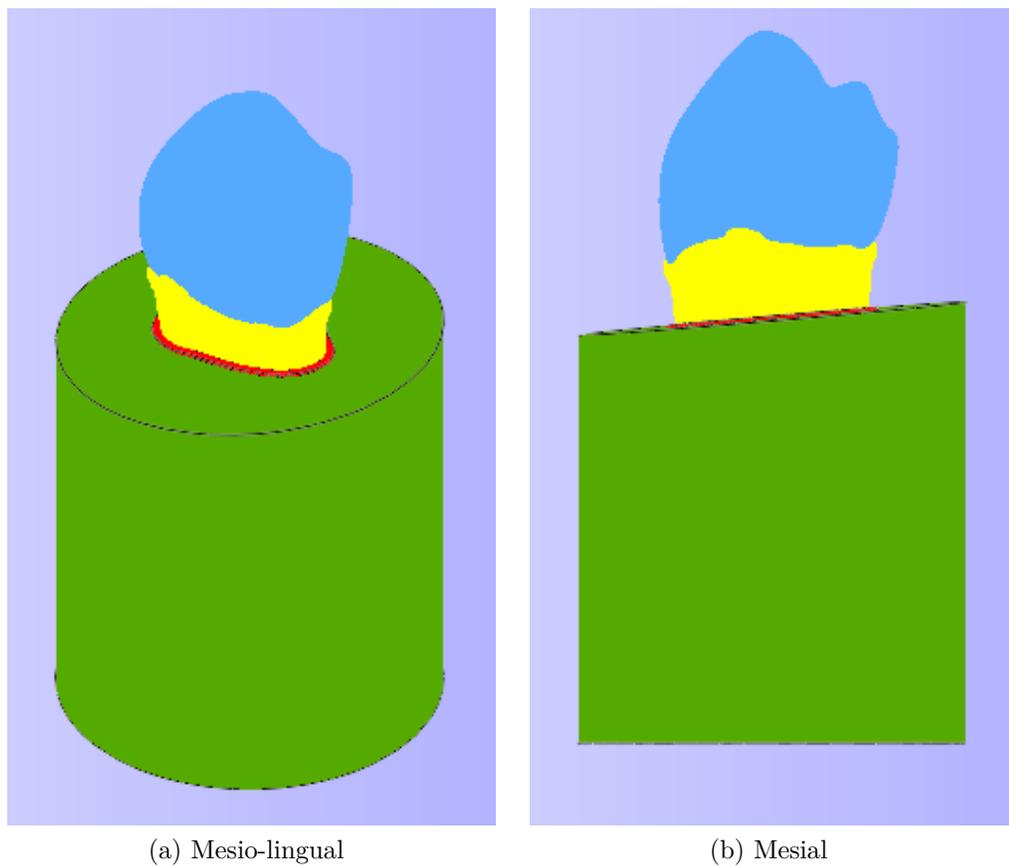


Figura 3.24: Vistas de la geometría del modelo con pérdida de 1 mm.

3.7.3. Modelo con pérdida de soporte de 3 mm

La pérdida de 20% representa una pérdida de 3 mm del hueso esponjoso. Véase Figura 3.25.

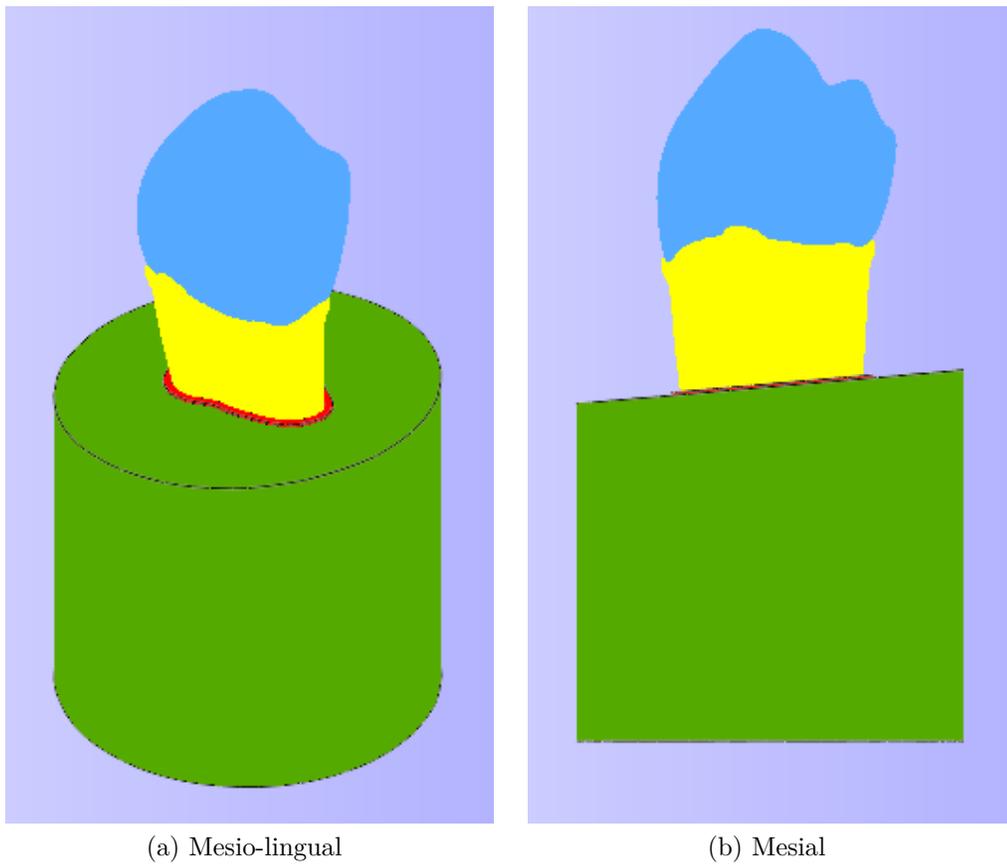


Figura 3.25: Vistas de la geometría del modelo con pérdida de 3 mm.

3.7.4. Modelo con pérdida de soporte de 6 mm

La pérdida de 40% representa una pérdida de 6 mm del hueso esponjoso. Véase Figura 3.26.

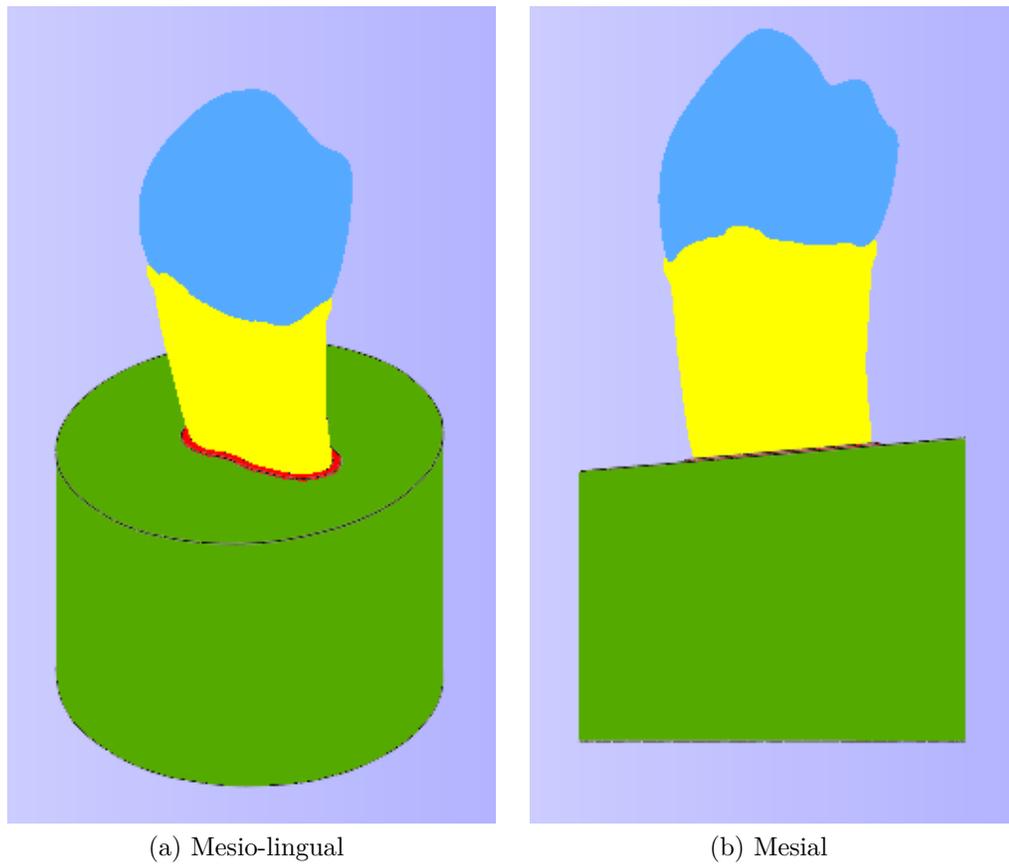


Figura 3.26: Vistas de la geometría del modelo con pérdida de 6 mm.

Capítulo 4

Resultados y discusión

Para los distintos modelos y cargas se exponen y analizan los resultados de la remodelación del hueso alveolar. Se exhiben las distribuciones de densidades según dos distintas vistas en corte al hueso alveolar. En referencia a las orientaciones desde donde se observa el diente, una en tres dimensiones, de vista mesio-lingual y la otra en dos de vista oclusal.

Debido al carácter temporal del fenómeno estudiado, estas vistas se muestran para tiempos específicos, primero en una fase inicial ($t = 0$ meses), y posterior a esto se incrementa en múltiplos de un año hasta llegar a cuatro, es decir: 12, 24, 36 y 48 meses.

La remodelación ósea se estudia solamente para el hueso alveolar, manteniendo fijas las características de los demás componentes del modelo, a pesar de esto, se añaden el diente y ligamento periodontal como base para referencia del observador y así dar mayor entendimiento a las ilustraciones.

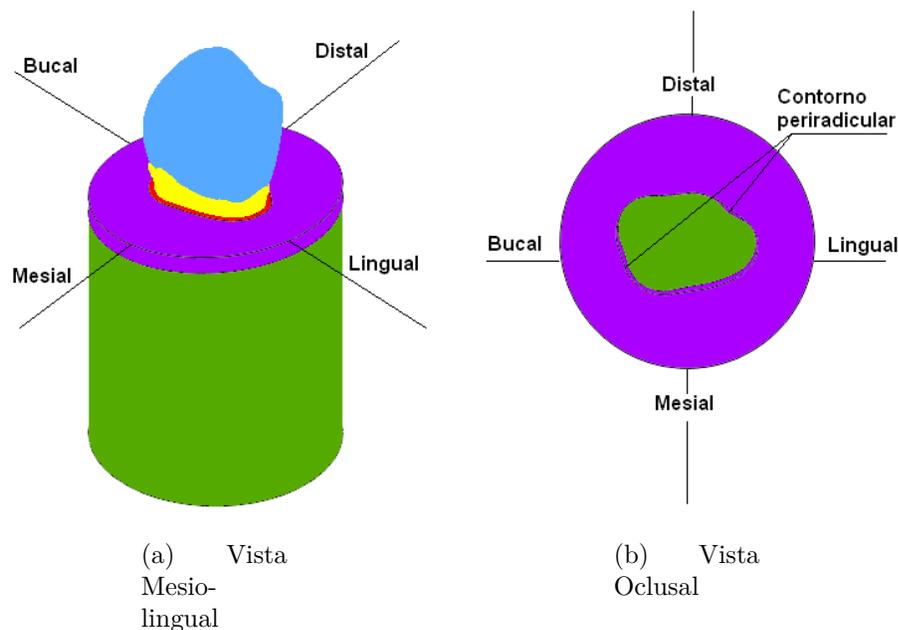


Figura 4.1: Definición de los lados del hueso alveolar respecto a la cara del diente.

La nomenclatura para los lados del hueso alveolar desde ahora en adelante quedan definidos acorde a las ilustraciones de la Figura 4.1.

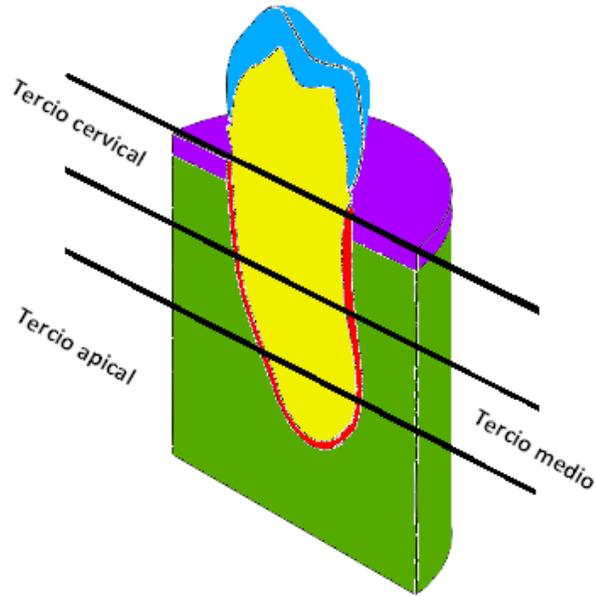


Figura 4.2: Definición de las regiones verticales del hueso alveolar.

En términos de la clasificación vertical de las regiones, se define la Figura 4.2 en donde guardando la proporcionalidad de la cantidad de hueso alveolar se utiliza una partición en tres regiones con el nombre de cervical, medio y apical.

4.1. Modelos con sus respectivas densidades iniciales

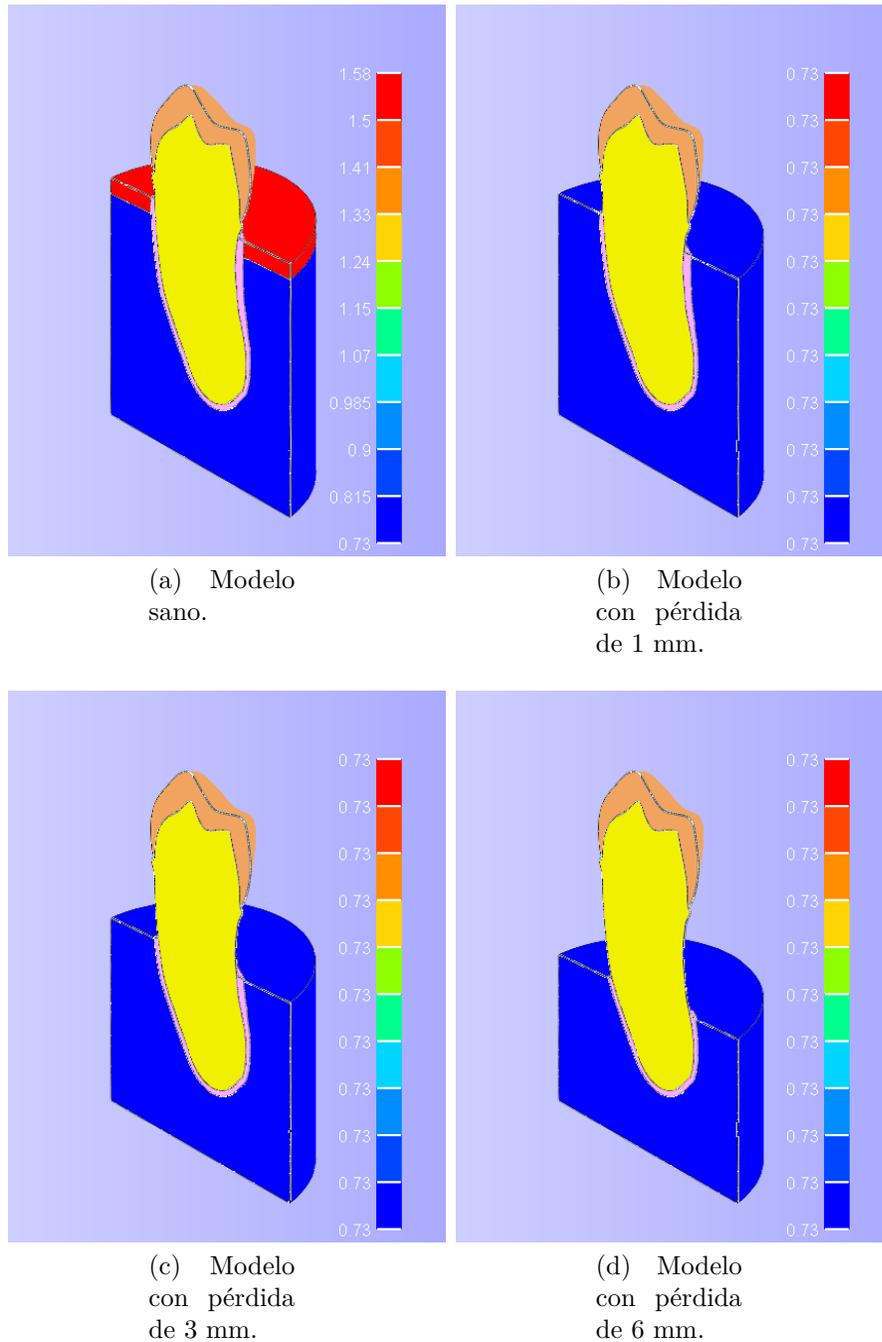


Figura 4.3: Distribución inicial de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los distintos modelos.

En la Figura 4.3 se muestran las coloraciones y distribuciones de la densidad para los distintos modelos. Inicialmente, el hueso esponjoso es azul con un valor de $0.73 g/cm^3$, mientras que el hueso cortical es rojo con un valor de $1.58 g/cm^3$.

