

UNIVERSIDAD INCA GARCILASO DE LA VEGA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
OFICINA DE GRADOS Y TÍTULOS



**TRABAJO ACADÉMICO PARA OPTAR EL TÍTULO DE SEGUNDA
ESPECIALIDAD EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA
MAXILAR**

TÍTULO DEL TRABAJO
“EL ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN ORTODONCIA”

NOMBRE DEL AUTOR:
CD. COLQUE JAMACHI, VANESA BEATRIZ

ASESOR:
Mg.Esp.C.D JORGE INFANTES VARGAS

LIMA – PERÚ
2019

DEDICATORIA

Dedico el presente trabajo a mi familia por su apoyo y comprensión, a mis compañeros de estudio y a mi asesor por la orientación y paciencia prestada para el desarrollo de este trabajo.

“EL ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN ORTODONCIA”

ÍNDICE

RESUMEN	9
ABSTRACT	9
INTRODUCCIÓN	10
DESARROLLO DEL TEMA	11
1. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS	11
1.1. Antecedentes	11
1.2. Definición	11
1.3. Usos del Análisis de Elementos finitos	14
1.4. Pasos del Análisis de elementos finitos	16
1.4.1. Definición del problema y su dominio	16
1.4.2. Discretización o Modelado del Dominio	16
1.4.3. Identificación de las Variables de Estado	17
1.4.4. Ensamblaje de las matrices de rigidez de los elementos	17
1.4.5. Aplicación de las Cargas	17
1.4.6. Definir de condiciones de frontera o Introducción de las condiciones de contorno	17
1.4.7. Solucionar el Sistema de Ecuaciones Algebraicas Lineales	17
1.4.8. Cálculo de los Esfuerzos e Interpretación de los Resultados	17
1.5. Proceso del Análisis del Método de Elementos Finitos	18
1.5.1. Modelado geométrico	18
1.5.2. Modelado de elementos finitos	18
1.5.3. Mallado	18
1.5.4. Definición del ambiente	18
1.5.5. Análisis y corroboración de resultados	18
2. APLICACIÓN DEL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS EN ODONTOLOGÍA	19
3. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN ORTODONCIA	21
3.1. Digitalización de la imagen	22
3.1.1 Tomografía Computarizada	23
3.1.2. Escáner Digital 3D	23
3.2. Generación del modelo de Elementos Finitos del complejo craneofacial	24
3.3. Generación del modelo de Elementos Finitos en piezas dentales	26
3.3.1. Definición de la estructura Dentaria y sus Tejidos de Soporte	26
3.3.2. Discretización de las Estructura Dentaria y Tejidos de Soporte	28
3.3.3. Identificación de propiedades de la materia aplicadas al diente y tejidos de soporte	30
3.3.4. Definición de Elementos de Contorno	30
3.4. Reacción biomecánica por fuerzas ortodónticas	31
3.4.1. Protracción Maxilar	32
3.4.2. Expansión Maxilar Rápida	37
3.4.3. Expansión palatina y mascara facial	40
3.4.4. Distalización molar	43
3.4.4.1. Distalización molar maxilar	43

3.4.4.2. Distalización molar mandibular	44
3.4.5. Verticalización molar	46
3.4.6. Intrusión	47
3.4.7. Intrusión en periodontalmente comprometidos	49
3.4.8. Desplazamiento ortodóntico y evaluación del stress en dientes impactados	50
3.4.9. Microimplantes	52
3.4.10. Efecto de la variación del material en la biomecánica	55
CONCLUSIONES	57
BIBLIOGRAFÍA	58

INDICE DE FIGURAS

Figura N°1: Proceso de análisis de un problema físico mediante elementos finitos	12
Figure N°2. Aproximación de un objeto real usando el Método de Elementos Finitos	12
Figura N°3 Elemento finito y nodo	14
Figura N°4: Mallado de un diente premolar incrustado en el hueso alveolar	14
Figura N°5: Esquema General de la Implementación Computacional del Método de los EF	19
Figura N°6: Imagen del modelo creada después de la tomografía computarizada	22
Figura N°7: modelo de malla creada	22
Figura N°8: Modelado por elementos finitos del complejo craneofacial	25
Figura N°9: Radiografía de una premolar	27
Figura N°10: Fotografía y Medidas de las caras Vestibular, Palatino, Mesial, Distal y Oclusal	27
Figura N°11: Representación de los Puntos del Primer molar	27
Figura N°12: Modelo Geométrico de Esmalte, Dentina, Ligamento Periodontal y HA	28
Figura N°13: Superposición de los modelos geométricos de E, D, LP y HA	28
Figura N° 14: Tejido de Malla del Primer Premolar Superior	29
Figura N°15: Malla sobre curvas de nivel y el diseño de mallas	29
Figura N°16: Modelo Final 3D del Diente	29
Figura N°17: Modelo Geométrico del E, D, LP y HA en Elementos Finitos Tridimensionales	30
Figura N°18: Cráneo 3D con Suturas Generadas Manualmente	33
Figura N°19: a, b Ubicación de la aplicación de fuerza para la simulación A-FM [-30°]	34
Figura N°20: Vista intraoral de Hyrax con microimplante y mascarilla con Pal-MI-FM [-30 °]	34
Figura N°21: Ubicación y dirección de la aplicación de la fuerza para la simulación C, D, E	35
Figura N°22: Ubicación y dirección de la aplicación de la fuerza para la simulación F	35
Figura N°23: Ubicación y dirección de la aplicación de fuerza para simulación G, H	35
Figura N°24: Superposiciones de las Simulaciones	36
Figura N°25: Posiciones verticales y anteroposterior del tornillo expansor	38
Figura N° 26: Vistas axiales y sagitales de las posiciones AP y vertical de los modelos	38
Figura N°27: Desplazamiento en A, plano coronal y B, plano axial	38
Figura N°28: Vista en el plano axial de máxima tensión en los 6 modelos	39
Figura N°29: Vista en el plano sagital de tensión máxima en los 6 modelos	39
Figura N°30: Banda de la MF, dispositivo LL, imagen en de la interfaz hueso-tornillo	40
Figura N°31: Vistas oclusales de los 4 modelos: tipo A, B, C y D	41
Figura N°32: Desplazamientos dentales y esqueléticos después de la activación de la MF	41
Figura N°33: Desplazamiento después de aplicación de expansión y protracción en los ejes x e y	42
Figura N°34: Distribución de estrés en MaxS y dentición Max después de la activación de la MF	42
Figura N°35: Las etapas de erupción del modelo de elementos finitos. Etapa 1, 2, 3	43
Figura N°36: Diseños de la aparatología	44
Figura N°37: La distribución de la tensión de von Mises después de la aplicación de fuerzas	44