4.2. Modelos sometidos a la carga de 100 N

4.2.1. Remodelación para el periodo de 12 meses.

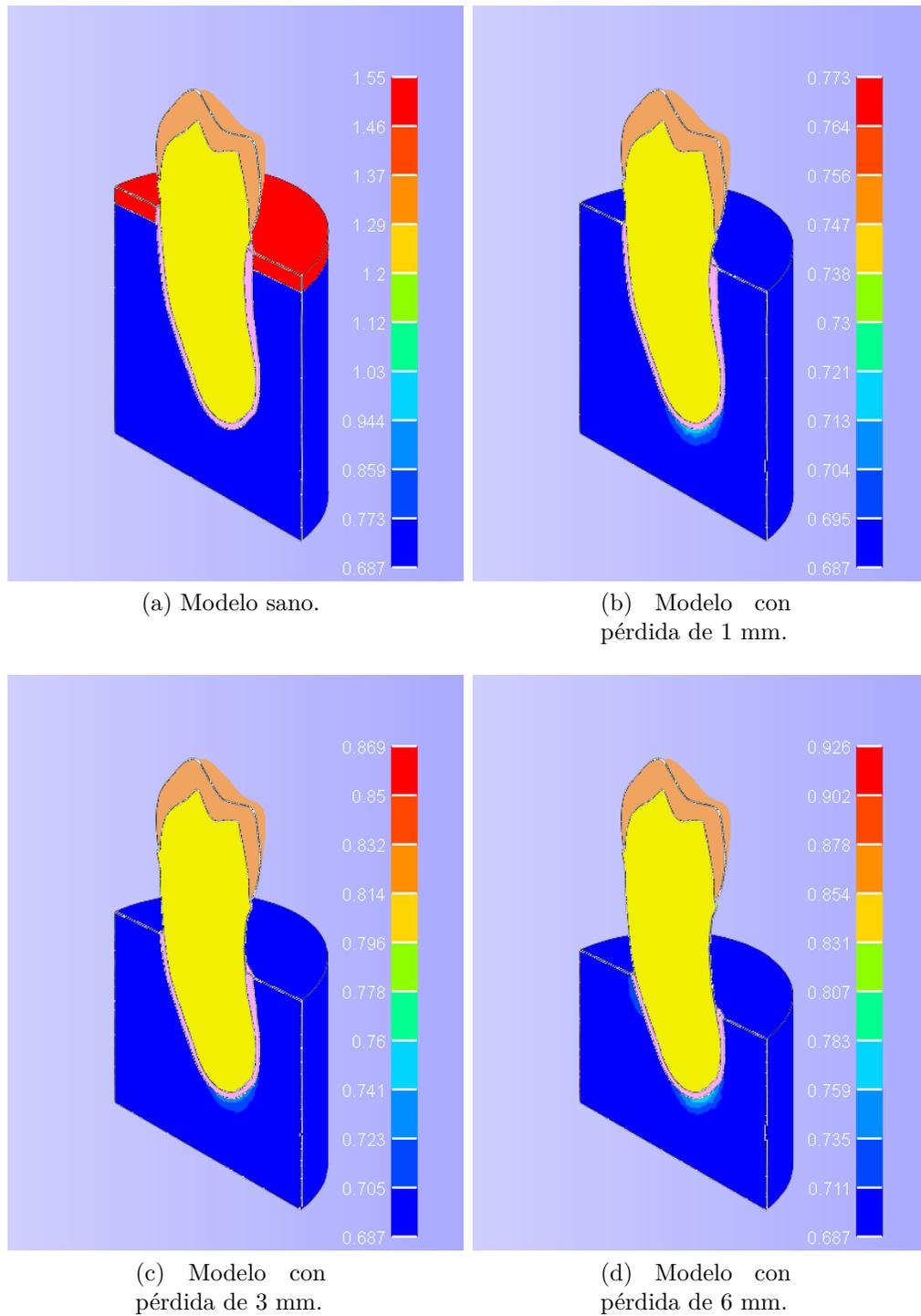
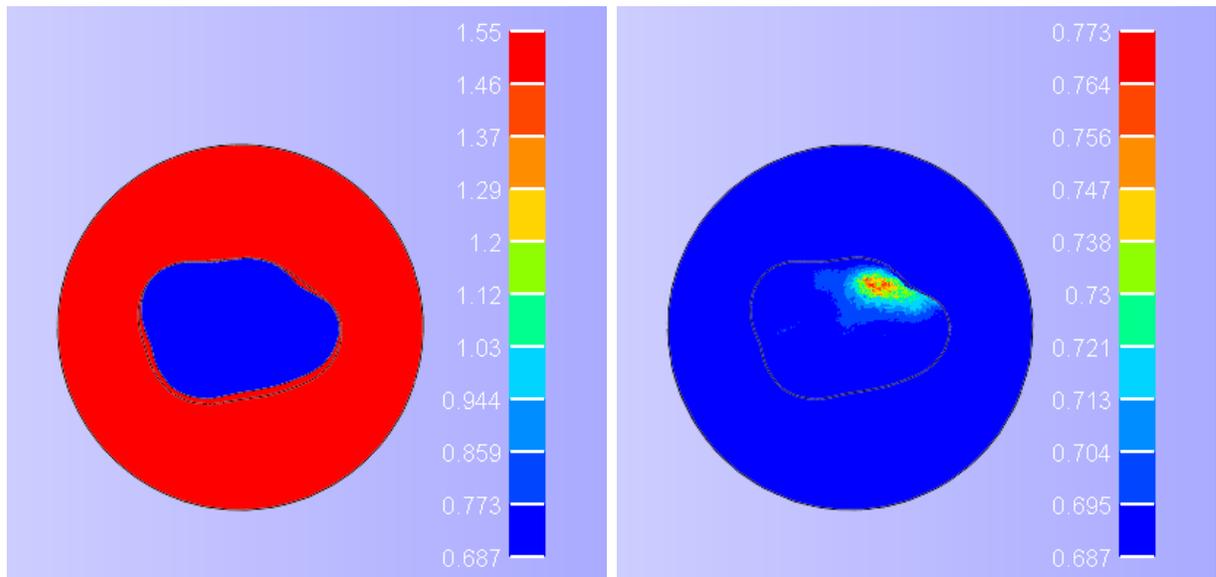
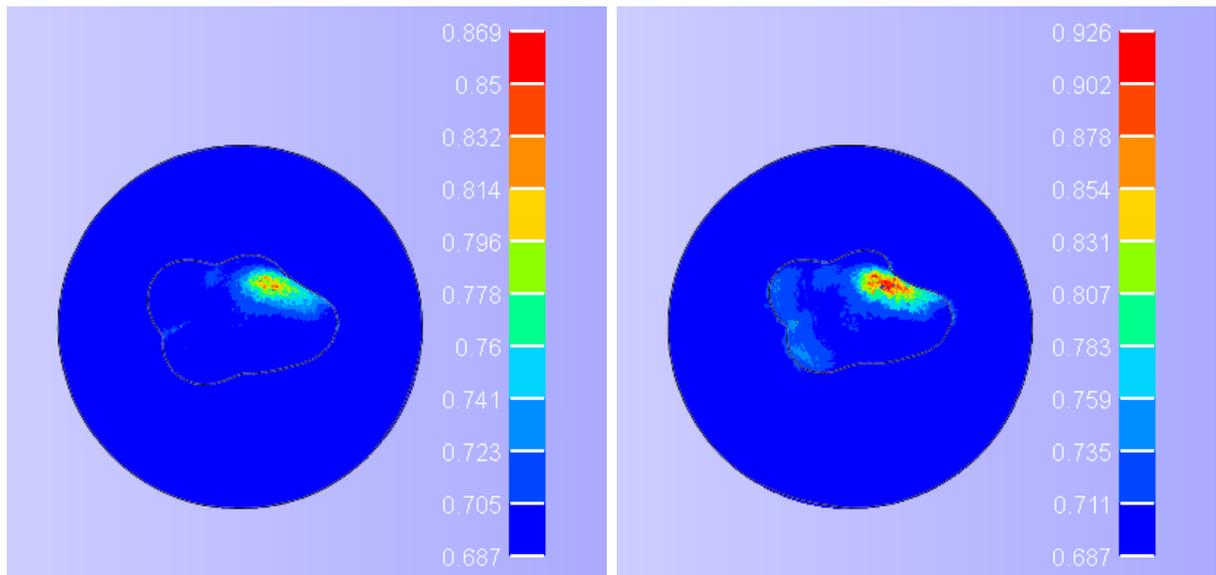


Figura 4.4: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 12 meses y carga de 100N en vista mesio-lingual.



(a) Modelo sano.

(b) Modelo con pérdida de 1 mm.



(c) Modelo con pérdida de 3 mm.

(d) Modelo con pérdida de 6 mm.

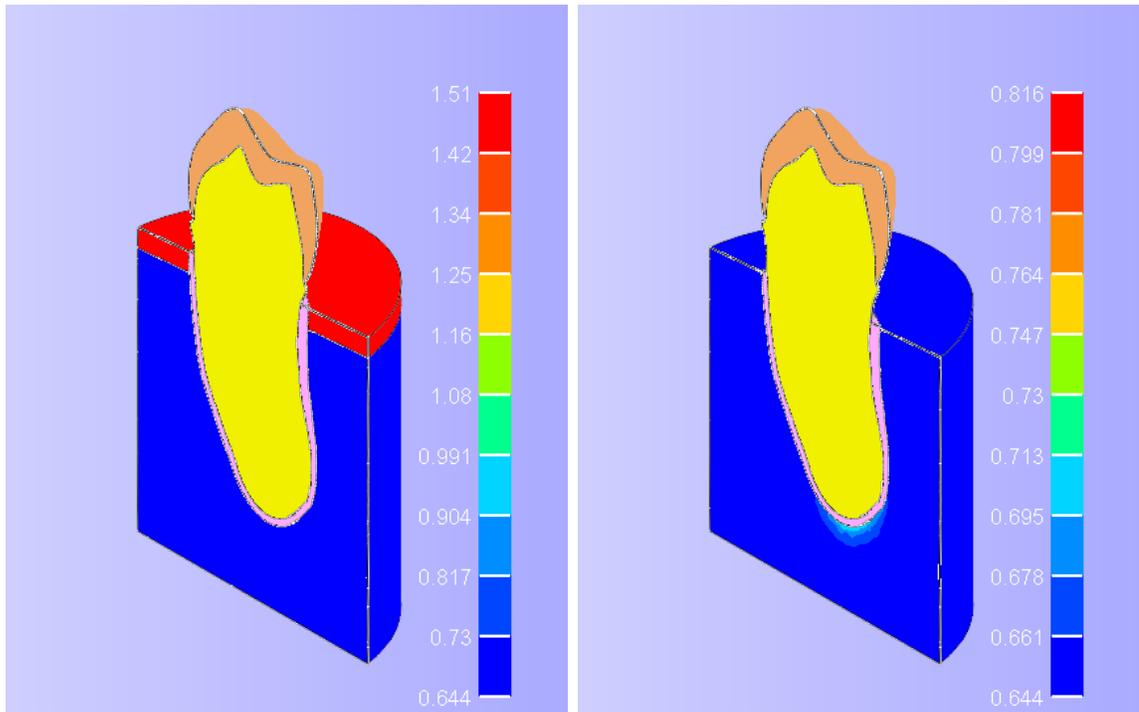
Figura 4.5: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 12 meses y carga de 100N en vista oclusal.

Para la Figura 4.4.a y 4.5.a el hueso cortical presenta una disminución en su máximo de $-0.3 g/cm^3$, mientras que el esponjoso disminuye en su mínimo $-0.043 g/cm^3$, la información referente a los otros límites se pierde ya que se interponen los valores del otro tipo de hueso. En la vista oclusal se observa que no existen cambios notorios de densidad en ningún punto interno al alvéolo dentario.

Para las Figuras de ambas vistas (4.4.b, 4.4.c, 4.4.d) y (4.5.b, 4.5.c, 4.5.d) el máximo para las densidades aumenta conforme disminuye el nivel de soporte óseo, esto es debido a que

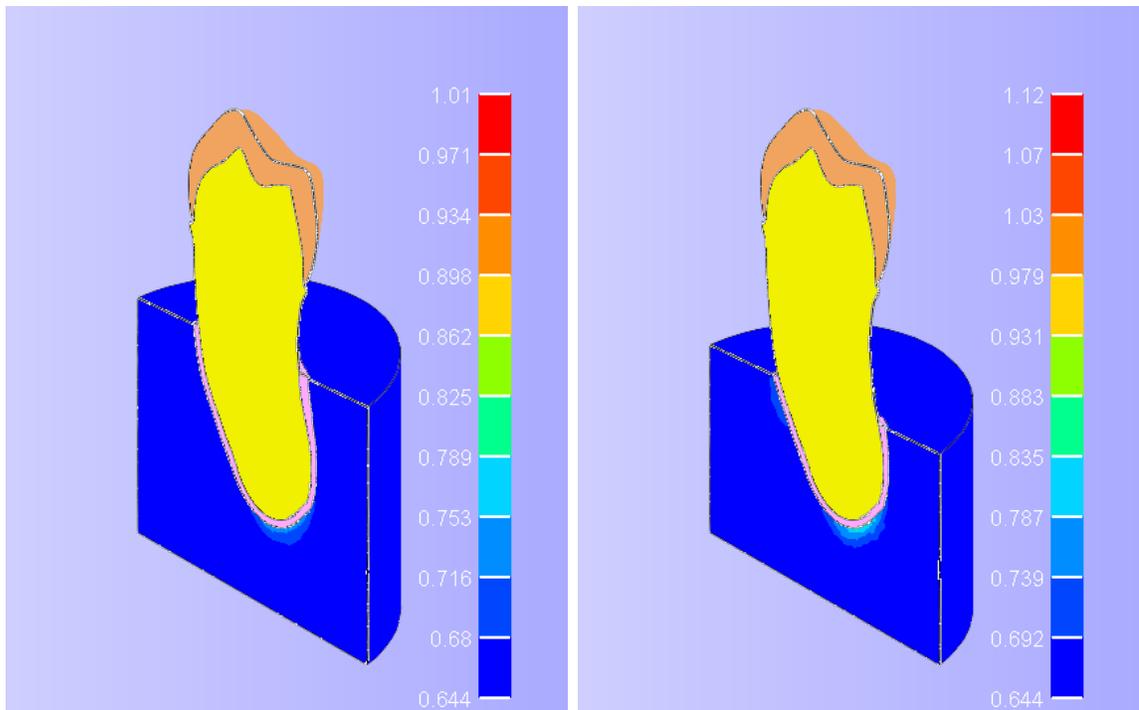
existe menor adherencia a las paredes alveolares y por lo tanto el esfuerzo recibido por el hueso en el área apical es mayor. El mínimo de densidad se mantiene en 0.687 g/cm^3 para los modelos, debido a dos cosas, primero es que no existe una región de disminución de densidad por sobrecarga y segundo, es que los elementos más alejados del diente pierden densidad debido a que no reciben fuerza alguna. A partir de la vista oclusal se distingue la localización del máximo en densidad dentro de la cavidad alveolar en la región apical, a medida que aumenta la pérdida de soporte se dilucidan aumentos de densidades en el lado bucal de las paredes de la cavidad alveolar, esto debido a que existe un mayor esfuerzo en tal ubicación.

4.2.2. Remodelación para el periodo de 24 meses.



(a) Modelo sano.

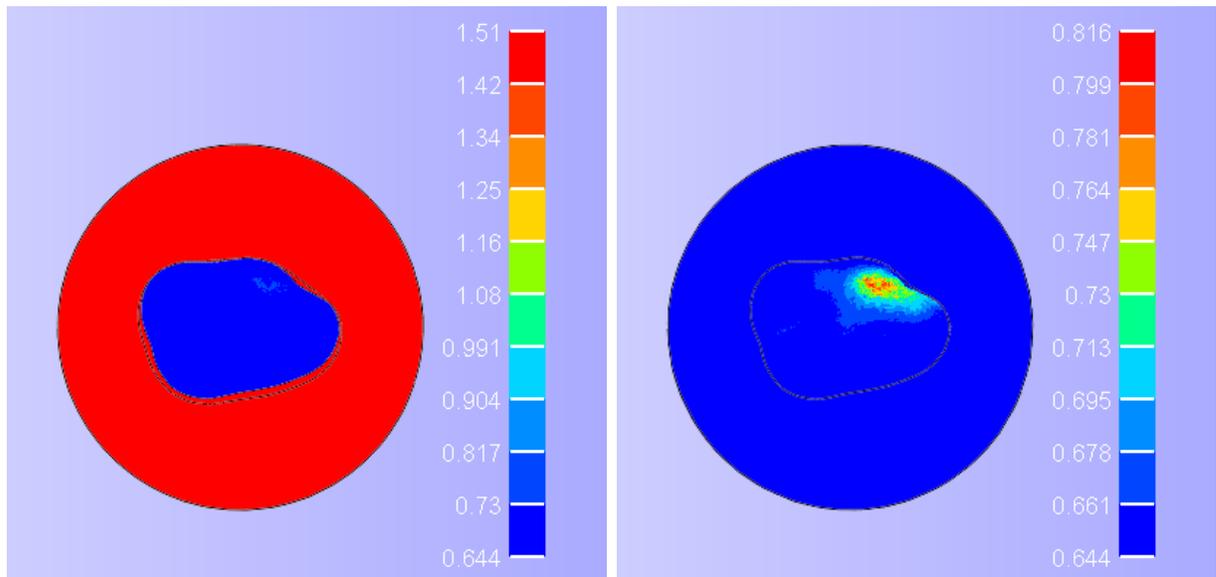
(b) Modelo con pérdida de 1 mm.



(c) Modelo con pérdida de 3 mm.

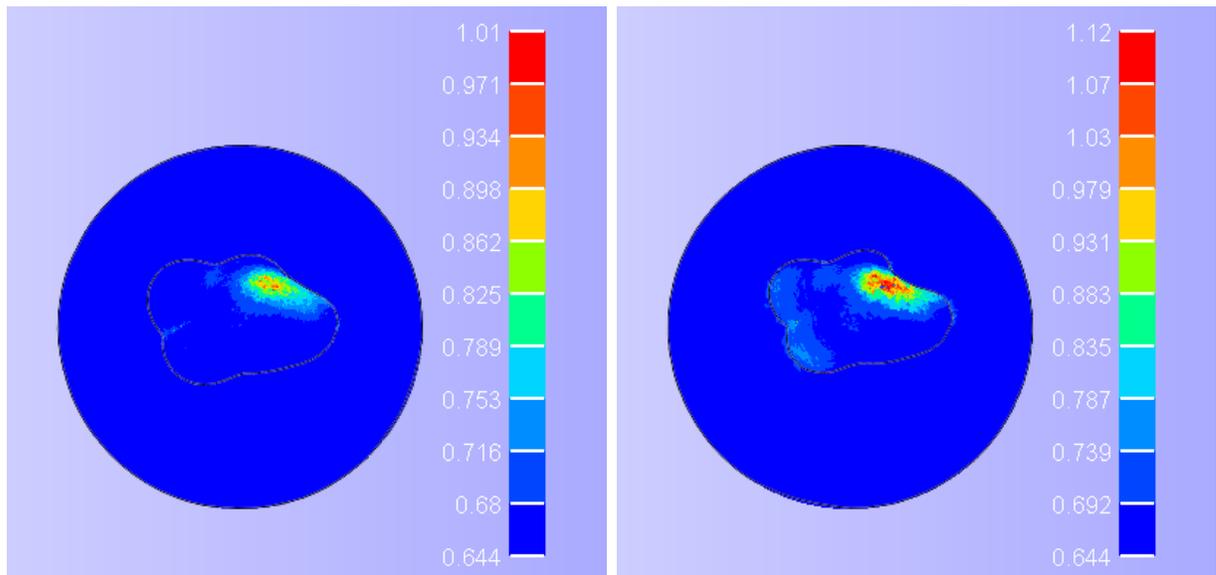
(d) Modelo con pérdida de 6 mm.