Figura N°38: Posición vertical y horizontal y la dirección del vector de fuerza	45
Figura N°39: Movimientos de los dientes según la aplicación de fuerza a nivel de bracket	45
Figura N°40: Movimientos de los dientes según la aplicación de fuerza	46
Figura N°41: Primero y segundo cantilever virtuales	47
Figura N°42: Movimiento de la molar pza4.7	47
Figura N°43: Aplicación de puntos de fuerza seleccionados	48
Figura N°44: Distribución de MinPS (tensión de compresión) para incisivos maxilares	48
Figura N°45: Segmentación de la tomografía y Modelado del hueso, LP, D, E y P	49
Figura N°46: Cambios en la distribución estrés-tensión	50
Figura N°47: Modelo de elementos finitos que muestra el canino impactado palatalmente	51
Figura N°48: tasa inicial de desplazamiento en tres dientes	51
Figura N 49: Ensamblaje geométrico de las muestras de microtornillo y hueso	52
Figura N°50: Los resultados se obtuvieron del proceso de simulación de FE	53
Figura N°51: Modelo de elementos finitos de microimplantes con dispositivo de alambre recto	54
Figura N°52: Microimplantes situados entre los dos incisivos centrales	54
Figura N°53: Modelo construido con sus componentes	55
Figura N°54: Distribución de las tensiones equivalentes totales en el ligamento periodontal	55
Figura N°55: Ejemplo que muestra la distribución de las tensiones de von Mises en el bracket	56

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla N°1: propiedades mecánicas de los componentes del cráneo	26
Tabla N°2: Propiedades físicas del Diente y su Tejido de Soporte	30
Tabla N°3: Fuerzas Optimas para un Movimiento Dentario	31
Tabla N°4: Simulaciones de Protocolos Clínicos para la Protracción Maxilar	33
Tabla N°5: Efectos Esqueléticos en el Complejo Maxilar	36
Tabla N°6: Modelo de EF relacionados con las posiciones AP y vertical del tornillo de expansión	37

RESUMEN

En la práctica clínica durante el tratamiento ortodóntico, es importante evaluar las fuerzas que se generan durante el tratamiento y evaluar la respuesta fisiológica frente a esas fuerzas. El desarrollo de nuevas tecnologías ha permitido el uso del análisis de elementos finitos en el campo de investigación en ortodoncia y en la ortopedia maxilofacial. Esto con el uso de programas informáticos que permiten la digitalización de las imágenes del complejo craneofacial y de las estructuras dentarias.

El presente trabajo describe la aplicación del análisis de elementos finitos en ortodoncia, éste análisis se basa en el principio de los trabajos virtuales que imitan exactamente a los de un cuerpo real; es decir, en la representación de un cuerpo o estructura por un ensamble de subdivisiones llamadas elementos, esta representación permite una predicción cercana a la realidad, y entender cómo es que fuerzas como las que se aplican en la protracción, disyunción, distalización, verticalización, intrusión afectan en la biomecánica ortodóntica.

El presente estudio muestra como este análisis proporciona datos cuantitativos y detallados sobre las posibles reacciones fisiológicas que pueden ocurrir en los tejidos posterior a la aplicación de una fuerza ortodóntica, ésta tiene la ventaja de ser un método no invasivo y preciso, que permite anticipar la visualización de las respuestas tisulares mediante la observación de áreas de estrés creadas a partir de mecanismos de ortodoncia aplicados.

Palabras Clave: modelado, malla, fuerza aplicada, stress, deformación.

ABSTRACT

In clinical practice during orthodontic treatment, it is important to evaluate the forces generated during treatment and evaluate the physiological response to these forces. The development of new technologies has allowed the use of finite element analysis in the field of research in orthodontics and maxillofacial orthopedics. This with the use of computer programs that allow the digitalization of the images of the craniofacial complex and the dental structures.

This paper describes the application of finite element analysis in orthodontics, this analysis is based on the principle of virtual works that imitate exactly those of a real body; that is, in the representation of a body or structure by an assembly of subdivisions called elements, this representation allows a prediction close to reality, and understand how it is that forces such as those applied in protraction, disjunction, distalization, verticalization, intrusion affect in orthodontic biomechanics.

The present study shows how this analysis provides quantitative and detailed data on the possible physiological reactions that can occur in the tissues after the application of an orthodontic force, this has the advantage of being a non-invasive and precise method, which allows to anticipate the visualization of tissue responses by observing areas of stress created from orthodontic mechanisms applied.

Keywords: modeling, mesh, applied force, stress, deformation.

INTRODUCCIÓN

El análisis de elementos finitos es un recurso de ingeniería aplicado para calcular el estrés y la deformación de estructuras complejas, y está siendo utilizado en el campo de la investigación en la especialidad de Ortodoncia y ortopedia maxilofacial. Es un método no invasivo y preciso que proporciona datos cuantitativos y detallados sobre las posibles reacciones fisiológicas en los tejidos. La aplicación del análisis de elementos finitos puede anticipar la visualización de estas respuestas del tejido mediante la observación de áreas de estrés creadas a partir de la mecánica de la ortodoncia aplicada a las estructuras dentarias y óseas (1-4).

El análisis de elementos finitos se basa en el principio de los trabajos virtuales que imitan exactamente a los de un cuerpo real. En el presente estudio se desarrollaron conceptos básicos sobre el método de elementos finitos, como nodo, malla, discretización, además de las etapas, pasos para su realización, además de su aplicación en la Odontología. Para entender mejor la aplicación de este análisis de elementos finitos en Ortodoncia se describe el proceso de modelado del complejo cráneo facial, además del de las piezas dentarias. Así mismo en el presente estudio se desarrolló el uso de elementos finitos para la aplicación de fuerzas ortodónticas y ortopédicas como la protracción, disyunción maxilar, verticalización, distalización molar, intrusión anterior, el comportamiento biomecánico tras la aplicación de fuerzas ortodónticas y se describieron las áreas de mayor stress o tensión tras la aplicación de dichas fuerzas (5,6,7).

La importancia de este estudio radica en que nos permite entender el proceso y los pasos de una investigación usando el análisis de elementos finitos y sobretodo su aplicación en el campo de la Ortodoncia. El análisis de elementos finitos permite crear un modelo que simule con fidelidad las estructuras anatómicas como el ligamento periodontal, el hueso alveolar y las piezas dentarias, además también de aparatos ortodónticos como brackets, alambres, microtornillos y otros dispositivos más, lo cual representa un avance significativo para la aproximación de los resultados a la realidad, por lo tanto el análisis de elementos finitos ha demostrado ser una técnica válida y confiable para evaluar la deformación y las características de carga de estructuras complejas luego de la aplicación de fuerzas ortodónticas. Esto es una herramienta muy importante en la planificación del tratamiento, mejorando el pronóstico del movimiento de las estructuras dentales, óseas y minimizando los efectos secundarios.

DESARROLLO DE TEMA

1. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

1.1. Antecedentes

Diversos autores han considerado que Arquímedes utilizó un método semejante al del elemento finito para determinar el volumen de algunos sólidos. Aunque él calculó áreas, longitudes y volúmenes de objetos geométricos, dividiéndolos en otros más sencillos y luego sumando sus contribuciones, el concepto de aproximación variacional no se observa por ningún lado. Se puede argumentar que la medida del volumen (área, longitud) de un objeto es una función escalar de su geometría. Cambiando "medida" por energía y "objetos" por elementos en las líneas anteriores, la descripción se aproxima a lo establecido por el método de elementos finitos "la energía del sistema es igual a la suma de la energía de cada elemento". Sin embargo, Arquímedes necesitaba las definiciones de derivada para realizar sus cálculos de energía y el Cálculo no fue inventado sino hasta 20 siglos después (6).

En 1941, Hrenikoff presentó una solución para problemas elásticos usando el "método de trabajo del marco". En un artículo publicado en 1943, Courant usó interpolación polinomial por partes sobre subregiones triangulares para modelar problemas de torsión. Las ideas básicas del método del elemento finito se originaron en el análisis estructural de las aeronaves. En el periodo de 1950-1962, Turner trabajando para Boeing formula y perfecciona el Método por Rigidez Directo. Turner y otros investigadores obtuvieron matrices de rigidez para armaduras, vigas y otros elementos y presentaron sus resultados en 1956. Clough fue el primero en acuñar y emplear el término elemento finito en 1960(6).

En los primeros años de la década de 1960, los ingenieros usaron el método para obtener soluciones aproximadas en problemas de análisis de esfuerzos, flujo de fluidos, transferencia de calor y otras áreas. Un libro de Argyris, publicado en 1955, sobre teoremas de energía y métodos matriciales, cimentó métodos adicionales en los estudios de elemento finito. El primer libro sobre elementos finitos por Zienkiewicz y Cheng fue publicado en 1967. A finales de la década de 1960 y principios de la siguiente, el análisis por elemento finito se aplicó a problemas no lineales y de grandes deformaciones. El libro de Oden sobre continuos no lineales apareció en 1972 (6).

1.2. Definición

El análisis de elementos finitos es un método computarizado para predecir cómo reaccionará un producto ante la aplicación de fuerzas, vibración, calor, flujo de fluidos y otros efectos físicos del mundo real. El análisis de elementos finitos muestra si un producto se romperá, desgastará o funcionará como se espera, se utiliza para predecir qué ocurrirá cuando se utilice un producto. La simulación computacional se utiliza ampliamente en las empresas para hacer análisis y mejorar la calidad de los productos y proyectos. La mayoría de estos análisis se llevan a cabo mediante uso de softwars que utilizan el Método de Elementos Finitos, lo cual permite obtener respuestas para numerosos problemas de ingeniería (1-4).

Este análisis de elementos finitos, es un método numérico para resolver ecuaciones diferenciales por medio de "aproximaciones discretas"(4).

La discretización es el proceso de modelación de un cuerpo que consiste en la división equivalente del mismo, en un sistema conformado por cuerpos más pequeños (elementos finitos) interconectados

por medio de puntos comunes o nodos, los cuales forman superficies y se comportan como volúmenes de control independientes, los que a su vez son afectados por las condiciones de frontera que afectan al cuerpo estudiado como un todo. En la aplicación del método de elementos finitos, en vez de resolver el problema como un todo en una sola operación, se divide el cuerpo del problema en un número finito de elementos, los cuales a su vez se resuelven simultáneamente obteniéndose el resultado de un todo conformado por cada resultado dado por los elementos finitos (4).

La Figura 1 y 2 muestran el boceto del objeto real y el modelo matemático equivalente después de una posible discretización. El conjunto de subdominios para todo el dominio se denomina malla de elementos finitos. Cada nodo en malla tiene un número finito de grados de libertad. Las fuerzas no pueden actuar sobre la superficie del elemento finito o borde, sino solo en los nodos. Después de realizar los cálculos, a cada nodo se le asignarán valores de desplazamiento que representan la reacción de todo el sistema a las cargas dadas y las condiciones de contorno. Los valores de los desplazamientos en los elementos finitos entre los nodos se determinan por medio de interpolación matemática (3).

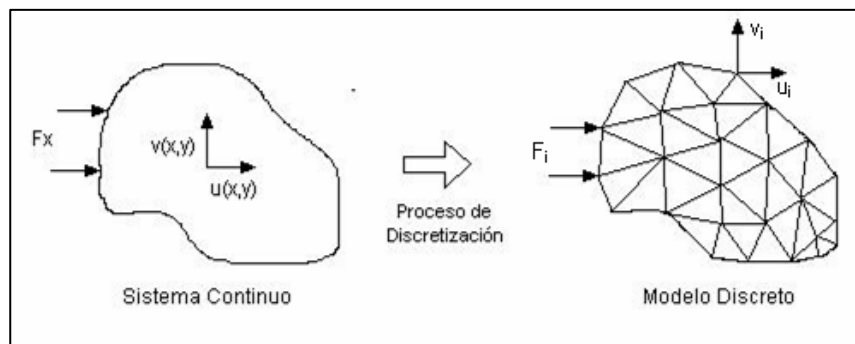


Figura N° 1: Proceso de análisis de un problema físico mediante elementos finitos (4).