Figura 4.6: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 24 meses y carga de 100N en vista mesio-lingual.



(a) Modelo sano.

(b) Modelo con pérdida de 1 mm.



(c) Modelo con pérdida de 3 mm.

(d) Modelo con pérdida de 6 mm.

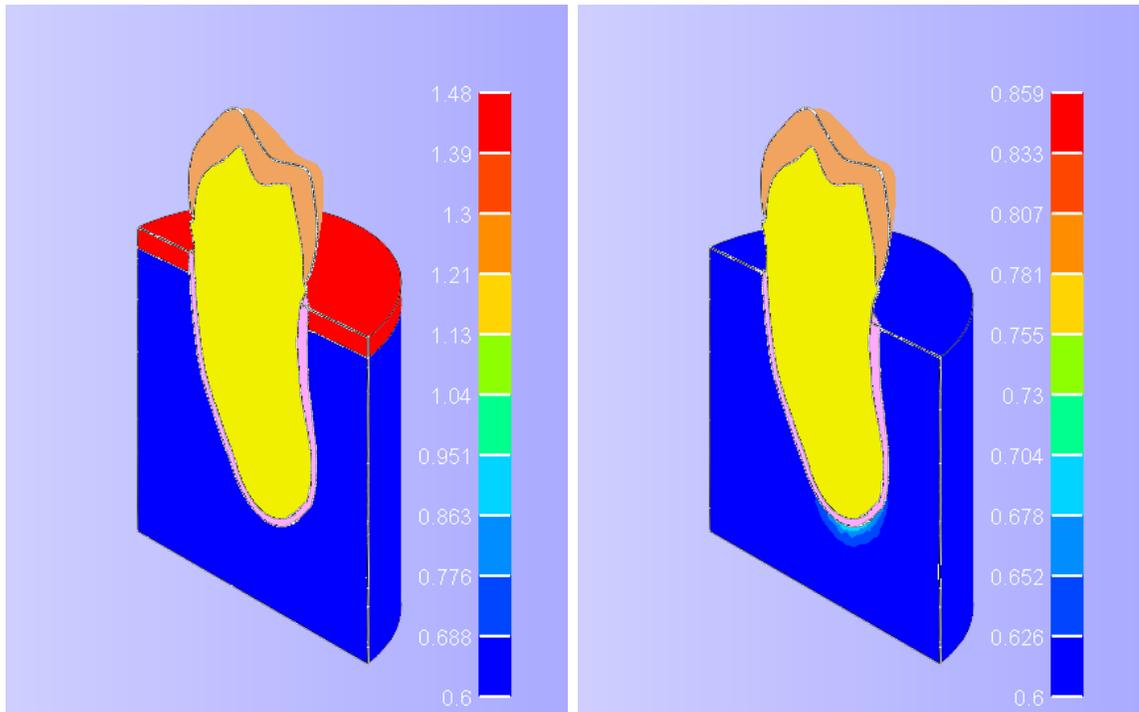
Figura 4.7: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 24 meses y carga de 100N en vista oclusal.

Para la Figura 4.6.a y 4.7.a el hueso cortical presenta una disminución en su máximo de $-0.07 g/cm^3$, mientras que el esponjoso disminuye en su mínimo $-0.086 g/cm^3$, estas cantidades respecto al valor inicial. En la vista oclusal se comienza a observar una pequeña región azul clara ($0.863 - 0.951 g/cm^3$) en la misma región apical en la que era evidente para los modelos con pérdida de soporte, esto indica que la densidad aumenta en esa ubicación por dos motivos, primero ya que en las cercanías del área, los elementos perdieron densidad y por lo tanto disminuyeron su módulo de Young, haciendo que el esfuerzo recibido proveniente del contacto con el diente-ligamento periodontal provocara una mayor deformación en ese sector,

aumentando así el valor del SED y segundo, que el carácter de la energía de deformación es acumulativa, al ser un valor escalar, esta aumenta con el tiempo debido a que cada elemento recibe un esfuerzo constante, es decir que teóricamente este valor podría seguir aumentando hasta llegar un punto en que el valor del módulo de Young en el elemento sea tan alto que impida tener una deformación y resultar en un SED próximo a cero, lo que llevaría a detener el proceso de aumento de energía.

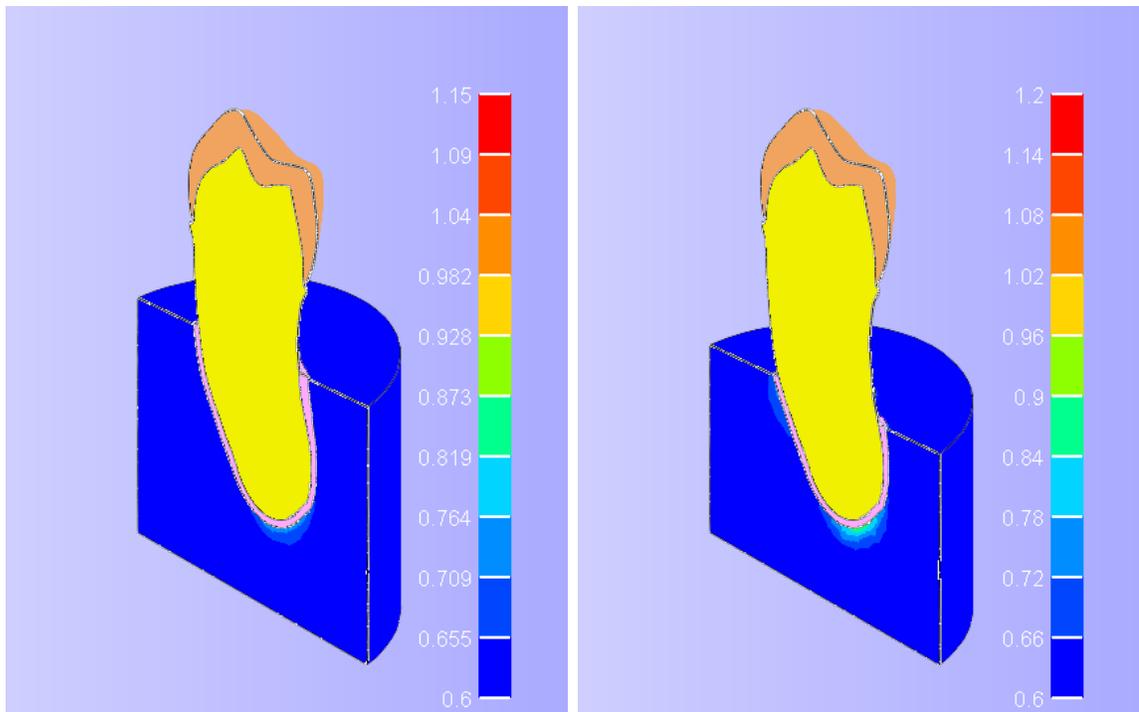
Para las Figuras de ambas vistas (4.6.b, 4.6.c, 4.6.d) y (4.7.b, 4.7.c, 4.7.d) el máximo para las densidades aumenta conforme disminuye el nivel de soporte óseo. El mínimo de densidad se mantiene en 0.644 g/cm^3 para los modelos. A partir de la vista oclusal se distingue la localización del máximo en densidad dentro de la cavidad alveolar en la región apical, a medida que aumenta la pérdida de soporte se dilucidan aumentos de densidad en las paredes del lado bucal de la cavidad alveolar, esto debido a que existe un mayor esfuerzo en tal ubicación debido a la geometría del premolar. Los elementos alejados del diente disminuyen su densidad nuevamente debido a que no experimentan esfuerzos ni deformaciones. Si se comparan las Figuras en los 12 ((4.4)) y 24 (4.6) meses se observa que el valor máximo y el área de densidad para todos los modelos aumenta, esto refleja un carácter acumulativo de la energía de deformación (SED).

4.2.3. Remodelación para el periodo de 36 meses.



(a) Modelo sano.

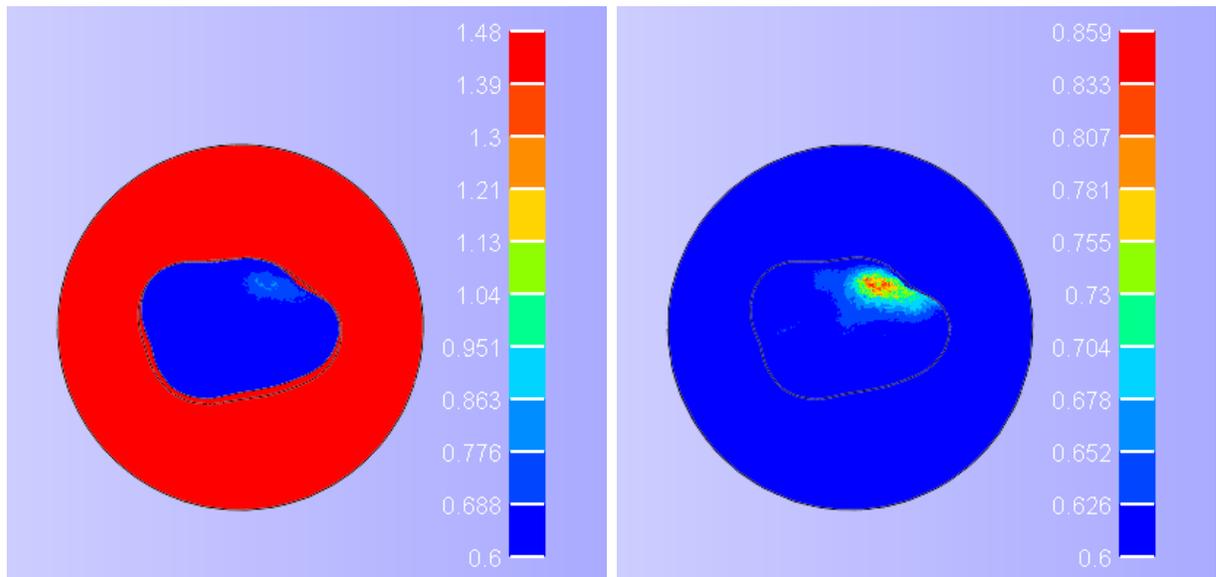
(b) Modelo con pérdida de 1 mm.



(c) Modelo con pérdida de 3 mm.

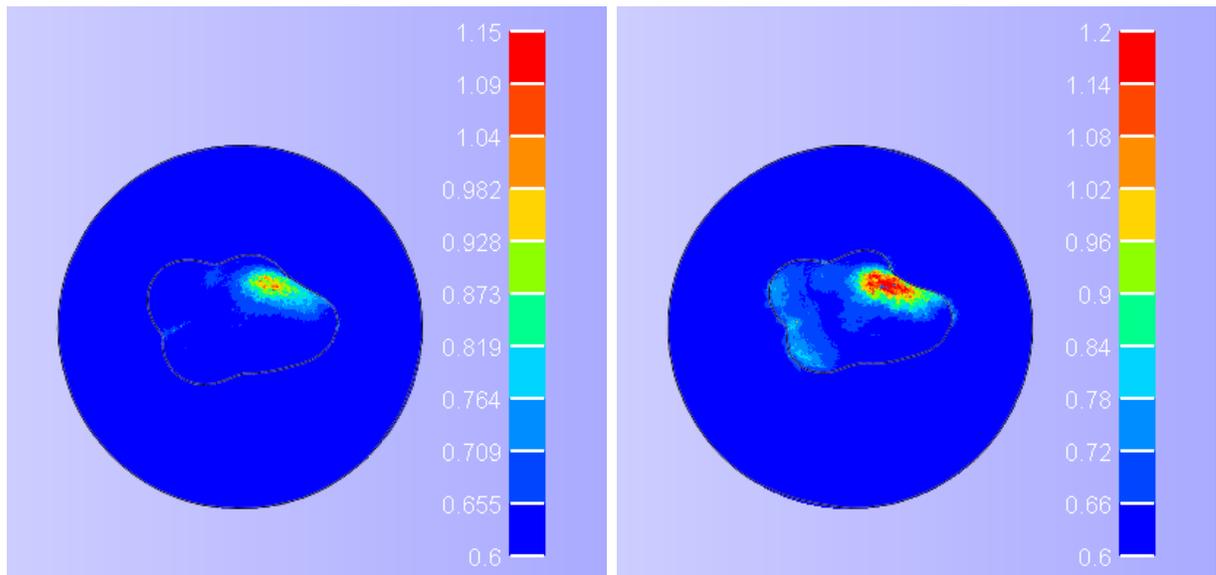
(d) Modelo con pérdida de 6 mm.

Figura 4.8: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 36 meses y carga de 100N en vista mesiolingual.



(a) Modelo sano.

(b) Modelo con pérdida de 1 mm.



(c) Modelo con pérdida de 3 mm.

(d) Modelo con pérdida de 6 mm.

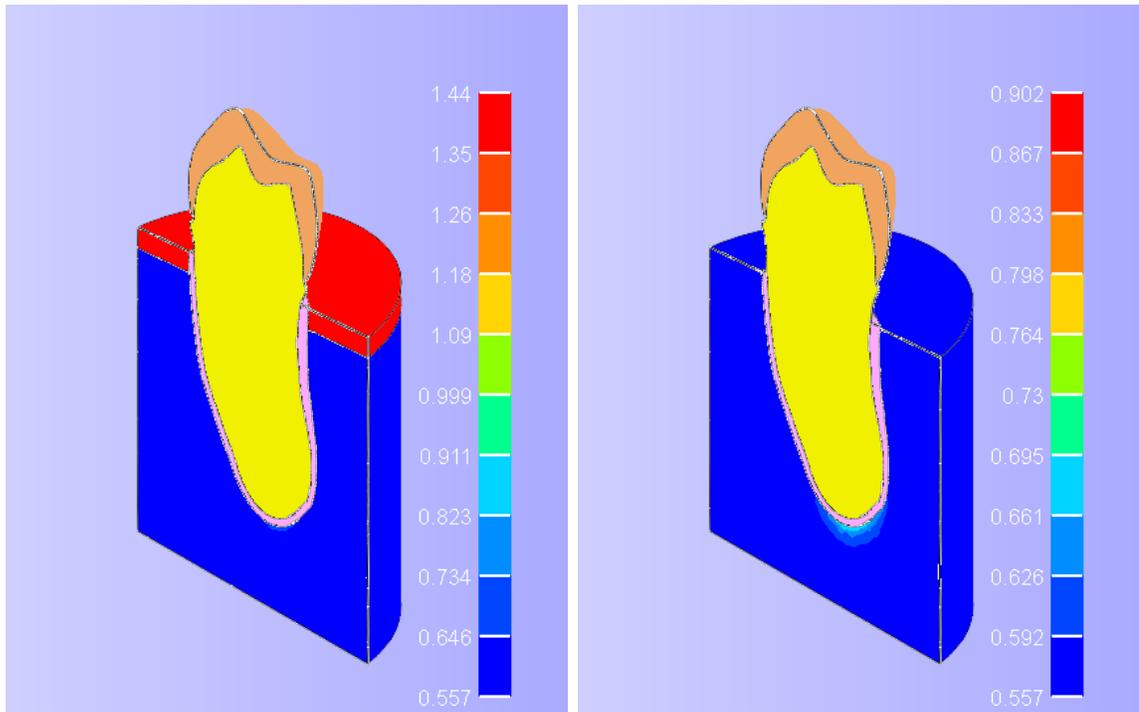
Figura 4.9: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 36 meses y carga de 100N en vista oclusal.

Para la Figura 4.8.a y 4.9.a el comportamiento del fenómeno es similar a cuando transcurren los 24 meses, el hueso cortical presenta una disminución en su máximo de $-0.09 g/cm^3$, mientras que el esponjoso disminuye en su mínimo $-0.13 g/cm^3$, respecto al valor inicial. Esto refleja una tendencia de disminución provocada por el nulo esfuerzo que experimentan algunos elementos alejados de la línea de acción de la carga oclusal.

Para las Figuras de ambas vistas (4.8.b, 4.8.c, 4.8.d) y (4.9.b, 4.9.c, 4.9.d) se observa que el máximo para las densidades aumenta conforme disminuye el nivel de soporte óseo y que

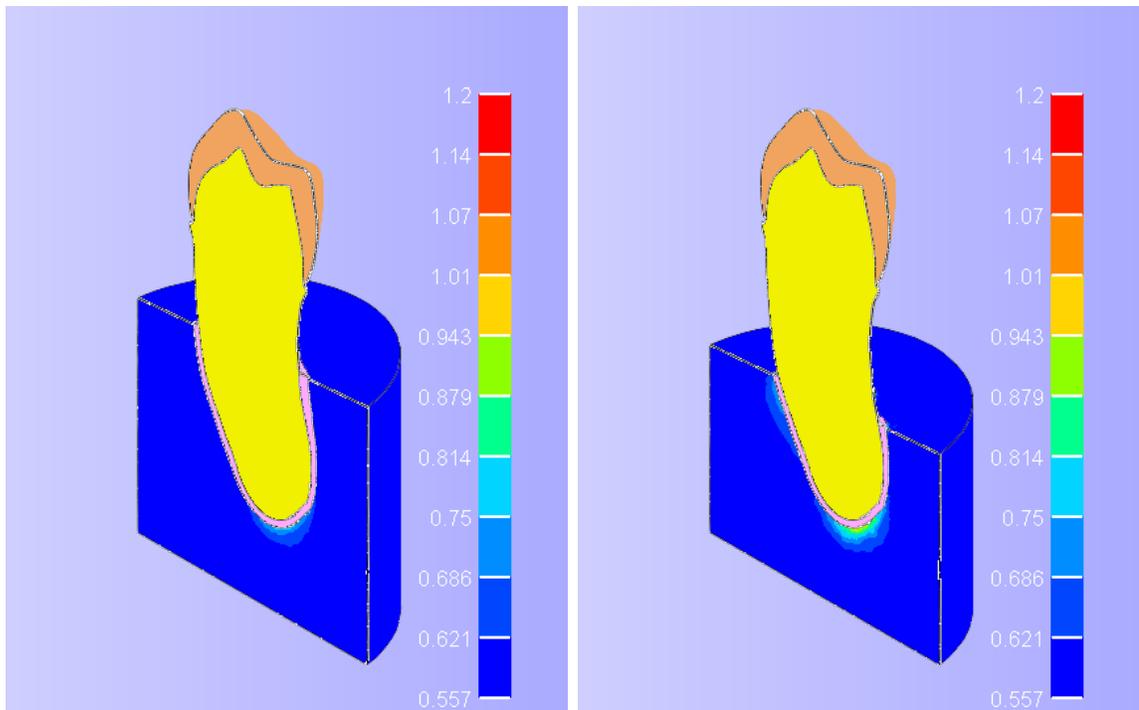
también las regiones afectadas por este cambio de densidad incrementan acumulativamente de tamaño. El mínimo de densidad se mantiene en 0.6 g/cm^3 para todos los modelos. En el caso del modelo con pérdida de 6 mm se alcanza el límite superior para la densidad, de 1.2 g/cm^3 .

4.2.4. Remodelación para el periodo de 48 meses.



(a) Modelo sano.

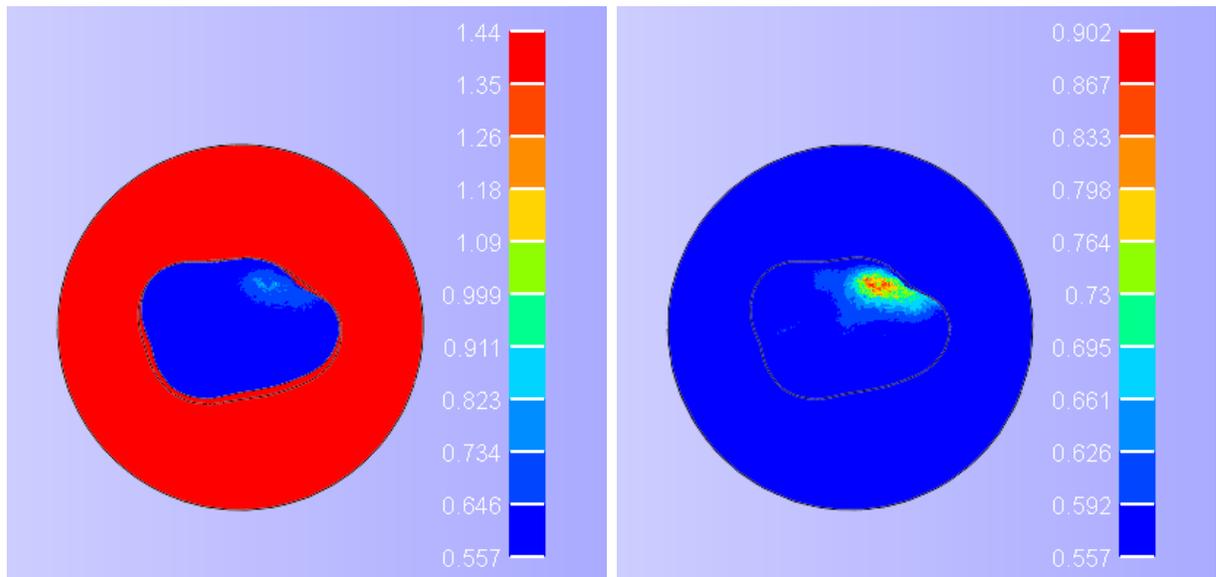
(b) Modelo con pérdida de 1 mm.



(c) Modelo con pérdida de 3 mm.

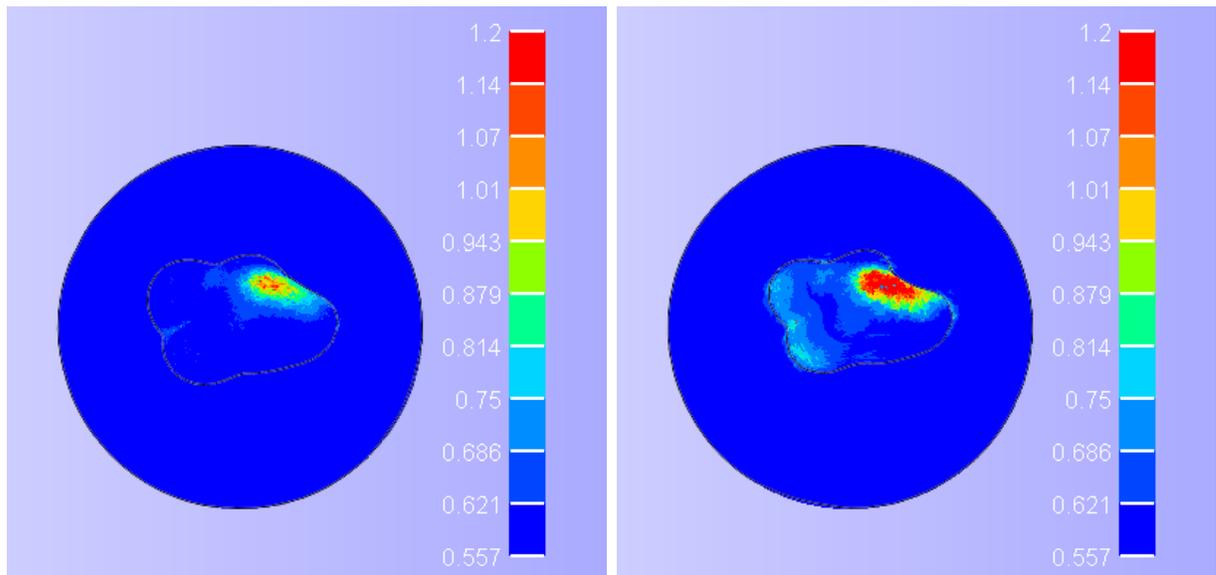
(d) Modelo con pérdida de 6 mm.

Figura 4.10: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 48 meses y carga de 100N en vista mesiolingual.



(a) Modelo sano.

(b) Modelo con pérdida de 1 mm.



(c) Modelo con pérdida de 3 mm.

(d) Modelo con pérdida de 6 mm.

Figura 4.11: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 48 meses y carga de 100N en vista oclusal.

Para la Figura 4.10.a y 4.11.a el hueso cortical presenta una disminución en su máximo de $-0.13 g/cm^3$, mientras que el esponjoso disminuye en su mínimo $-0.173 g/cm^3$, respecto al valor inicial.

Para las Figuras de ambas vistas (4.10.b, 4.10.c, 4.10.d) y (4.11.b, 4.11.c, 4.11.d) al igual que desde los 24 a 36 meses, se observa que el máximo para las densidades aumenta conforme disminuye el nivel de soporte óseo y que también las regiones afectadas por este cambio de densidad incrementan acumulativamente de tamaño. El mínimo de densidad se mantiene en

0.557 g/cm³ para todos los modelos. El modelo con pérdida de 3 y 6 mm alcanzan el límite superior para la densidad de 1.2 g/cm³, de no estar limitado lo que hubiese sucedido es que la densidad hubiese seguido aumentando debido al carácter acumulativo de la energía de deformación, el inconveniente con esto es que ya no se diferenciaría entre hueso cortical y esponjoso, debido a que sobre 1.2 g/cm³ comienzan a aparecer características mecánicas del primer tipo de tejido.

El hecho de que la densidad mínima se mantenga en 0.557 g/cm³ y este sea correlativo a lo que se ha registrado como disminución cada 12 meses (-0.043 g/cm³) indica que no ha habido disminución de densidad por sobrecarga en ningún periodo, lo cual es bastante positivo ya que cuando ocurre pérdida de densidad en los sectores que reciben mayor esfuerzo el diente se deteriora y puede llevar a consecuencias negativas en la salud bucal, como una mayor cantidad de pérdida de soporte, ajeno a la causante patológica del caso de pérdida por periodontitis, la que se estudia en estos casos.

4.3. Modelos sometidos a la carga de 400 N

4.3.1. Remodelación para el periodo de 12 meses.

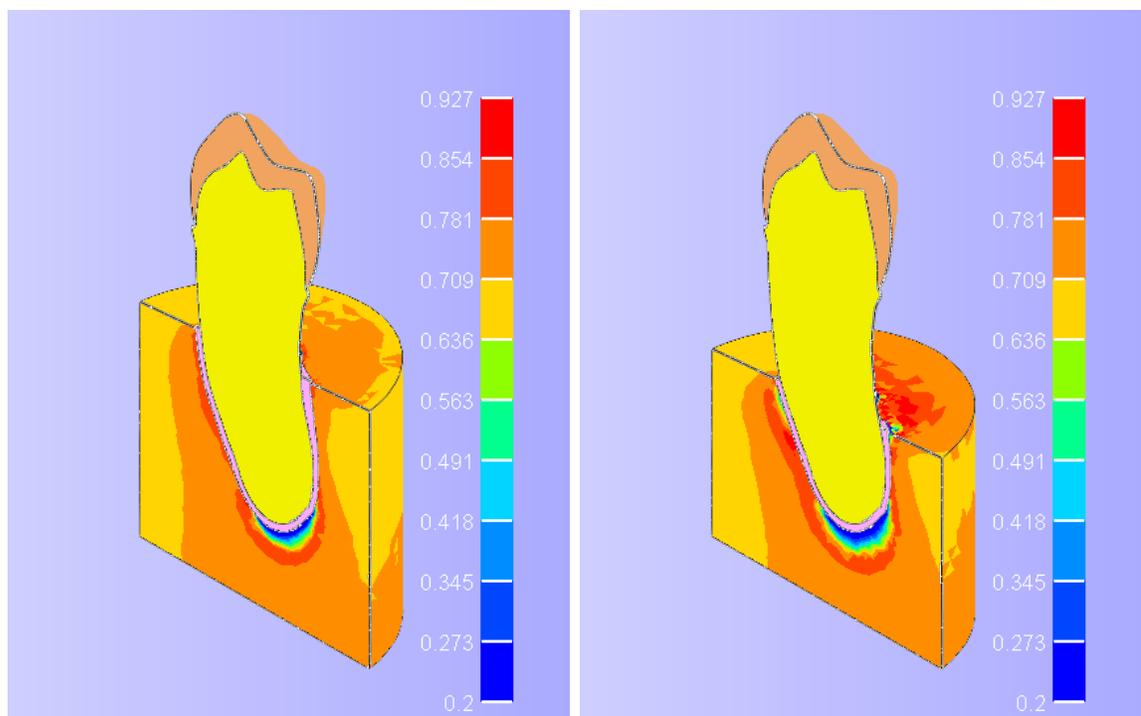
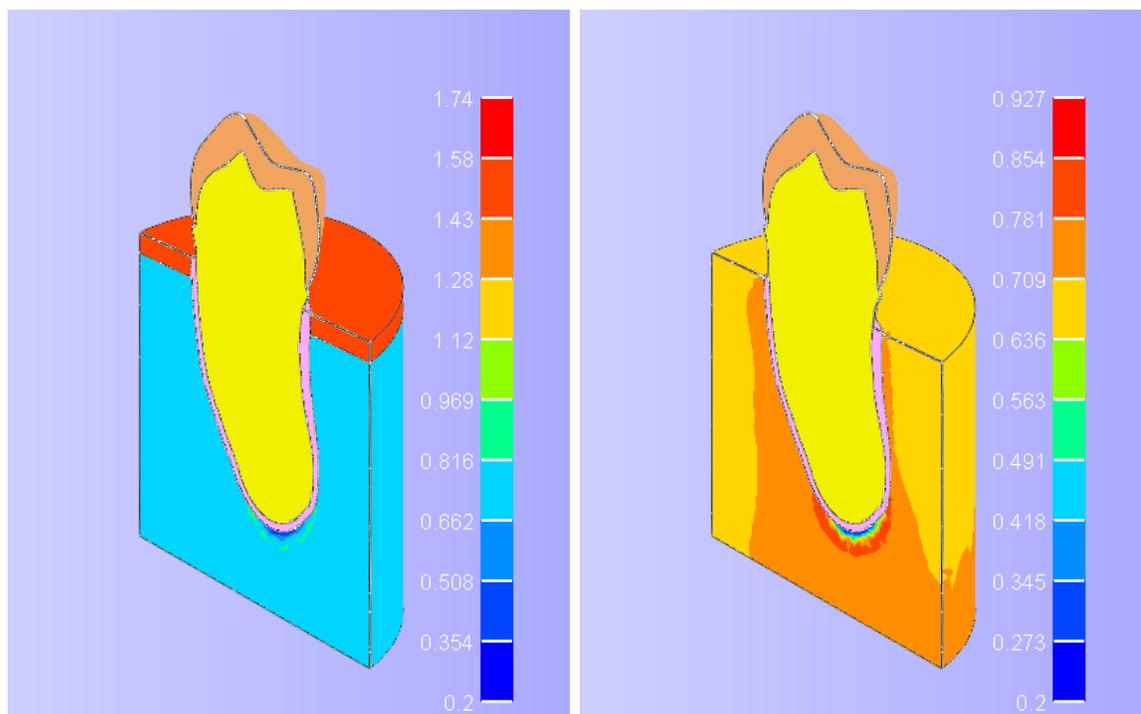
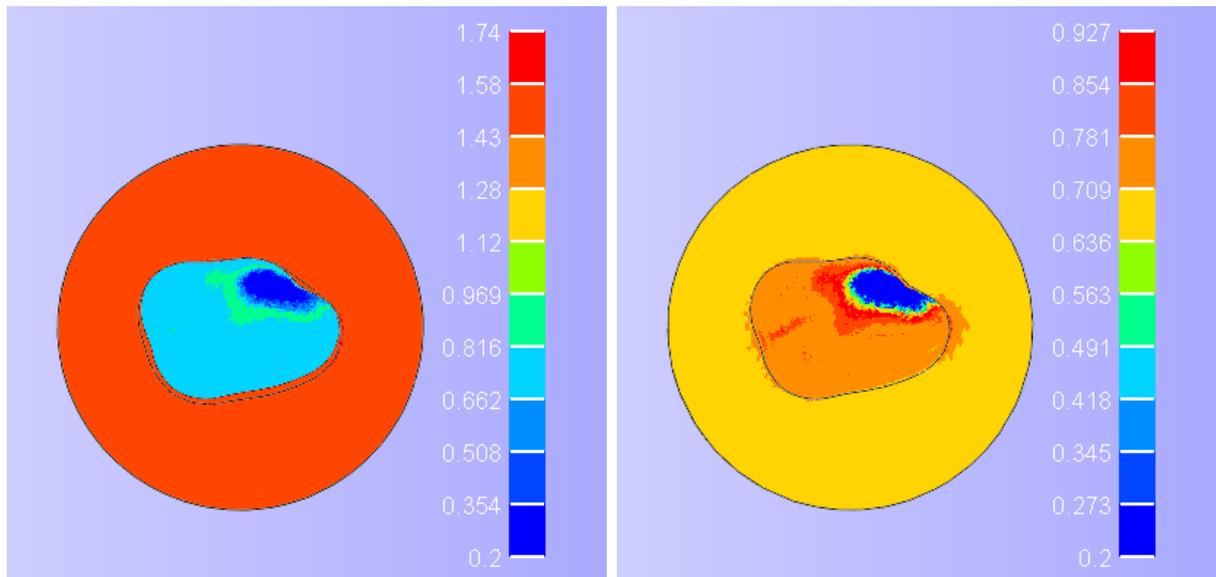
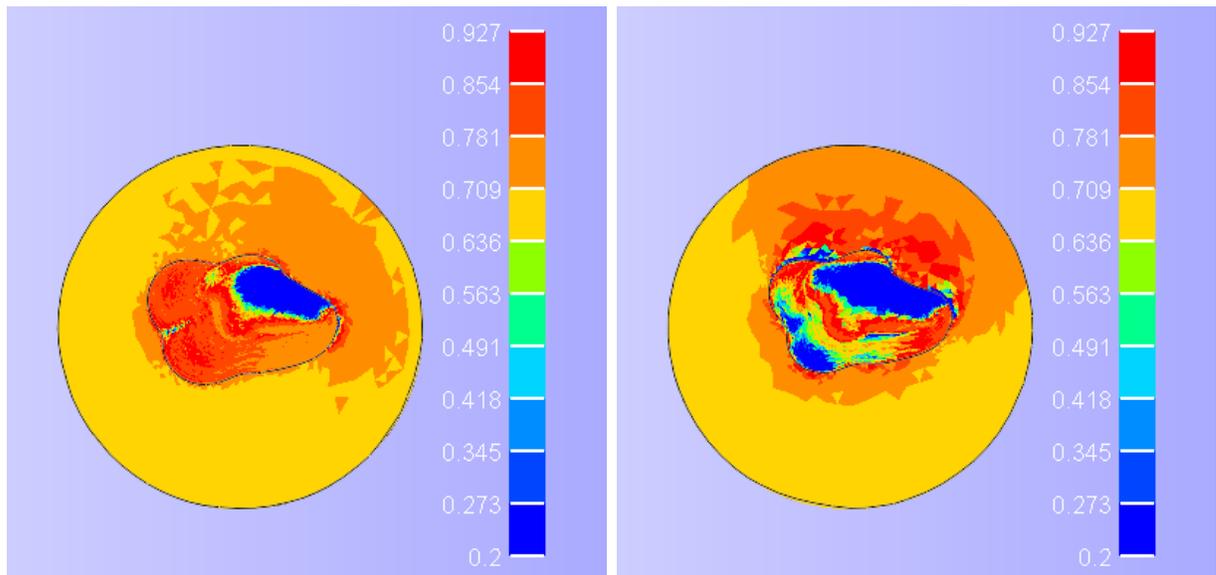


Figura 4.12: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 12 meses y carga de 400N en vista mesio-lingual.



(a) Modelo sano.

(b) Modelo con pérdida de 1 mm.



(c) Modelo con pérdida de 3 mm.

(d) Modelo con pérdida de 6 mm.

Figura 4.13: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 12 meses y carga de 400N en vista oclusal.

Para los modelos de la Figura 4.12, el patrón de distribución de los cambios de densidad es similar debido a que las condiciones de carga sobre el diente son las mismas, es decir, se repite un máximo de disminución en la región apical mientras las paredes del alvéolo mantienen un valor de densidad cercano al inicial y va aumentando en tamaño a medida que incrementa la pérdida de soporte. El máximo en el caso sano es de $1.74 g/cm^3$ para el hueso cortical mientras que en el resto es de $0.927 g/cm^3$ para el esponjoso.

El cambio más notorio en los modelos a medida que aumenta el respectivo nivel de pérdida

es que al ir acortando el hueso alveolar se produce un efecto de palanca debido a la geometría del diente premolar lo que genera un momento de flexión sobre el lado distal en el tercio cervical y región periradicular, haciendo que la energía de deformación sea mayor en un este sector en específico, y por lo tanto igualmente el cambio de densidad.