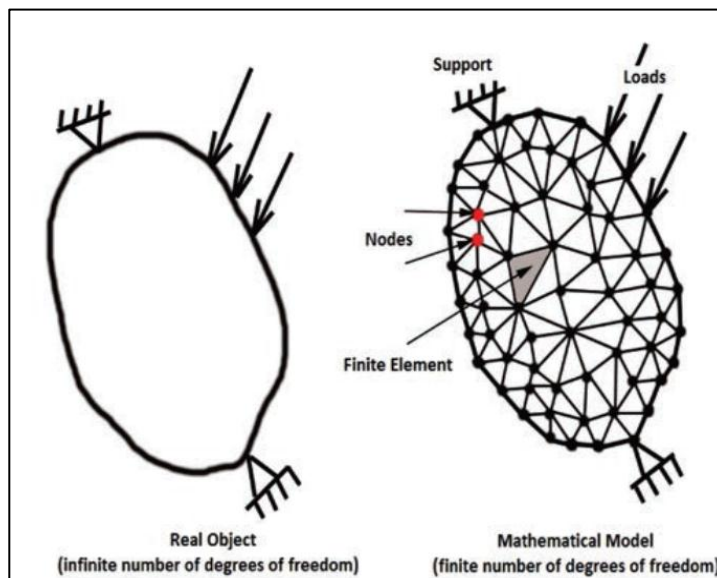


Figura N°2. Aproximación de un objeto real usando el Método de Elementos Finitos (4)

El análisis de elementos finitos para un problema físico puede ser descrito de la siguiente forma:

- (1) El sistema físico se divide en series de elementos que están conectados por un número discreto de puntos nodales; este proceso se denomina "discretización".
- (2) Una expresión matricial se desarrolla para relacionar las variables nodales de cada elemento. La matriz resultante se conoce comúnmente como matriz elemental. Para un problema discreto, la matriz elemental puede ser generada a partir de un análisis físico simple. Para problemas continuos, la matriz elemental se obtiene mediante un proceso matemático que utiliza técnicas variacionales o métodos de residuos ponderados.
- (3) Las matrices elementales se combinan o "ensamblan" para formar un conjunto de ecuaciones algebraicas que describen el sistema global. La matriz de coeficientes del problema global se conoce como la matriz global. El procedimiento de ensamble se realiza para cumplir condiciones de compatibilidad en la unión de elementos.
- (4) Condiciones de borde son incorporadas dentro de la matriz global.
- (5) El conjunto de ecuaciones algebraicas se resuelve mediante algún método matricial adecuado (5).

El método de elementos finitos, por lo tanto, se basa en transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado, esta transformación se llama discretización del modelo. El conocimiento de lo que sucede en el interior de este modelo aproximado, se obtiene mediante la interpolación de los valores conocidos en los nodos (4,5).

El análisis de elementos finitos se basa en el principio de los trabajos virtuales que imitan exactamente a los de un cuerpo real; es decir es la representación de un cuerpo o estructura por un ensamble de subdivisiones llamadas elementos. Estos elementos se interconectan a través de puntos llamados nodos; estos nodos son un conjunto de puntos que se ubican entre un elemento y otro, desplazándose de un lugar a otro cuando se aplica una fuerza y retornando a su lugar de origen al suspender esta fuerza (4,5).

Elemento finito.

Es una unidad que al estar adherida con otras forman una estructura (malla), estas unidades son figuras geométricas como el cuadrado, triángulo, etc. En sus bordes se encuentran los nodos los cuales conectan a estas unidades entre sí. Pueden ser elementos lineales (1D), como líneas o barras; elementos planos (2D), como membranas y placas; y elementos sólidos (3D) tridimensionales que pueden tener diversas formas. En el extremo de cada elemento están los nodos (7,8)

Nodo

Son un conjunto de puntos que se encuentran en los bordes de los elementos, un nodo representa a un átomo de un objeto real, pero también es una ecuación que determina el comportamiento de cada material; es decir, los nodos son los átomos virtuales contenidos en la estructura y captan las diferentes situaciones a las que se les somete a los elementos en la simulación y las traducen en ecuaciones matemáticas. Por lo que, la suma de todos los resultados que proporciona cada nodo es el resultado del análisis (7,8).

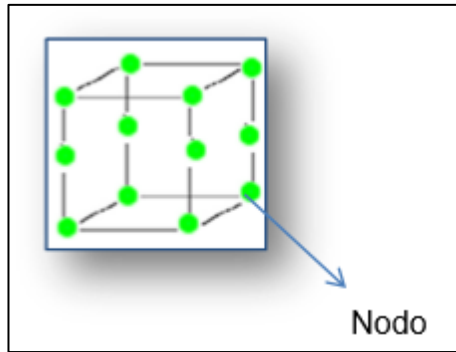


Figura N°3 Elemento finito y nodos (7).

Malla

Está formada por el conjunto de unidades o elementos que se relacionan entre sí por medio de nodos. La malla actúa como una red de la cual cada nodo presenta una prolongación o canal de información que se dirige hacia otro nodo (7,8).

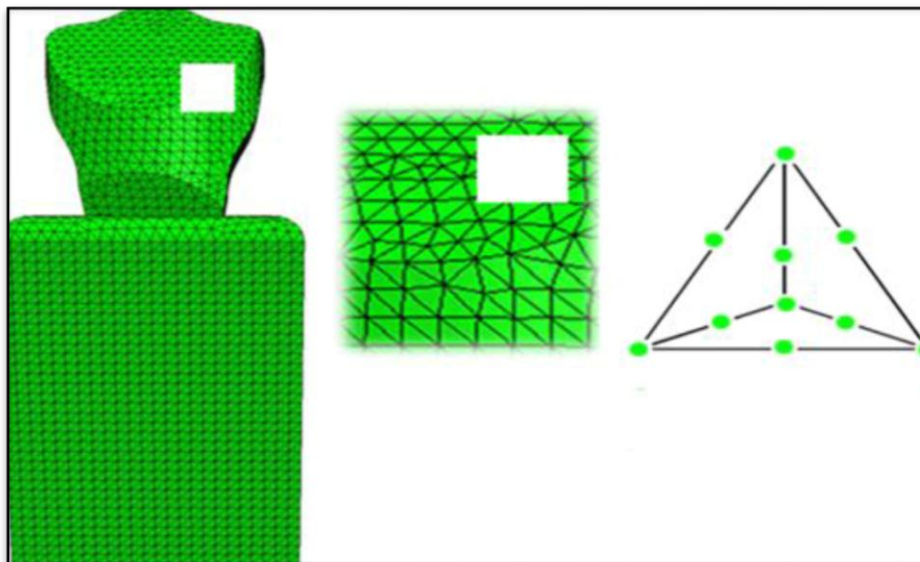


Figura N°4: Mallado de un diente premaxilar incrustado en el hueso alveolar (7).