Para todos los modelos se produce el efecto de pérdida de densidad por sobrecarga en la región apical del hueso, lo que sí varía es el volumen (o cantidad de elementos) que se ven sometidos a este fenómeno, alrededor de éste siempre existen elementos de mayor densidad, los que no alcanzaron a llegar a la etapa de sobrecarga, éstos son rodeados por elementos que mantuvieron sus propiedades, y por último son envueltos por elementos que perdieron densidad debido a que no se vieron sometidos a esfuerzos y deformaciones.

Para la Figura 4.12.a y 4.13.a el hueso cortical presenta un incremento en su máximo de $+0.16 \text{ g/cm}^3$, mientras que el esponjoso disminuye en su mínimo -0.53 g/cm^3 hasta el límite inferior de 0.2 g/cm^3 , de no haber restricciones el hueso perdería las propiedades de este tipo de tejido óseo. En la vista 3D se observa que en el hueso cortical la densidad se mantiene en el rango $(1.28 - 1.43) \text{ g/cm}^3$, pero en ninguna de ambas vistas se logran dilucidar los elementos del rango $(1.58 - 1.74) \text{ g/cm}^3$. En el hueso esponjoso la mayor parte de los elementos se encuentran en el rango $(0.662 - 0.816) \text{ g/cm}^3$, esto refleja que se mantuvieron, perdieron o ganaron poca densidad. En la vista oclusal se observa que la concentración de esfuerzos se localiza en la región apical del hueso, debido a que la fuerza aplicada es cuatro veces mayor que en el caso de mordida fisiológica (Figura 4.4) la densidad del hueso disminuye por la sobrecarga, lo que implica que a pesar de poseer una estructura sana, el fenómeno de bruxismo genera deterioro de densidad en el hueso esponjoso.

Para la Figura 4.12.b el cambio más notorio ocurre en que ahora las paredes del alvéolo muestran una coloración naranja $(0.709 - 0.781) \text{ g/cm}^3$ diferenciándose del amarillo $(0.636 - 0.709)$ de menor densidad, efecto que no ocurre en el caso sano. En la vista de la Figura 4.13.b se observa que existe un aumento de densidad en la región del contorno periradicular, más marcada en el lado lingual.

Para la Figura 4.12.c, con respecto al modelo con pérdida de 1 mm se observa que aumenta la densidad en la pared alveolar pasando a un rango de $(0.781 - 0.854) \text{ g/cm}^3$ con coloración naranja-rojiza y también aumenta el tamaño de la región de pérdida de densidad en el sector apical del hueso. En la vista de la Figura 4.13.b se observa que existe un aumento de densidad en la región del contorno periradicular con una clara orientación disto-lingual, la que es producida por un momento flector inducido por la geometría del diente que implica tener un esfuerzo y deformación mayor en un sentido.

Para la Figura 4.12.d se observa en la pared alveolar las regiones naranjas y rojas similares al modelo con pérdida de 3 mm, acompañadas de pequeñas regiones azules que indican disminución de densidad por sobrecarga, esto sumado a que en la región apical nuevamente aumenta el tamaño de los elementos de coloración azul de pérdida de densidad. En la Figura 4.13.d se tiene una mejor visual de la magnitud de la baja de densidad, que ahora ocupa una gran parte de la cavidad alveolar en su lado bucal y distal.

4.3.2. Remodelación para el periodo de 24 meses.

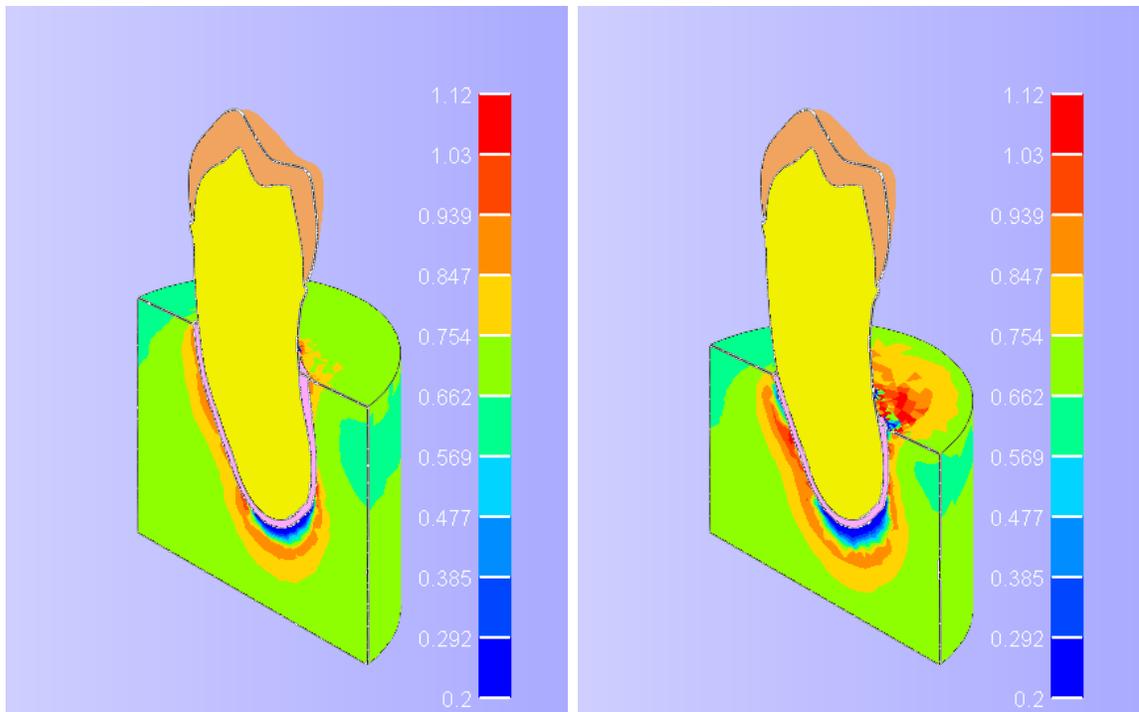
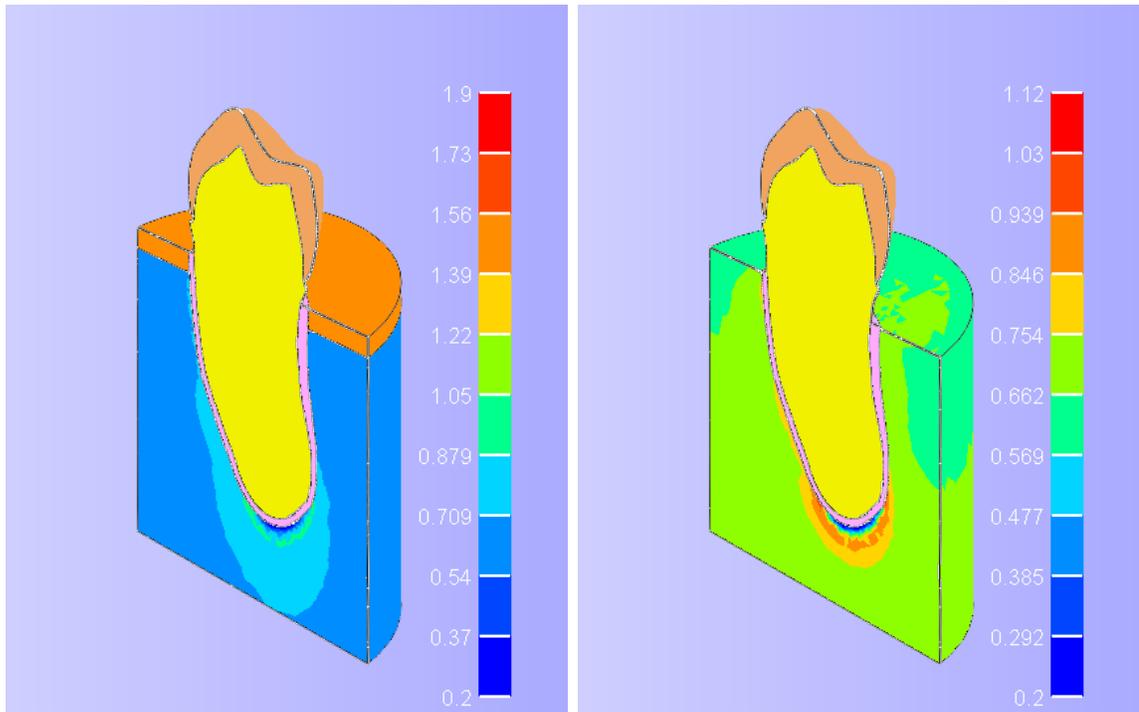
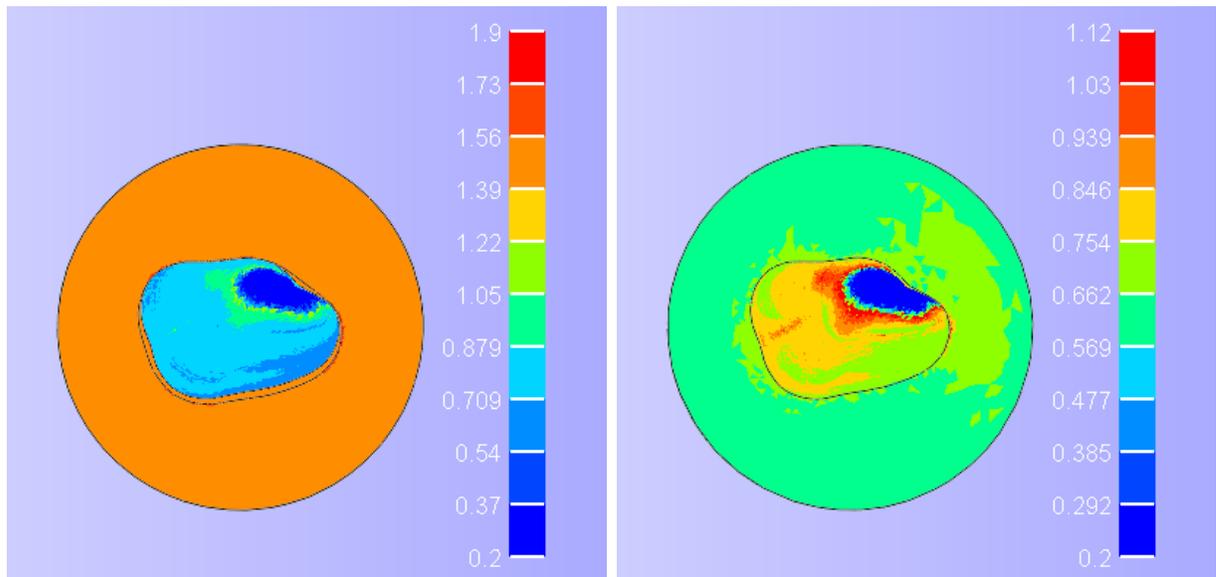
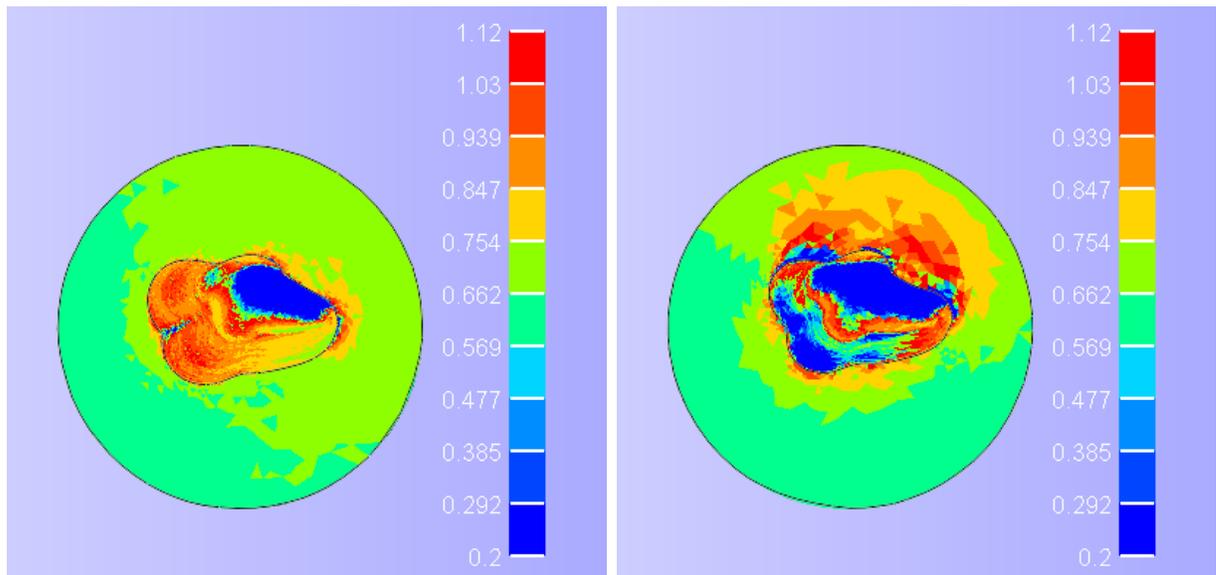


Figura 4.14: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 24 meses y carga de 400N en vista mesio-lingual.



(a) Modelo sano.

(b) Modelo con pérdida de 1 mm.



(c) Modelo con pérdida de 3 mm.

(d) Modelo con pérdida de 6 mm.

Figura 4.15: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 24 meses y carga de 400N en vista oclusal.

Para la Figura 4.14.a se observan principalmente dos gradaciones de azules en el hueso esponjoso, de manera exterior se tienen elementos en el rango $(0.54 - 0.709) g/cm^3$ mientras que interno a éste están en el intervalo $(0.709 - 0.879) g/cm^3$. Esto significa, con respecto al periodo de 12 meses, un aumento de la densidad en la vecindad del diente para la región apical del hueso alveolar, mientras que en los alrededores los elementos bajan su densidad debido a que no sufren esfuerzos o deformaciones considerables. La región apical del hueso se caracteriza por tener pérdida de densidad por sobrecarga, donde se alcanza el mínimo de $0.2 g/cm^3$.

De la Figura 4.15.a se observa que las densidades para el hueso cortical están principalmente en el rango (1.39 - 1.56) g/cm^3 y el máximo llega a 1.9 g/cm^3 ubicado en el borde periradicular en el lado lingual, de coloración roja. Con respecto al mismo modelo en el periodo de 12 meses el hueso cortical se mantiene en el mismo intervalo con diferencias de (+0.04 - +0.02) g/cm^3 , bastante pequeñas lo que da cuenta de que el hueso cortical absorbe gran parte de la energía de deformación y la distribuye de manera uniforme en toda su extensión.

Para la Figura 4.14.b se observan dos regiones verdes con distintas densidades, exteriormente (0.569 - 0.662) g/cm^3 verde oscuro e interior a ésta (0.662 - 0.754) g/cm^3 verde claro, esto da cuenta de la pérdida de densidad en las regiones alejadas del diente con respecto al periodo de 12 meses.

Para la Figura 4.15.b se observa que existe un aumento de densidad a lo largo de la cavidad alveolar del lado bucal en un rango de (0.754 - 0.846) g/cm^3 color amarillo, con respecto al periodo de 12 meses esta región experimenta un aumento de densidad, en tanto la extensión de pérdida de densidad en la región apical también incrementa su tamaño. Se observa que la región de aumento verde oscuro a verde claro está concentrada en el sector lingual, no siendo homogénea como en el caso con hueso cortical.

Para la Figura 4.14.c la región verde clara (0.662 - 0.754) g/cm^3 aumenta de tamaño con respecto a la verde oscura (0.569 - 0.662) g/cm^3 hacia el lado distal debido al momento flector ya mencionado. La región en torno a la pared del alvéolo aumenta su densidad con respecto al periodo de 12 meses, color amarillo (0.754 - 0.847) g/cm^3 . En la vista de la Figura 4.15.c se distingue el aumento de densidad de la pared alveolar en el lado bucal.

Para la Figura 4.14.d la región del tercio cervical del lado distal aumenta de mayor manera su densidad hasta llegar a los rangos amarillos, rojos y naranjos. En la vista de la Figura 4.15.d se distingue en el alvéolo una disminución de densidad caracterizada por el color azul, esto en las regiones donde antes era roja o naranja.

En las Figuras 4.14 y 4.15 se observa que el efecto de la disminución de soporte para un mismo periodo viene a ser un aumento en la energía de deformación recibida por el hueso alveolar. Principalmente esto se dilucida en tres ubicaciones, primero la apical en donde va aumentando progresivamente el tamaño de la región con pérdida de densidad por sobrecarga, segundo en las regiones de la pared alveolar a lo largo de la raíz dentaria donde incrementa la densidad hasta el punto en que se alcanza la condición de sobrecarga y por lo tanto disminuye la densidad y tercero en el tercio cervical del lado disto-lingual donde se genera un aumento de densidad localizado.

4.3.3. Remodelación para el periodo de 36 meses.

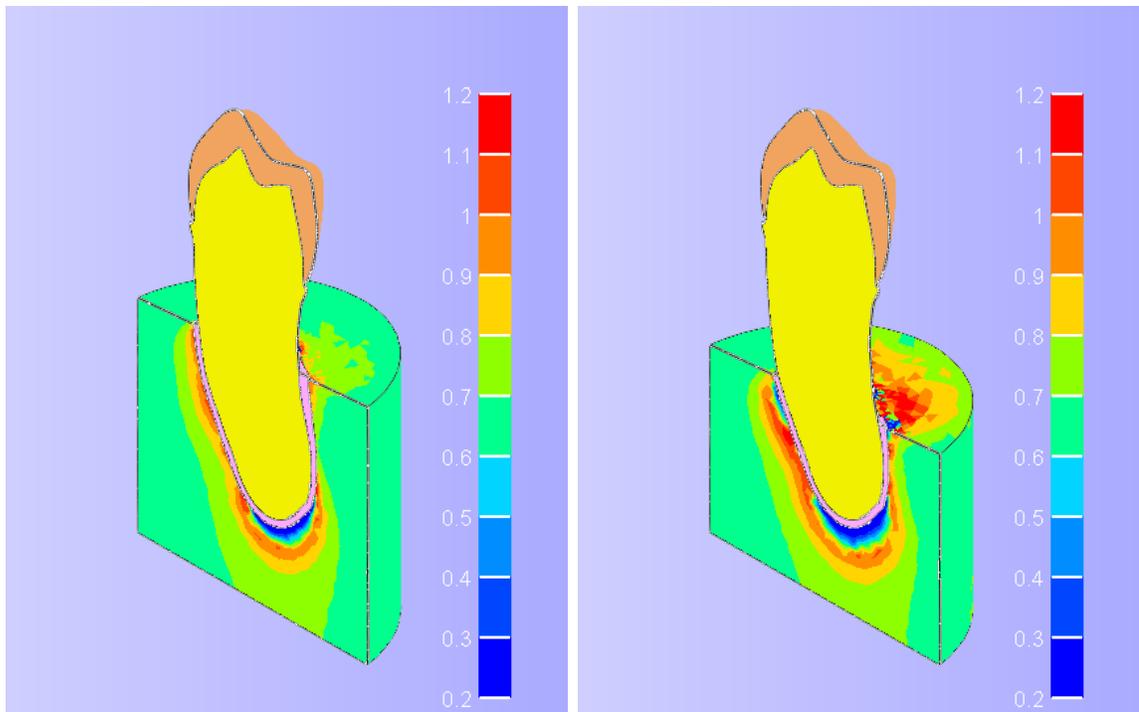
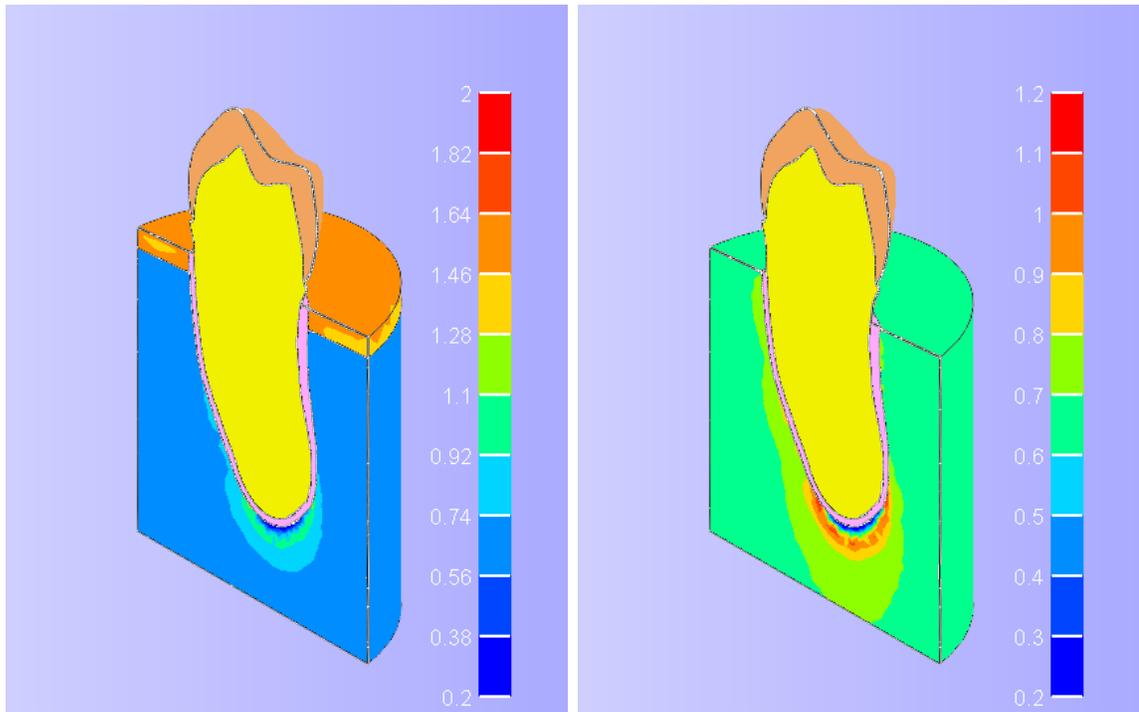
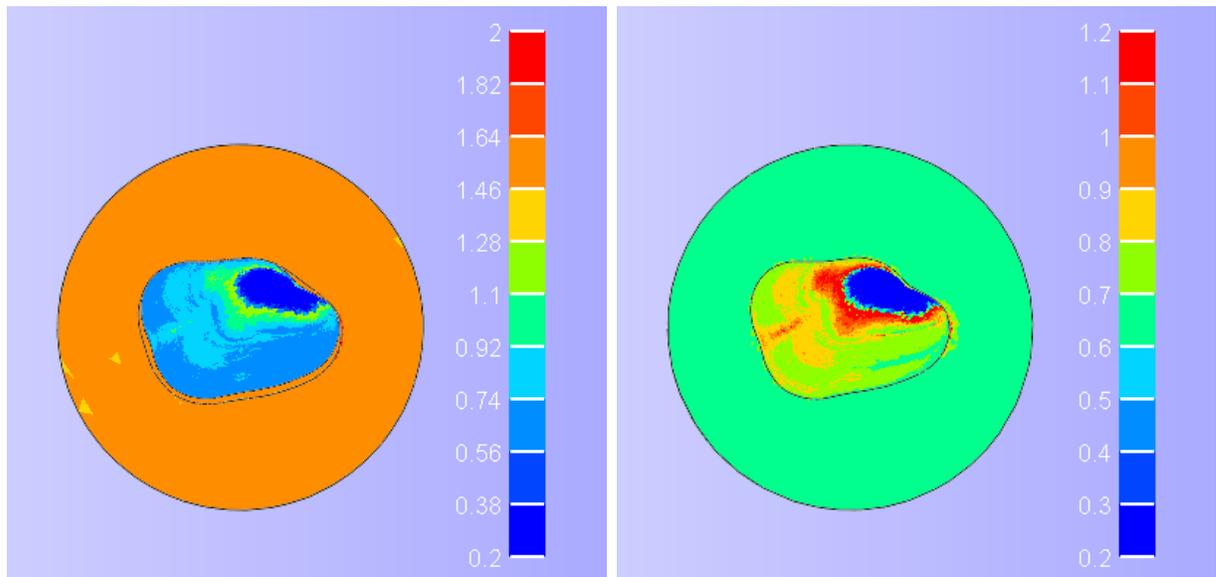
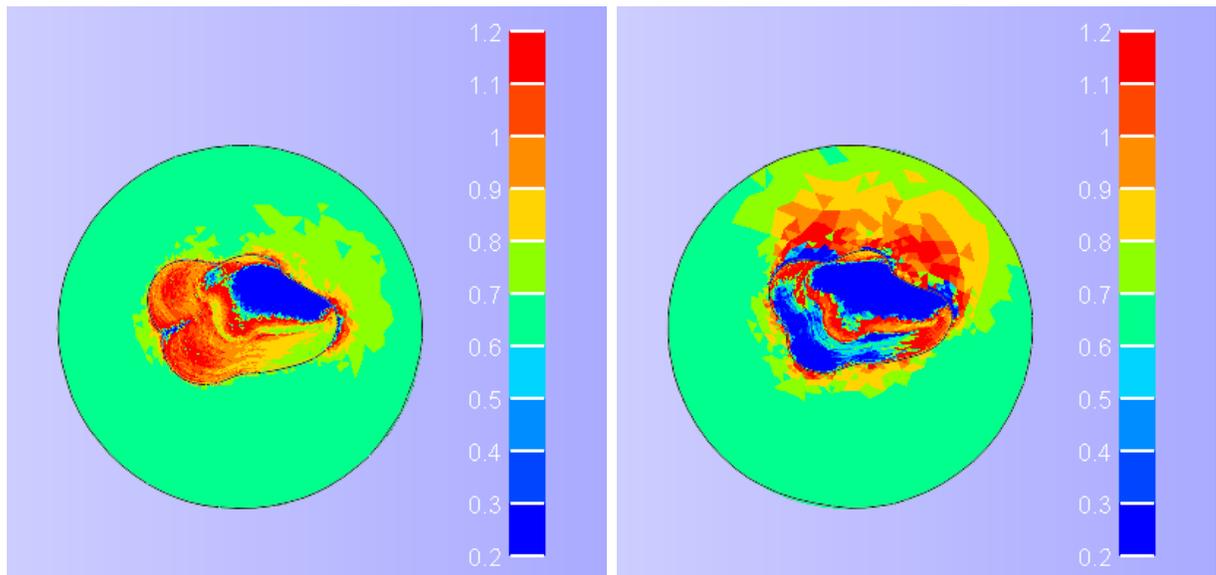


Figura 4.16: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 36 meses y carga de 400N en vista mesio-lingual.



(a) Modelo sano.

(b) Modelo con pérdida de 1 mm.



(c) Modelo con pérdida de 3 mm.

(d) Modelo con pérdida de 6 mm.

Figura 4.17: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 36 meses y carga de 400N en vista oclusal.

El proceso de remodelación en las Figuras 4.16 y 4.17 da cuenta de que análogo al periodo de 24 meses, al disminuir el nivel de soporte para un mismo periodo viene a observarse un aumento acumulativo en la energía de deformación recibida por el hueso alveolar, esto quiere decir que los elementos reciben más estímulo y en algunos casos avanzan en el intervalo de remodelación ósea, esto es que las regiones en donde se mantenía la densidad terminan en incremento, y en donde aumentaban por carga pasan a disminución por sobrecarga.

Para las Figuras 4.16.a y 4.17.a el hueso cortical experimenta una distinción en sus densi-

dades reflejado en dos gradaciones naranjas y amarillas, de mayor y menor densidad, respectivamente. La región apical presenta pérdida de densidad por sobrecarga, en tanto los tercios apicales y medios de la pared alveolar del lado bucal experimentan un aumento de densidad respecto a la región completa del alvéolo dentario.

Para las Figuras 4.16.b y 4.17.b se distingue una región externa verde oscura (0.6 - 0.7) g/cm^3 que ocupa la mayoría del volumen en el hueso, interiormente se tiene una región verde clara (0.7 - 0.8) g/cm^3 la que envuelve a la región apical en donde se destaca la pérdida de densidad.

Para las Figuras 4.16.b y 4.17.b se destaca el aumento de densidad en el tercio cervical del lado lingual (0.7 - 0.8) g/cm^3 como así también dentro de toda la extensión del alvéolo dentario en su lado bucal (0.8 - 1.2) g/cm^3 .

Para las Figuras 4.16.b y 4.17.b se destaca el aumento de densidad en el tercio cervical del lado lingual (0.7 - 0.8) g/cm^3 como así también dentro de toda la extensión del alvéolo dentario en su lado bucal (0.8 - 1.2) g/cm^3 . El tamaño de la región apical (azul) que experimenta la disminución de densidad por sobrecarga aumenta.

Para las Figuras 4.16.c y 4.17.c se presenta pérdida de densidad en coloración azul debido a sobrecarga en el tercio apical del alvéolo y también en tercio cervical del lado bucal y lingual, justo bajo la línea del contorno periradicular. En el tercio cervical del lado distal - lingual aumenta la densidad (0.8 - 1.2) g/cm^3 .

4.3.4. Remodelación para el periodo de 48 meses.

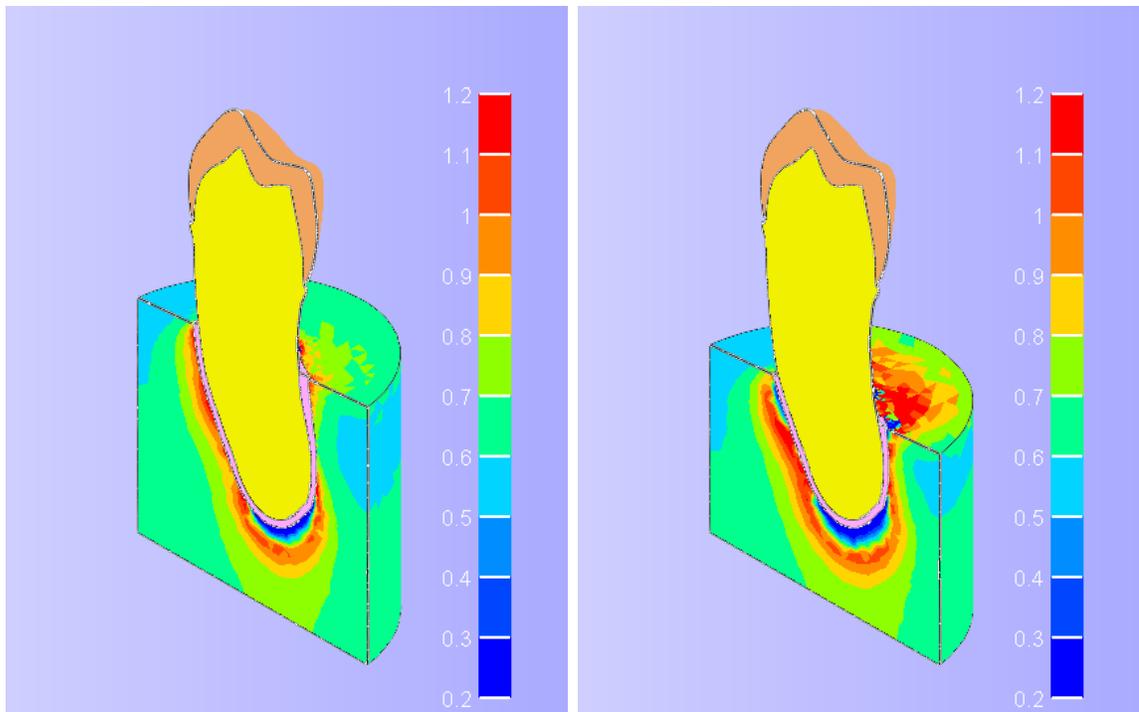
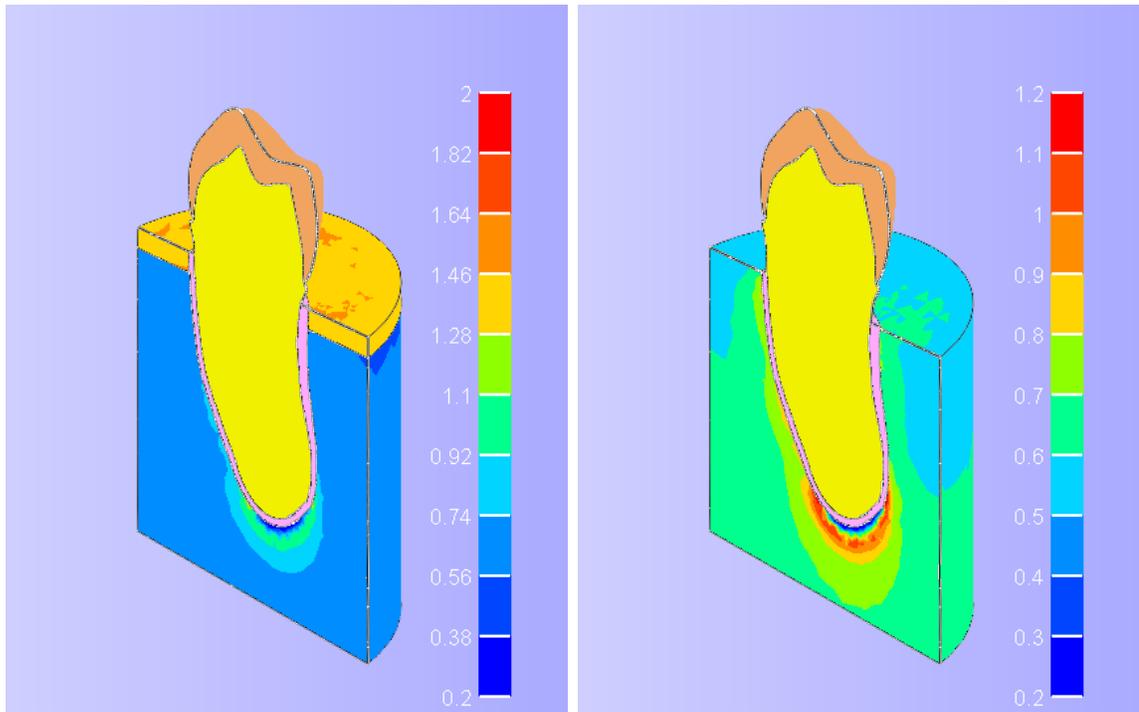
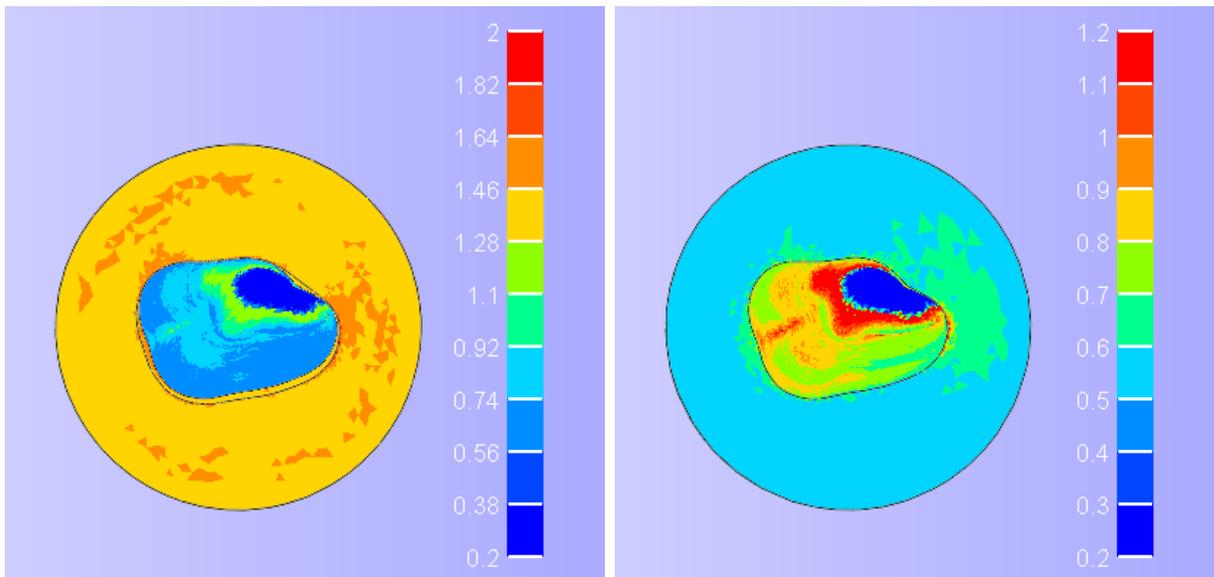
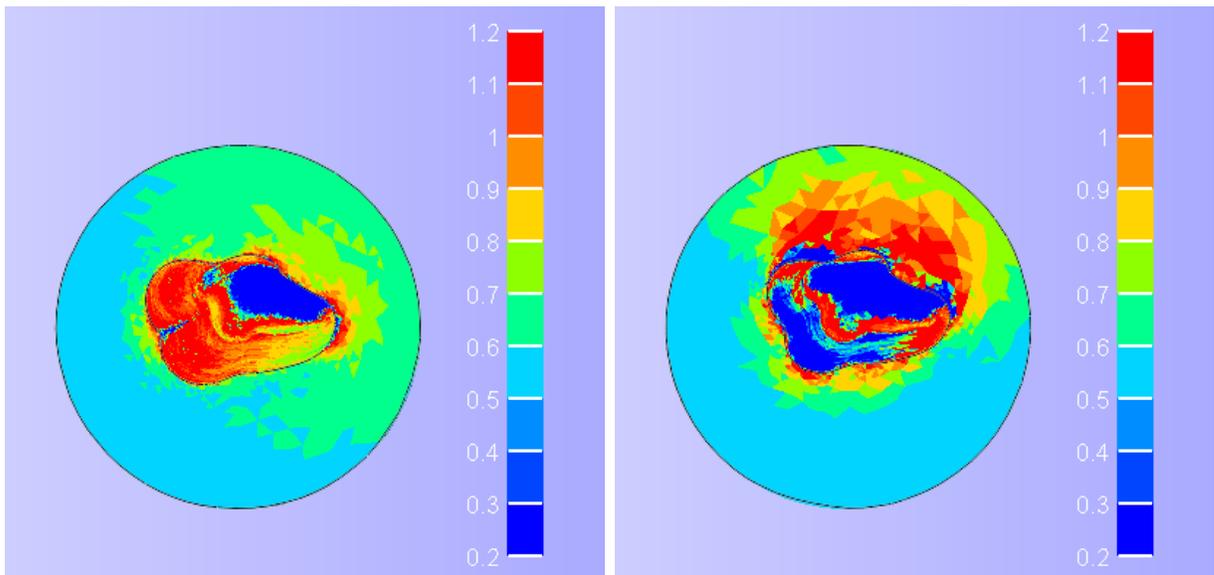


Figura 4.18: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 48 meses y carga de 400N en vista mesio-lingual.