1.3. Usos del Análisis de Elementos finitos

El análisis de esfuerzos por medio de elementos finitos fue desarrollado en 1956 en la industria aeronáutica, en sus inicios esta técnica se utilizó sólo en la ingeniería aeroespacial (9).

En el ámbito de la ingeniería estructural, el uso del método de elementos finitos tiene como objetivo establecer el estado de tensión y deformación de un sólido de geometría arbitraria sometido a acciones exteriores. Este tipo de cálculo tiene la designación genérica de analizar estructuras, y es común en estudios sobre edificios, puentes, presas, etc. Cuando se requiere que una estructura sea proyectada, es común proceder con una sucesión de análisis y alteraciones de su estructura (4).

El análisis de elementos finitos predice el comportamiento de los productos afectados por una variedad de efectos físicos, entre los que se incluyen:

- Esfuerzo mecánico
- Vibración mecánica
- Fatiga
- Movimiento
- Transferencia de calor
- Flujo de fluidos
- Electrostática
- Moldeado por inyección de plástico

Entre las ventajas del Análisis de elementos finitos están:

- Minimiza el requisito de pruebas de laboratorio y de experimentos costosos, ya que se trata de una técnica computacional.
- El objeto de interés puede ser estudiado en 3 dimensiones.
- El sistema numérico utilizado es capaz de revelar la distribución de esfuerzo, inaccesible en las investigaciones con humanos.

Tiene la habilidad de manejar varias formas y materiales de naturaleza no homogénea.

- Si se modela de manera adecuada, se pueden obtener fácilmente trazos de contorno o isoformas de esfuerzo o deformación que indiquen claramente las ubicaciones de alto esfuerzo y desplazamiento en cualquier estructura.
- Provee al ortodoncista con datos cuantitativos que aumentan el entendimiento de las reacciones fisiológicas que ocurren después de la aplicación de una fuerza.
- Ofrece soluciones más rápidas con una precisión lógica y razonable.

Las limitaciones que encuentra con este método son la inhabilidad para simular precisamente las dinámicas biológicas de los dientes y su estructura de soporte (9).

1.4. Pasos del Análisis de Elementos finitos

Sin importar la naturaleza física del problema el análisis de los elementos finitos es el mismo y consta de varios pasos independientemente de la naturaleza física del problema. De manera práctica se clasifica en:

- 1.- Definición del problema y su dominio.
- 2.- Discretización o Modelado del dominio.
- 3.- Identificación de la(s) variable(s) de estado o Definición de las Propiedades del Elemento
- 4.- Ensamblaje de las ecuaciones de los elementos.
- 5.- Aplicación de Cargas
- 6.- Definir de condiciones de frontera o Introducción de las condiciones de contorno
- 7.- Solución del conjunto de ecuaciones simultáneas resultante o Solucionar el Sistema de Ecuaciones Algebraicas Lineales
- 8.- Cálculos de esfuerzo e Interpretación de los resultados (10).

1.4.1. Definición del problema y su dominio

Se refiere a las definiciones de las características físicas y geométricas del objeto a analizar.

Durante la definición física se deberá usar sólo las aproximaciones (valores) de las diferentes regiones del dominio según el tipo de problema a resolver.

En la definición geométrica del dominio se requerirá el establecimiento de sus ejes coordenados globales en referencia a los cuales se describen las coordenadas de los ciertos nodos, quienes a su vez, definen las ecuaciones de las líneas, superficie y o volumen de los elementos. Este sistema coordenado puede ser rectangular y cartesiano, o curvilíneo. El dominio puede ser limitado o no (ciertos dominios se extienden hasta el infinito). Para las regiones limitadas del dominio, la idealización se realiza mediante elementos finitos y para las partes de la región ilimitadas, se usan elementos infinitos o elementos de contorno. Muchas veces el dominio entero está constituido de subdominios, como el caso de problemas de interacción. Las condiciones de interfaz entre subdominios deben ser definidas, también, a priori de la discretización (10).

1.4.2. Discretización o Modelado del Dominio

El objeto a estudiar o dominio es dividido en una cantidad finita de elementos, esto se realiza con la ayuda de un pre procesador, es importante, porque el usuario debe tener la pericia de seleccionar la forma, tamaño y el número de elementos finitos interconectados entre sí del objeto a estudiar, seleccionando acuciosamente los elementos finitos para no tener que hacer cálculos innecesarios o dar soluciones erróneas. Las técnicas más usadas para la discretización del dominio es el refinamiento de mallas o procesos adaptativos y regeneración automática de mallas (10).

1.4.3. Identificación de las Variables de Estado o Definición de las Propiedades del elemento

El usuario definirá las propiedades del objeto a estudiar. Es decir debe especificar la naturaleza física el problema; por ejemplo, si se desea evaluar la transferencia de calor, la mecánica de los fluidos o de los sólidos; la razón es que cada problema en particular tiene su correspondiente valor contorno con sus respectivas variables de estado. Estas variables se relacionan entre sí a través de ecuaciones constitutivas, que representan una expresión matemática de una ley física en particular. Cabe la posibilidad de que en un solo problema real necesite de dos o más leyes físicas debido a que contiene dos o más problemas de leyes específicas (10).

1.4.4. Ensamblaje de las matrices de rigidez de los elementos

Esta matriz está conformada por coeficientes que pueden ser derivados del equilibrio, residuos ponderados o métodos de energía. Esta matriz lleva su importancia a la atribución de los desplazamientos nodales al ser aplicadas fuerza en los nodos. Siendo las matrices el responsable del equilibrio estructural del objeto a estudiar (10).

1.4.5. Aplicación de las Cargas

Se especifican las fuerzas concentradas o uniformes y momentos (10).

1.4.6. Definir de condiciones de frontera o Introducción de las condiciones de contorno

Se debe definir la forma de conectarse cada uno de los elementos estructurales que afectan a las fuerzas relativas de su carga , es decir, si se conoce como es que se desplazan ciertos nodos se podría determinar cómo es que una fuerza "X" podría hacer reaccionar al mismo (10).

1.4.7. Solucionar el Sistema de Ecuaciones Algebraicas Lineales o Solución del Conjunto de Ecuaciones Simultáneas Resultante

La aplicación secuencial de cada uno de los pasos previamente descritos nos conduce a un sistema de ecuaciones algebraicas simultáneas que nos presentan desplazamientos nodales desconocidos (10).