(a) Modelo sano.

(b) Modelo con pérdida de 1 mm.



(c) Modelo con pérdida de 3 mm.

(d) Modelo con pérdida de 6 mm.

Figura 4.19: Distribución de densidad en g/cm^3 para el hueso alveolar en los diferentes modelos. Periodo de 48 meses y carga de 400N en vista oclusal.

De las Figuras 4.18 y 4.19 se da cuenta de que la progresiva pérdida de soporte óseo genera un impacto mayor en el esfuerzo y deformación que recibe el hueso alveolar, esto se traduce en una mayor energía de deformación y por lo tanto en aumentos de los rangos de remodelación, donde se pasa a aumentar la densidad hasta intervalos en los que ocurre la disminución de la misma por sobrecarga.

Para la Figura 4.18.a se observa que la densidad de hueso esponjoso externamente es bastante uniforme con una gradación azul clara ($0.56 - 0.74$) g/cm^3 , se destaca una región

azul oscura de baja densidad (0.38 - 0.56) g/cm^3 en el lado lingual causada por los esfuerzos impuestos por la condición de borde aplicada a ese hueso, esto genera una pérdida por sobrecarga, de igual manera que sucede en el tercio apical. De la Figura 4.19.a se distingue que el hueso cortical presenta dos gradaciones, una de mayor densidad (1.46 - 1.64) g/cm^3 naranja y otra de menor (1.28 - 1.46) g/cm^3 amarilla y con mayor cobertura, existe una distribución azarosa de los elementos de mayor densidad, esto es debido a que la mayor dureza del hueso cortical propicia que el esfuerzo se extienda uniformemente y ante elementos de menor volumen o de geometrías con ángulos muy pequeños o irregulares sufran mayores deformaciones ante el esfuerzo.

Para la Figura 4.18.b en la vecindad del ligamento periodontal para los dos tercios cervicales y medios se reconocen dos intervalos de colores verde oscuro y claro, en la porción del ápice se reconoce la pérdida de densidad por sobrecarga junto a los elementos que han aumentado de densidad pero aún no llegan a ese nivel de remodelación. En la vista oclusal de la Figura 4.19.b se distinguen dentro del alvéolo dentario densidades altas, de gradaciones verde clara y oscuras (0.6 - 0.8) g/cm^3 , junto con amarillas (0.8 - 0.9) g/cm^3 y naranjas (0.9 - 1.0) g/cm^3 en el lado bucal y rojas (1.0 - 1.2) g/cm^3 en la región apical.

Para la Figura 4.18.c se mantiene la distribución vista para el modelo con pérdida de 1 mm descrita en el párrafo anterior, lo que se resalta como nuevo es el aumento de densidad en la región cervical del lado distal producto del momento flector producido por la geometría particular de este diente, esto también se traduce en que para la Figura 4.19.c en la vista oclusal se generan mayores esfuerzos a lo largo de toda la extensión vertical de la cavidad alveolar del lado bucal ya que es el extremo que se ve forzado en la dirección opuesta.

Para la Figura 4.18.d la región adyacente al ligamento periodontal se ve compuesta por densidades muy altas, rojas naranjas y amarillas, inclusive existen pequeñas regiones de baja densidad con gradación azul explicables producto del excesivo aumento en la energía de deformación lo que lleva a los elementos a la zona de sobrecarga. De la Figura 4.19.d se distingue que la región distal sufre los aumentos de densidad mostrando gradaciones rojas, naranjas, amarillas y verde oscura y clara, dentro de la cavidad alveolar la mayor coloración es la azul producto que la energía de deformación está tan acumulada y produce disminución por sobrecarga predominante en esa región.

4.4. Gráficos comparativos.

Las siguientes gráficas pretenden ilustrar la diferencia temporal de la densidad a modo de promedio considerando el volumen y densidad individual por elemento. En contraste con las imágenes de distribuciones de densidad, a partir de ésta perspectiva se pueden comparar cuantitativamente las diferencias en pérdida de soporte y las diferentes cargas aplicadas. En todos los gráficos, véase Figuras 4.20, 4.21, 4.22 y 4.23, se observa que la densidad promedio disminuye a medida aumenta el tiempo, esto es debido a que la mayoría de los elementos quedan fuera de la región de remodelación ósea producto de que no reciben estímulo suficiente proveniente de la carga oclusal, esto en la realidad no es del todo correcto, ya que la tendencia debiera ser a mantener la densidad, lo que se produce en este caso es que se considera solamente un diente sobrecargado sin tener en cuenta que en un paciente existen mas esfuerzos producidos por la masticación de los dientes adyacentes.

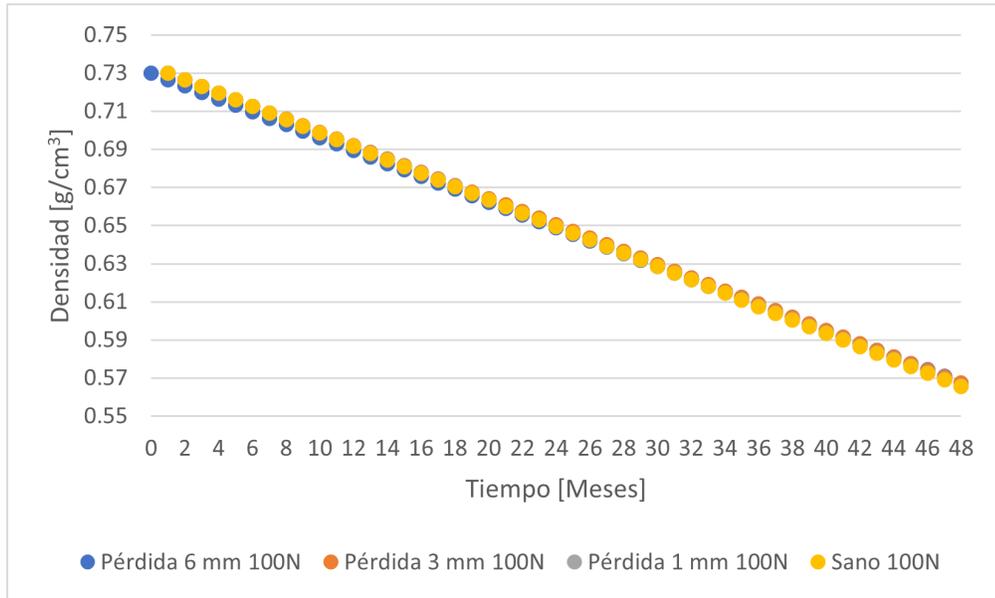


Figura 4.20: Variación de la densidad promedio en el hueso esponjoso para los cuatro modelos estudiados a lo largo del periodo de remodelación para la carga de 100 N.

En la Figura 4.20 se muestran los resultados para la carga fisiológica, en esta no se distinguen todas las coloraciones debido a que el nivel de disminución de carga es idéntico, esto se explica porque la carga es muy baja como para provocar una respuesta de cambio de densidad sobre una porción relevante del hueso esponjoso. Al finalizar el periodo de 48 meses la densidad final es de 0.56 g/cm^3 .

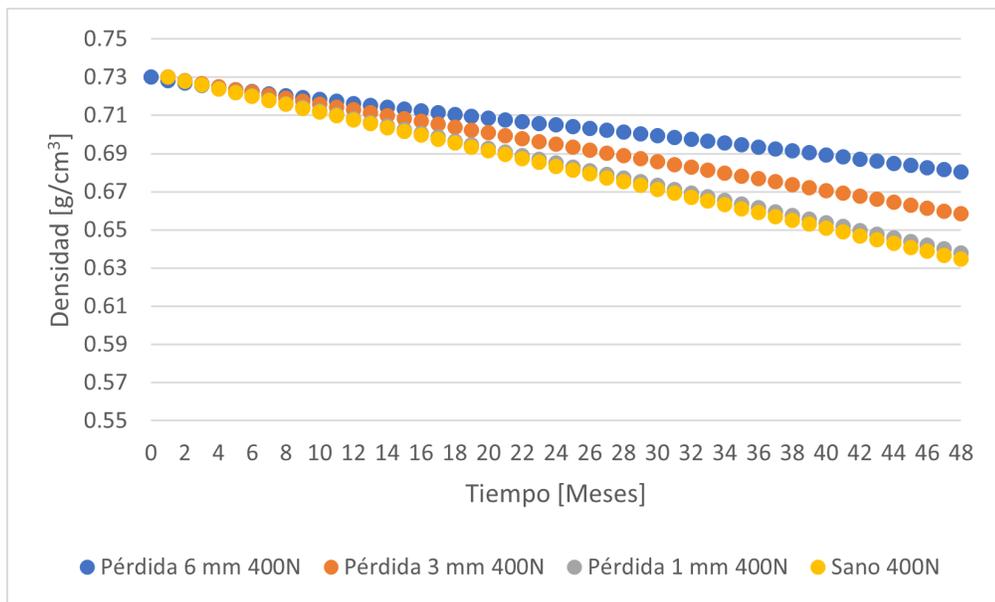


Figura 4.21: Variación de la densidad promedio en el hueso esponjoso para los cuatro modelos estudiados a lo largo del periodo de remodelación para la carga de 400 N.

En la Figura 4.21 la distinción de colores es bastante clara, los cuatro modelos comienzan

desde la misma densidad pero terminan en puntos diferentes, específicamente para: Hueso sano, con pérdida de 1 mm, pérdida de 3 mm y pérdida de 6 mm los valores de densidad en el mes 48 son: 0.633, 0.636, 0.657 y 0.680 g/cm^3 , respectivamente. Este comportamiento muestra que la carga de 400 N genera un estímulo bastante grande en el diente como para hacer que la pérdida de soporte sea clave en el proceso de remodelación y que también la densidad final sea mayor al de 0.56 g/cm^3 visto en la carga de 100 N.

Las disminuciones de densidad para el caso sano, de pérdida de 1 mm y 3 mm son completamente lineales ya que es posible ajustarlas a una ecuación de la recta con correlación $R^2 = 1$. En cambio, para la pérdida de 6 mm se observa que el descenso no es completamente recto, si no que existe una disminución debido a la excesiva baja de densidad por sobrecarga (hasta mes 20), luego un aumento por la cantidad de elementos en las lejanías que mantienen o incrementan su densidad (20 a 34) y que no disminuyen como sería esperable), y posteriormente la misma tendencia a la baja y lineal de los otros modelos.

El comportamiento se condice con los efectos esperados para la mayor pérdida de soporte, al existir menos elementos que reciban la misma carga, estos se verán sometidos a un esfuerzo y deformación mayores, lo que aumenta su densidad de energía de deformación. La mayor densidad promedio al finalizar los 48 meses se debe a que los elementos más alejados del diente cambian su densidad manteniéndola o aumentándola, y ya no disminuyendo. De esto se puede intuir que los casos más graves ocurren al presentar una pérdida de por lo menos 6 o más milímetros.

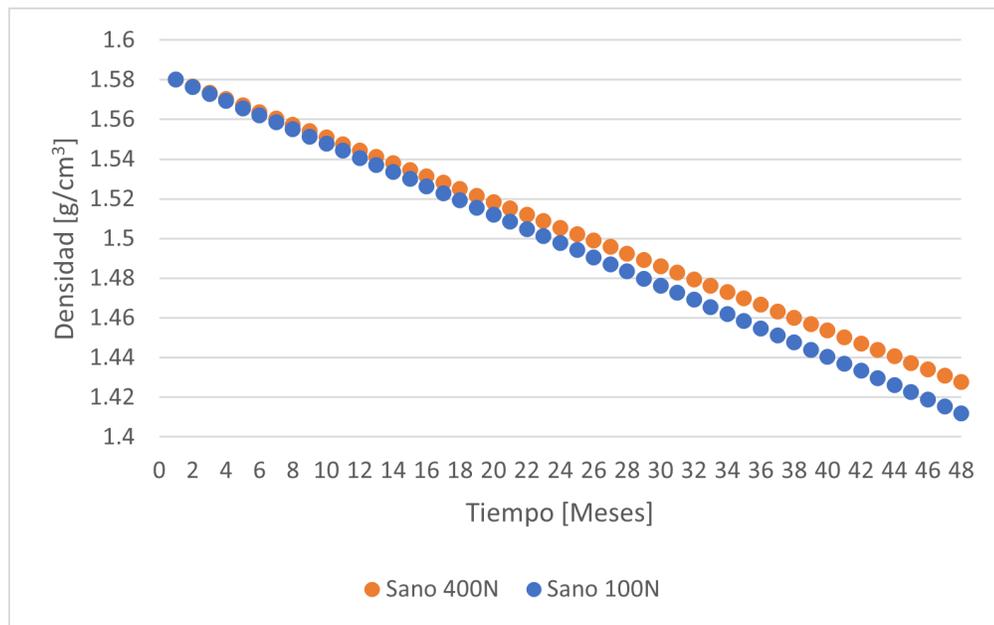
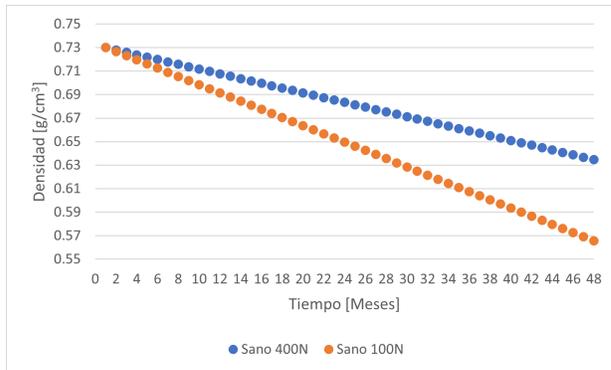


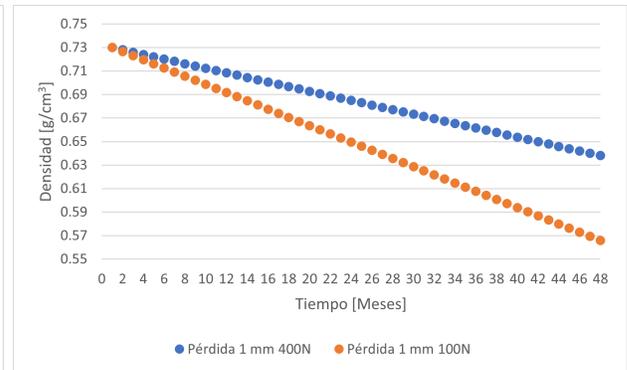
Figura 4.22: Variación de la densidad promedio para el modelo sano en el hueso cortical para las cargas de 100 y 400 N.

En la Figura 4.22 se observa que la diferencia entre las cargas no es tan significativa en promedio para el hueso cortical, el valor de los 400 N difiere en un 1.14 % con respecto al de 100 N, esto es atribuible a que el hueso tiene la función determinada de soportar impacto y proteger el interior lleno de vasos sanguíneos y terminaciones nerviosas, por lo que puede recibir esfuerzos altos y no aumentar su densidad de energía de deformación drásticamente

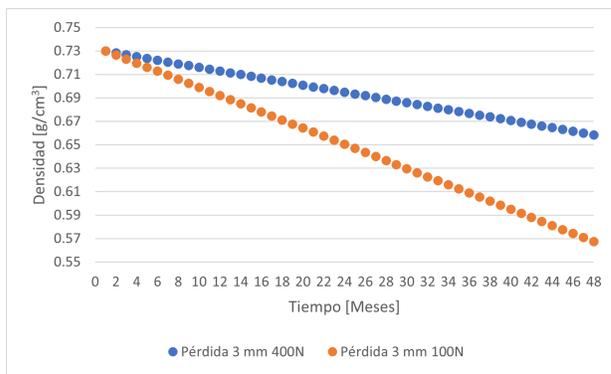
debido al mayor módulo de Young que posee.



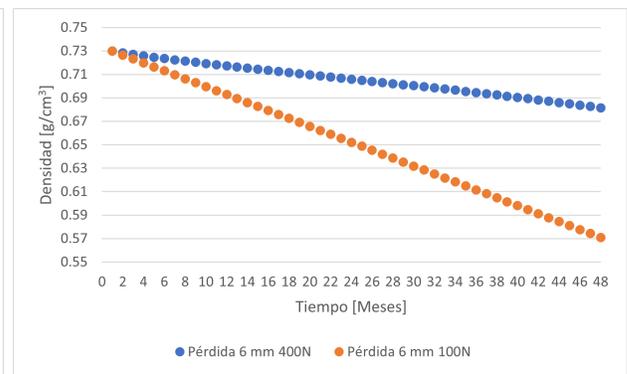
(a) Modelo sano.



(b) Modelo con pérdida de 1 mm.



(c) Modelo con pérdida de 3 mm.



(d) Modelo con pérdida de 6 mm.

Figura 4.23: Variación de la densidad promedio para los cuatro modelos estudiados en el hueso esponjoso para las cargas de 100 y 400 N.