1.4.8. Cálculo de los Esfuerzos e Interpretación de los Resultados

Gracias a la solución de la ecuaciones es que se pueden obtener los diferentes valores que van a tomar las variables en los nodos del dominio (variación de unión de los nodos). Para determinarlos es usual el cálculo de otras cantidades físicas como el esfuerzo, reacción o deformación de cada uno de los elementos finitos, el post procesador ayuda a visualizar en forma gráfica los resultados, y es ahí cuando el usuario analista u operador debe de evaluar si los resultados son suficientes o si es que siempre si necesita repetir algunos pasos o si de repente debe de plantear todo el análisis desde el inicio. El uso del sistema automático de generación de mallas y procesos adaptativos permiten

incrementar la exactitud de un problema específico siempre que previamente se hay estimado el error del análisis inicial Este paso lleva el nombre de POS- PROCESAMIENTO (10).

1.5. Proceso del Análisis del Método de Elementos Finitos

1.5.1. Modelado geométrico. Este primer paso se basa en el diseño por separado de los objetos que van a intervenir en la simulación. Después, con una función del programa a utilizar (software) los elementos se unen. Por ejemplo, primero se diseña el esmalte, la dentina, la pulpa, el cemento y el hueso cada uno por separado, después un comando del software hace que estas piezas individuales se junten y así formen una estructura que es el diente (6,7).

1.5.2. Modelado de elementos finitos. En este paso se asigna, dentro del programa, las propiedades de los diferentes materiales de los cuales está hecho el objeto real. Por ejemplo, en el caso del diente, se separan nuevamente las partes (esmalte, dentina, cemento, etc.) para que otro tipo de comando fije el tipo de material que tiene cada uno (6,7).

1.5.3. Mallado. Es la creación de la malla en el objeto 3D diseñado previamente (6,7).

1.5.4. Definición del ambiente. Dentro de esta etapa se aplican las fuerzas en la zona del objeto donde se pretende realizar el análisis con el fin de simular el ambiente que se generaría en un hecho real (6,7).

1.5.5. Análisis y corroboración de resultados. Por último, se calculan los resultados de tensiones, deformaciones y desplazamientos ocurridos en el paso anterior (6,7).

Los pasos para realizar el análisis de elementos finitos se ejecutan a través de un software, que a su vez se divide en 3 unidades básicas denominadas PRE-PROCESADOR, PROCESADOR y POS-PROCESADOR. El pre- procesador es el encargado de la entrada y/o generación del problema; el procesador se encarga del ensamblaje y resolución del sistema de ecuaciones y el Pos- procesador se encarga de la impresión y graficación de la solución (9,10).

Las etapas para la realización de un modelado por el Método de elementos finitos son las siguientes:

Pre procesamiento

- a. Dibujo detallado de la geometría
 - b. Enmallado de la geometría (generación de nodos y elementos finitos)
 - c. Aplicación de las propiedades de los materiales (módulo de elasticidad, límite elástico, relación de Poisson, densidad y otros)
 - d. Definición de las condiciones de frontera (hueso, LPD).
2. Procesamiento: aplicación de las cargas (fuerzas, momentos, temperaturas, etc.) y el proceso computacional de resolver las ecuaciones para hallar la solución de la variable
 3. Post procesamiento: visualización de los resultados (esfuerzos, deformaciones, presiones).

La confiabilidad de los resultados obtenidos puede llegar a ser hasta de un 97%, dependiendo de que la geometría del modelo a simular se reproduzca con un alto grado de precisión (9).

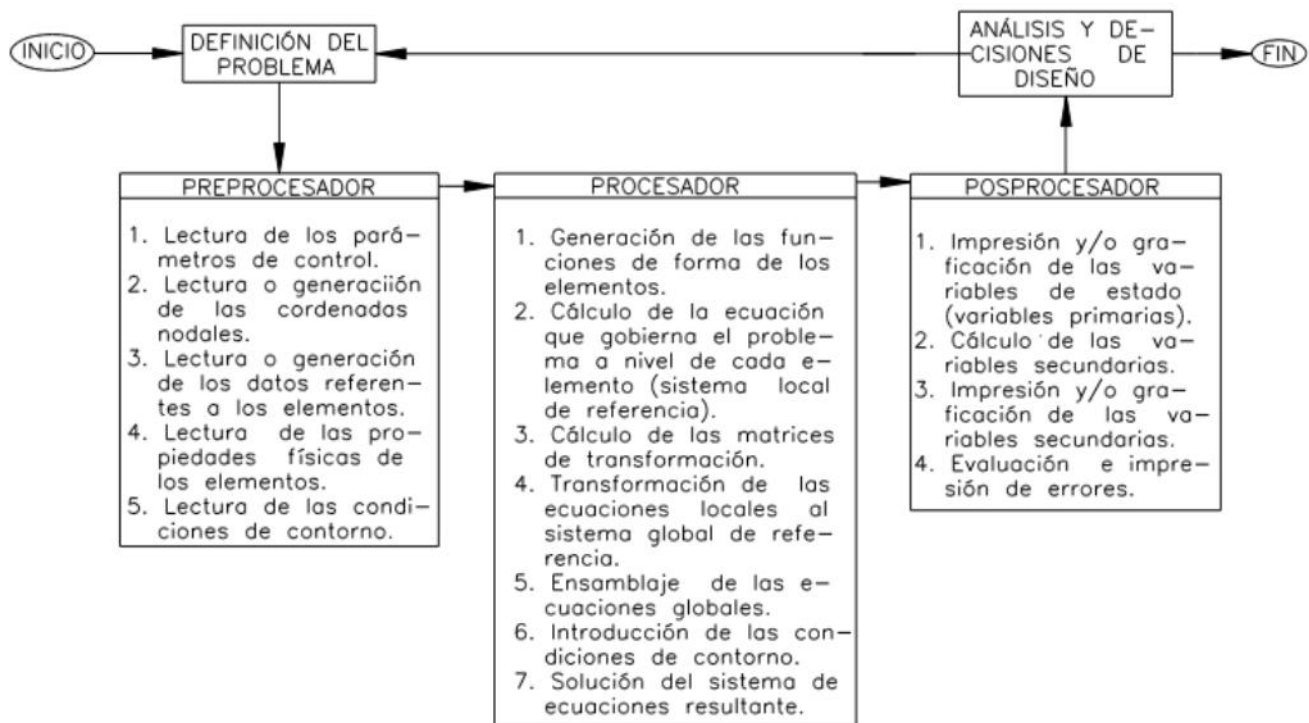


Figura N° 5: Esquema General de la Implementación Computacional del Método de los Elementos Finitos (10).