En la Figura 4.23 se observa una tendencia lineal decreciente para la densidad promedio hueso esponjoso en todos los modelos. El contraste entre estos radica en los valores finales (mes 48) de densidad para el caso de 400 N; para el modelo sano, con pérdida de 1, 3 y 6 mm, las densidades finales difieren en un 12.58 %, 13.12 %, 16.49 % y 19.88 %, respectivamente, en comparación con el caso de 100 N, de lo que se infiere una correlación directa entre la pérdida de soporte óseo, el aumento de carga y la densidad final del hueso. Este aumento de diferencia en densidad para las dos cargas es mayor que en el hueso cortical (Figura 4.22), esto es producto de que el hueso esponjoso es un tejido más blando, susceptible a deformaciones ante un gran esfuerzo.

Capítulo 5

Conclusiones

Este trabajo presenta un modelo 3D de un diente segundo premolar inferior y estudia cómo dos variables, primero el nivel de pérdida de soporte óseo y segundo la magnitud de la carga afectan al fenómeno de remodelación ósea en el hueso alveolar en función del tiempo, esto implementando las ecuaciones constitutivas del proceso en un programa de análisis por elementos finitos, cuyos resultados obtenidos concuerdan con los observados y esperados de la literatura.

En base a la variable enfermedad periodontal, se puede concluir que la disminución en el nivel de soporte óseo genera incrementos de densidad (aposisión) localizados principalmente en el tercio apical del hueso alveolar, los que aumentan progresivamente a través del tiempo. Esta variable, por si sola no es suficiente para someter al hueso a reabsorción ósea por sobrecarga.

En base a la variable bruxismo, en donde se tiene una fuerza fisiológica (100 N) y otra patológica (400 N), se puede concluir que al aumentar la carga oclusal, primero se genera una disminución brusca (observable ya en el periodo de 12 meses) de densidad por sobrecarga en el tercio apical del hueso alveolar para el modelo sano; segundo un aumento de densidad brusco pero localizado en la región periradicular del hueso cortical y por último una aposición leve de los elementos en la región de la cavidad alveolar.

El efecto en conjunto de estas dos condiciones, es decir para una alta carga y progresiva pérdida de soporte óseo, se refleja mayor aposición y reabsorción ósea por sobrecarga a lo extenso de los tercios apicales, medios y cervicales para las regiones de la cavidad alveolar junto con el borde periradicular. En mayor medida se genera un incremento en la densidad promedio del hueso esponjoso. En tanto, el hueso cortical no experimenta procesos de reabsorción por sobrecarga.

Trabajo propuesto

Existen aspectos propios de la anatomía dentaria que en este estudio fueron simplificados, para llegar a resultados más realistas se debería considerar modificar:

- La geometría cilíndrica del hueso alveolar, ya que en la realidad un hueso mandibular tiene una forma irregular y está completamente rodeado de hueso cortical, al cual deberían aplicársele condiciones de borde fijos que provienen desde la fijación de la mandíbula en el cráneo. Por ende, al revestir al hueso esponjoso debiera considerar condiciones de contacto fijas a este.
- Añadir dos piezas dentales adyacentes, premolar y molar, los que también se verían afectados por el fenómeno de bruxismo (soportarían carga) y por ende transmitirían esfuerzo al hueso alveolar, más aún, estos influirían en la densidad para las regiones próximas entre dientes.

Bibliografía

- [1] Lin, D., Li, Q., Li, W., & Swain, M. (2009). Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2(5), 410–432. [DOI](#)
- [2] Sarrafpour, B., Rungsiyakull, C., Swain, M., Li, Q., & Zoellner, H. (2012). Finite element analysis suggests functional bone strain accounts for continuous post-eruptive emergence of teeth. *Archives of Oral Biology*, 57(8), 1070–1078. [DOI](#)
- [3] Field, C., Li, Q., Li, W., Thompson, M., & Swain, M. (2012). A comparative mechanical and bone remodelling study of all-ceramic posterior inlay and onlay fixed partial dentures. *Journal of Dentistry*, 40(1), 48–56. [DOI](#)
- [4] Lin, D., Li, Q., Li, W., Duckmanton, N., & Swain, M. (2010). Mandibular bone remodeling induced by dental implant. *Journal of Biomechanics*, 43(2), 287–293. [DOI](#)
- [5] Rungsiyakull, C., Li, Q., Sun, G., Li, W., & Swain, M. V. (2010). Surface morphology optimization for osseointegration of coated implants. *Biomaterials*, 31(27), 7196–7204. [DOI](#)
- [6] Escudero-Castaño, N., Perea-García, M., & Bascones-Martínez, A. (2008). Revisión de la periodontitis crónica: Evolución y su aplicación clínica. *Avances en Periodoncia e Implantología Oral*, 20(1). [DOI](#)
- [7] Zhang, H., Cui, J. W., Lu, X. L., & Wang, M. Q. (2017). Finite element analysis on tooth and periodontal stress under simulated occlusal loads. *Journal of Oral Rehabilitation*, 44(7), 526–536. [DOI](#)
- [8] Li, W., Lin, D., Rungsiyakull, C., Zhou, S., Swain, M., & Li, Q. (2011). Finite element based bone remodeling and resonance frequency analysis for osseointegration assessment of dental implants. *Finite Elements in Analysis and Design*, 47(8), 898–905. [DOI](#)
- [9] Huang, H. M., Lee, S. Y., Yeh, C. Y., & Lin, C. T. (2002). Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clinical Oral Implants Research*, 13(1), 65–74. [DOI](#)
- [10] Field, C., Li, Q., Li, W., & Swain, M. (2008). Influence of tooth removal on mandibular bone response to mastication. *Archives of Oral Biology*, 53(12), 1129–1137. [DOI](#)
- [11] Su, K., Yuan, L., Yang, J., & Du, J. (2019). Numerical Simulation of Mandible Bone Remodeling under Tooth Loading: A Parametric Study. *Scientific Reports*, 9(1). [DOI](#)
- [12] Mellal, A., Wiskott, H. W. A., Botsis, J., Scherrer, S. S., & Belser, U. C. (2004). Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. *Clinical Oral Implants Research*, 15(2), 239–248. [DOI](#)
- [13] Wang, C., Fu, G., & Deng, F. (2015). Difference of natural teeth and implant-supported restoration: A comparison of bone remodeling simulations. *Journal of Dental Sciences*,

- 10(2), 190–200. [DOI](#)
- [14] Frugone Zambra, R., & Rodríguez, C. (2003). Bruxismo. *Avances en Odontostomatología*, 19(3). [DOI](#)
- [15] Nishigawa, K., Bando, E., & Nakano, M. (2001). Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(5), 485–491. [DOI](#)
- [16] Hernandez CJ, Beaupre GS, Carter DR (2000). A model of mechano-biologic and metabolic Influences bone adaptation. *J Rehabil Res Dev* 37, 235-44
- [17] Benazzi, S., Grosse, I. R., Gruppioni, G., Weber, G. W., & Kullmer, O. (2013). Comparison of occlusal loading conditions in a lower second premolar using three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Investigations*, 18(2), 369–375. [DOI](#)
- [18] Geramy, A., Adibrad, M., & Sahabi, M. (2010). The effects of splinting periodontally compromised removable partial denture abutments on bone stresses: a three-dimensional finite element study. *Journal of Dental Sciences*, 5(1), 1–7. [DOI](#)
- [19] Vila, R. E., de Odontología, F. M. D. A. N. U., & Universidad Nacional Autónoma de México. (1981). *Anatomía dental* [Libro electrónico]. Universidad Nacional Autónoma de México.
- [20] Nagas, I. Ç., Egilmez, F., & Kivanç, B. H. (2018). The Permanent Maxillary and Mandibular Premolar Teeth. En *Dental Anatomy*. IntechOpen. [DOI](#)
- [21] Frost, H. M. (1987). Bone 'mass' and the 'mechanostat': A proposal. *The Anatomical Record*, 219(1), 1–9. [DOI](#)
- [22] Atkinson, K. (1889). *An Introduction to Numerical Analysis* by Kendall Atkinson (1989–01-17). Wiley.

Anexos

Anexo A. Implementación de la remodelación ósea en *Python*

Código A.1: Código de remodelación en modelo sano.

```
1 import time #Darle delay al codigo
2 import numpy as np#operaciones matematicas
3 import matplotlib.pyplot as plt#graficar
4 import pandas as pd#Manejar datos
5 import subprocess#Correr instrucciones en la consola de Windows (CMD)
6 import os#Cambiar directorio para la consola
7 import datetime
8
9 history = []#crear matriz para guardar datos de las densidades en todas las iteraciones
10 K=0#Valor iniciador de nro de iteraciones
11
12 #VALORES MAXIMOS y minimos que definen cada elemento en FEBio, sacar desde
    ↪ archivo .FEB mesh elements
13 INF_cortical=260589
14 SUP_cortical=366161
15 INF_esponjoso=94436
16 SUP_esponjoso=260588
17 #DATOS FIJOS BIOLÓGICOS
18
19 B = 1.00
20 delta = 0.1
21 E = 0.004
22 D = 60
23
24 try:
25     os.chdir("%\%\\jobs")
26 except:
27     print("CANNOT CHANGE COMMAND DIRECTORY")
28
29
30 #Algoritmos para el calculo de las nuevas densidades
31 #Euler progresivo apposition
32 def bonegrowth(energ, dens, bonetype):
33     # Define parameters
34
```

```

35 f = lambda t, s: B*(energ - (1+delta)*E) # ODE
36 h = 0.01 # Step size
37 t = np.arange(0, 1 + h, h) # Numerical grid
38 s0 = dens # Initial Condition
39
40 # Explicit Euler Method
41 s = np.zeros(len(t))
42 s[0] = s0
43
44 for i in range(0, len(t) - 1):
45     s[i + 1] = s[i] + h*f(t[i], s[i])
46
47 if bonetype == 1:
48     if s[len(t)-1]>2.0:
49         s[len(t)-1]=2.0
50
51 else:
52     if s[len(t)-1]>1.2:
53         s[len(t)-1]=1.2
54
55 return s[len(t)-1]
56
57
58 #Euler progresivo resorption
59 def boneloss(energ, dens, bonetype):
60     # Define parameters
61
62     f = lambda t, s: B*(energ - (1-delta)*E) # ODE
63     h = 0.01 # Step size
64     t = np.arange(0, 1 + h, h) # Numerical grid
65     s0 = dens # Initial Condition
66
67     # Explicit Euler Method
68     s = np.zeros(len(t))
69     s[0] = s0
70
71     for i in range(0, len(t) - 1):
72         s[i + 1] = s[i] + h*f(t[i], s[i])
73
74
75     if bonetype == 1:
76         if s[len(t)-1]<1.2:
77             s[len(t)-1]=1.2
78     else:
79         if s[len(t)-1]<0.2:
80             s[len(t)-1]=0.2
81
82     return s[len(t)-1]
83
84
85 #Euler progresivo sobreestimulo
86 def overload(energ, dens, bonetype):

```

```

87 # Define parameters
88
89
90 f = lambda t, s: B*(energ - (1 + delta)*E)-D*((energ - (1 + delta)*E)**2) # ODE
91 h = 0.01 # Step size
92 t = np.arange(0, 1 + h, h) # Numerical grid
93 s0 = dens # Initial Condition
94
95 # Explicit Euler Method
96 s = np.zeros(len(t))
97 s[0] = s0
98
99 for i in range(0, len(t) - 1):
100     s[i + 1] = s[i] + h*f(t[i], s[i])
101
102 if bonetype == 1:
103     if s[len(t)-1]<1.2:
104         s[len(t)-1]=1.2
105
106 else:
107     if s[len(t)-1]<0.2:
108         s[len(t)-1]=0.2
109
110 return s[len(t)-1]
111
112 inicio_time = time.time()
113 print("Comenzando iteracion de FEBio nro 0")
114 while K < 48:
115     start_time = time.time()
116     my_file = open('C:\\%%\\%%\\strain energy density SANO', 'r')
117     text = my_file.read()
118     #En archivo strain energy density, buscar titulo ultima iteracion
119     head, sep, tail = text.partition('*Step = 5\\n*Time = 1.5\\n*Data = sed\\n')
120     my_file.close()
121     time.sleep(1)
122     my_file_write = open('C:\\%%\\%%\\ new strain energy density SANO.txt', 'w')
123     for line in tail:
124         my_file_write.write(line)
125     my_file_write.close()
126     time.sleep(1)
127
128     df = pd.read_csv('C:\\%%\\%%\\new strain energy density SANO.txt', engine='python',
129         ↪ encoding='utf-8', sep=' ', names=['elemento', 'ESED'])
130
131     #CLASSIFY BONES
132     df.loc[(df['elemento'] >= INF_cortical) & (df['elemento'] <= SUP_cortical), 'tipo'] = 1
133     df.loc[(df['elemento'] >= INF_esponjoso) & (df['elemento'] <= SUP_esponjoso), 'tipo'] =
134         ↪ 0
135
136 if K==0:
137     #ASSIGN INITIAL DENSITIES
138     df.loc[df['tipo'] == 1, 'densidad'] = 1.58 #CORTICAL

```

```

137     df.loc[df['tipo'] == 0, 'densidad'] = 0.73    #ESPONJOSO
138     history.append(df["densidad"].tolist())
139 else:
140     pass
141
142 df['densidad'] = history[-1]
143
144 #df['densidad'] = df['densidad'].apply(lambda x: x*(10**(9)))
145 #df['U/rho'] = df.ESED / df.densidad
146 df['encoder'] = pd.cut(df['ESED'], [-1, (1-delta)*E,(1+delta)*E, 0.02, 1000], labels=[-1, 0
    ↪ , 1, -2])
147                                     #-10<0.0036<x<0.0044<10000
148 label = df.groupby(['encoder']).count()
149
150
151
152 df['nueva_densidad'] = df[['densidad', 'ESED', 'encoder', 'tipo']].apply(lambda x: round(
    ↪ bonerowth(x['ESED'], x['densidad'], x['tipo']), 5) if x['encoder'] == 1 else ( round(
    ↪ boneloss(x['ESED'], x['densidad'], x['tipo']), 5) if x['encoder'] == -1 else (round(
    ↪ overload(x['ESED'], x['densidad'], x['tipo']), 5) if x['encoder'] == -2 else round(x['
    ↪ densidad'], 5))), axis = 1)
153 df['nuevo_modulo'] = df[['elemento', 'nueva_densidad']].apply(lambda x: round(3790*x['
    ↪ nueva_densidad']**3, 5), axis = 1)
154 history.append(df["nueva_densidad"].tolist())
155 K+=1
156
157 #WRITE NEW DENSITY TO FEBIO FORMAT AND TXT FILE
158
159 with open('C:\% \ % \ mapas.feb', 'w') as writefile:
160     #OPEN MESH
161     writefile.write('<?xml version="1.0" encoding="ISO-8859-1"?>\n')
162     writefile.write('<febio_spec version="3.0">\n')
163     writefile.write(' <Control>\n')
164     writefile.write(' </Control>\n')
165
166     writefile.write(' <Globals>\n')
167     writefile.write(' </Globals>\n')
168
169     writefile.write(' <Material>\n')
170     writefile.write(' </Material>\n')
171
172     writefile.write(' <Mesh>\n')
173     writefile.write(' </Mesh>\n')
174
175     writefile.write(' <MeshDomains>\n')
176     writefile.write(' </MeshDomains>\n')
177
178
179
180     writefile.write(' <MeshData>\n')
181     j=1
182     #DECLARE ELEMENT MAP %DENSIDAD CORTICAL

```

```

183     writefile.write(' <ElementData name="map_dens_cortical" elem_set="Part84">\n')
184     for i in range(INF_cortical,SUP_cortical+1):
185         writefile.write(' <elem lid="'+str(j)+'">'+str(list(df.loc[df['elemento']==i, '
↪ nueva_densidad'])[0])+ 'e-09</elem>\n')
186         j+=1
187         #CLOSE ELEMENT
188     writefile.write(' </ElementData>\n')
189
190     #DECLARE ELEMENT MAP %DENSIDAD ESPONJOSO
191     j=1
192     writefile.write(' <ElementData name="map_dens_esponjoso" elem_set="Part82">\n'
↪ )
193     for i in range(INF_esponjoso,SUP_esponjoso+1):
194         writefile.write(' <elem lid="'+str(j)+'">'+str(list(df.loc[df['elemento']==i, '
↪ nueva_densidad'])[0])+ 'e-09</elem>\n')
195         j+=1
196         #CLOSE ELEMENT
197     writefile.write(' </ElementData>\n')
198
199     #writefile.write(' <MeshData>\n')
200
201     #DECLARE ELEMENT MAP %HESPONJOSODENS
202     j=1
203     writefile.write(' <ElementData name="map_E_cortical" elem_set="Part84">\n')
204     for i in range(INF_cortical,SUP_cortical+1):
205         writefile.write(' <elem lid="'+str(j)+'">'+str(list(df.loc[df['elemento']==i, '
↪ nuevo_modulo'])[0])+ '</elem>\n')
206         j+=1
207
208     #CLOSE ELEMENT
209     writefile.write(' </ElementData>\n')
210
211     #DECLARE ELEMENT MAP %HESPONJOSODENS
212     j=1
213     writefile.write(' <ElementData name="map_E_esponjoso" elem_set="Part82">\n')
214     for i in range(INF_esponjoso,SUP_esponjoso+1):
215         writefile.write(' <elem lid="'+str(j)+'">'+str(list(df.loc[df['elemento']==i, '
↪ nuevo_modulo'])[0])+ '</elem>\n')
216         j+=1
217         #CLOSE ELEMENT
218     writefile.write(' </ElementData>\n')
219
220     #CLOSE MESH SECTION
221     writefile.write(' </MeshData>\n')
222     writefile.write(' </febio_spec>')
223
224     writefile.close()
225     time.sleep(1)
226
227     try:
228         p1 = subprocess.run(['febio3', 'Modelo SANO final.feb'])#, capture_output = True,
↪ text = True

```

```

229     time.sleep(1)
230 except:
231     print("CANNOT RUN FEBIO, CHECK DIRECTORY/ENVIRONMENT VARIABLES
↪ ROOT/.FEB ARCHIVE NAME")
232
233     print("Tiempo de ejecucion iteracion: " + str(datetime.timedelta(seconds=round((time.
↪ time() - start_time), 0))))
234     print("Comenzando iteracion de FEBio nro "+str(K))
235
236 print("Tiempo de ejecucion TOTAL: " + str(datetime.timedelta(seconds=round((time.time()
↪ - inicio_time), 0))))
237
238 history_dataframe = pd.DataFrame(np.transpose(history))
239 history_dataframe.insert(0, 'elemento', df['elemento'])
240 history_dataframe.to_csv('historico_SANO', sep=',', encoding='utf-8', index=False)

```