2. APLICACIÓN DEL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS EN ODONTOLOGÍA

La flexibilidad del método para modelar cualquier geometría compleja y proporcionar resultados inmediatos permitió su presencia en la odontología. Este método se introdujo en la investigación biomecánica dental en 1973 y desde entonces se ha aplicado para analizar los campos de esfuerzo y deformación en las estructuras de soporte alveolar (9).

Este procedimiento numérico utilizado para analizar las estructuras, utiliza un sistema complejo de puntos (nodos) y elementos, que configuran una rejilla (malla), que está programada para contener las propiedades materiales y estructurales (módulo de elasticidad, relación de Poisson y límite elástico), que definen cómo reaccionará la estructura a ciertas condiciones de carga. La malla actúa como una tela de araña, en que, desde cada nodo se extiende un elemento de malla a cada uno de los nodos adyacentes (9).

La cavidad bucal es un sistema biomecánico complejo, debido a esto y al acceso limitado, la mayor parte de la investigación biomecánica de la cavidad oral, como la odontología restauradora, endodoncia, ortodoncia, prótesis e implantología, se ha realizado in vitro. Las pruebas mecánicas se han utilizado para determinar la resistencia a la fractura, el comportamiento y las propiedades mecánicas de las estructuras dentales y los materiales de restauración, pero estas pruebas apenas proporcionan información sobre el comportamiento interno de las estructuras estudiadas(1).

La aplicación de los conocimientos de ingeniería en odontología con el uso de técnicas computacionales ha ayudado a comprender los aspectos de la biomecánica oral. La deformación y las tensiones se generan cuando las cargas se aplican a una estructura de la cavidad oral. Pero si las tensiones se vuelven excesivas y exceden el límite elástico, puede producirse una falla

estructural. Estas tensiones no se pueden medir directamente y no es fácil comprender por qué y cuándo se inicia este proceso de falla en las estructuras complejas, y cómo podemos optimizar la resistencia y la longevidad de los componentes del sistema estomatognático (1,2).

El análisis de elementos finitos puede proporcionar datos cuantitativos detallados en cualquier ubicación dentro del modelo matemático; por lo que se ha convertido en una valiosa herramienta analítica en odontología. El método de elementos finitos puede indicar aspectos de biomateriales y tejidos humanos que difícilmente se pueden medir in vivo y puede predecir el estrés y la distribución de la tensión en las áreas de contacto que no son accesibles, como las áreas entre el implante y el hueso cortical, la prótesis y la encía, o alrededor del Ápice del implante en hueso trabecular. En general, los campos de investigación en los que se implementa el método de elementos finitos se pueden clasificar de la siguiente manera:

- Investigación de la forma y diseño mejorados de restauraciones, coronas, implantes dentales, prótesis removibles, puentes dentales, etc.
- Examen de la interacción mutua de las estructuras de soporte del sistema estomatognático;
- Estudio de tensiones residuales que se producen como consecuencia de la extensión mecánica y térmica en coronas y restauraciones dentales;
- Investigación de los efectos fisiológicos y bioquímicos de las fuerzas de masticación, las reacciones de los dientes a las fuerzas oclusales, su interacción y la concentración del estrés.
- Investigación y aplicación en ortodoncia;
- Investigación y aplicación en implantología (3).

En Rehabilitación oral los estudios experimentales utilizan diferentes parámetros y estándares de prueba, que podrían ser la causa de la controversia en torno al tema de la resistencia a la fractura de los dientes restaurados con postes endodónticos. Las condiciones biomecánicas que conducen a la fractura se caracterizan por el estado de estrés en un diente, que puede ser evaluado por el análisis de elementos finitos, esta ha demostrado ser una herramienta útil cuando se investigan sistemas complejos que son difíciles de estandarizar durante los estudios in vitro e in vivo. Se ha utilizado para evaluar la influencia del tipo de material (metal, carbono, fibra de vidrio y cerámica de circonio) y la configuración externa del espigo (lisa y dentada) en la distribución de la tensión de los dientes restaurados con diferentes sistemas de espigo (2).

En Odontología Restauradora se ha utilizado para analizar tensiones generadas en dientes y restauraciones. El análisis de elementos finitos ha demostrado ser una herramienta útil para comprender la biomecánica dental y el enfoque biomimético en odontología restauradora. Las restauraciones significan un cambio en el equilibrio biomecánico de los dientes naturales. Pueden surgir problemas cuando las restauraciones se someten a condiciones de estrés. El estrés puede interferir con la interfaz adhesiva, el esmalte o el sustrato de la dentina. Por lo tanto, las propiedades elásticas de la interfaz resina-dentina podrían tener una función importante para la unión estable de la dentina y en la prevención de la formación de brechas. Algunos estudios evaluaron la relación entre la capa híbrida y la distribución de la tensión, demostrando que la capa híbrida tiene una propiedad de absorción de la tensión y un aumento en el espesor de la capa adhesiva aumentó los valores absolutos de la concentración de la tensión (2).

En Implantología el análisis de elementos finitos se ha utilizado ampliamente para predecir el rendimiento biomecánico de varios diseños de implantes dentales, así como el efecto de los factores clínicos en el éxito de la implantación. El comportamiento biomecánico del implante juega un papel importante en las tensiones en la interfaz del implante-hueso (2,11).

En cirugía maxilofacial, Los defectos óseos debidos a traumas o tumores son comunes en esta área, el cráneo humano es susceptible a lesiones que conducen a la concentración de tensiones en áreas particulares, especialmente suturas. La prominencia del cráneo se debe a los huesos del cráneo

como la mandíbula, el zigoma, los huesos nasales. La complejidad de la estructura craneofacial crea la necesidad de estudiarla con el objetivo es determinar una aproximación a su comportamiento, ya que la única forma de saber el grado de una fractura o lesión es por medio de una inspección clínica. Al realizar un experimento de un caso real por medio del software se logra pasar de un lenguaje médico a un lenguaje ingenieril obteniendo resultados útiles como desplazamientos, esfuerzos o energía disipada, pero para obtener valores significativos es importante contar con un modelo tridimensional (12,13).

3. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN ORTODONCIA

Las estructuras complejas como el sistema estomatognático, ha utilizado técnicas computacionales para comprender el aspecto de la biomecánica oral. La cavidad bucal es un sistema biomecánico complejo y la mayor parte de la investigación se ha realizado in vitro. Pero estas pruebas apenas han proporcionado información sobre su comportamiento intraoralmente (2,3)

La ortodoncia está cambiando gradualmente de una práctica basada en la opinión a una práctica basada en la evidencia. En el período contemporáneo, es necesario tener una justificación científica para cualquier modalidad de tratamiento y la evidencia de la respuesta del tejido a la misma. El mayor progreso radica en percibir algunos conceptos unificadores en la abundante evidencia e ideas (9)

El movimiento ortodóntico tiene lugar cuando se suministran sistemas de fuerza a los dientes, lo que da lugar a diferentes tipos de desplazamiento en el periodonto. El estrés en el ligamento periodontal inicia la reacción celular, lo que resulta en la reabsorción y la aposición del hueso alveolar y conduce al desplazamiento de los dientes. Varios estudios han descrito las reacciones de los dientes y sus tejidos de soporte cuando se cargan con una fuerza ortodóntica. Sin embargo, cada método de estudio tiene sus propias deficiencias (19).

El estudio más avanzado y confiable es el análisis de elementos finitos, ésta es una forma numérica de análisis que permite identificar tensiones y desplazamientos. Implica la discretización del continuo (división de la estructura) en una serie de elementos (19)

Existen tres pasos básicos involucrados: Pre-procesamiento, procesamiento y post-procesamiento.

El preprocesamiento consiste en la construcción del modelo geométrico y su elemento finito de conversión, la representación de los datos de propiedades del material, la definición de las condiciones de contorno y la configuración de carga. El procesamiento incluye resolver el sistema de ecuaciones algebraicas lineales.

El posprocesamiento consiste en la interpretación de los resultados. Si conocemos las propiedades mecánicas del material, será fácil determinar las tensiones (19).

Con el método de elementos finitos, se pueden calcular las diferentes fuerzas dirigidas aplicadas y las tensiones que se desarrollan. Para llevar a cabo este método experimental, es interesante utilizar un recurso con registros anatómicos y modificaciones en el software de diseño asistido por computadora (CAD) para construir modelos geoméricamente superiores y precisos. Para ello, es necesario construir un modelo virtual utilizando un software de procesamiento de imágenes y reconstrucción digital, como Mimics o Simpleware. En general, con respecto al complejo maxilomandibular, estas reconstrucciones se llevan a cabo mediante tomografía computarizada (19):

La tomografía computarizada se obtiene principalmente con secciones de al menos 0,25 mm de distancia para adquirir una resolución avanzada. Esto se graba en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) y se importa a un software de procesamiento de imágenes y

reconstrucción digital. Este es un procedimiento no invasivo con bajo costo operativo y proporciona información que no puede obtenerse mediante estudios experimentales. Hoy en día, hay programas más nuevos y sofisticados disponibles para generar un mejor modelo. Muchos paquetes de software se han desarrollado a lo largo de los años para diversas aplicaciones como NISA, ANSYS y NASTRAN-PATRAN. En términos de ortodoncia, ha dado como resultado modelos complejos de periodonto dental y supuestos del modelo (19).

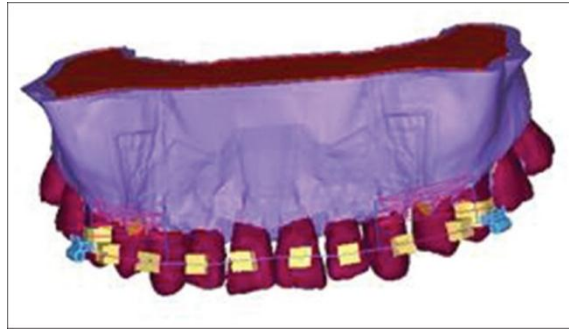


Figura N°6: Imagen del modelo creada después de la tomografía computarizada (19).



Figura N°7: modelo de malla creada (19).

3.1. Digitalización de la imagen

En la práctica, las aplicaciones de Método de elementos finitos en odontología implican la creación de un modelo de computadora virtual con geometría y propiedades del material correctamente definidas, cargas definidas con precisión y condiciones de contorno. Estos cuatro parámetros definen esencialmente el modelo numérico y la precisión de los resultados está directamente relacionada con ellos (3).

La geometría del modelo debe estar cerca de la estructura real y las simplificaciones irrazonables inevitablemente darán como resultado una inexactitud significativa: se necesita experiencia y buen juicio para definir la geometría adecuada. Para reducir el tiempo de las soluciones numéricas, los

investigadores a menudo realizan análisis bidimensionales (2D) en lugar de tridimensionales (3D) porque un modelo 2D es tan eficiente y preciso como un modelo 3D si está bien definido (3)

Sin embargo, los modelos 2D no pueden simular la complejidad 3D de las estructuras y, por lo tanto, los resultados pueden ser de valores clínicos menores. El tiempo necesario para crear modelos de elementos finitos y obtener resultados está disminuyendo con los avances en tecnología informática; Así, los modelos tridimensionales de elementos finitos se están volviendo dominantes. Con el desarrollo de técnicas de imagen digital, se dispone de métodos más eficientes para la transformación directa de la información 3D de la tomografía computarizada (TC) o la imagen de resonancia magnética (IRM) en modelo de elementos finitos. Los modelos sólidos de un mandíbula, coronas, dientes o implantes dentales se pueden obtener directamente de escáneres 3D o se pueden construir utilizando el software de diseño asistido por computadora (CAD) como CATIA o SolidWorks(3).

3.1.1 Tomografía Computarizada El objetivo es obtener un registro anatómico que nos permita hacerle modificaciones en el software CAD y así obtener los modelos geométricos precisos. Es decir, se usa para obtener modelos complejos como es el caso de los tejidos vivos (1,14).

La precisión depende directamente de los datos obtenidos en la TC y, para una reproducción con alto margen de fidelidad a la anatomía humana, se deben seguir algunas indicaciones:

- Necesidad del paciente permanecer inmóvil, en reposo muscular y, preferentemente, en oclusión dental.
- Delimitar la región de interés para el operador en 1 cm por encima y por debajo del área de interés.
- Utilizar cortes axiales continuos y finos, de un máximo de 1,25 mm de espesor

Archivar el examen en CD-ROM de forma adecuada para posterior envío al centro donde se realizará la reconstrucción tridimensional. El modelo virtual se obtiene a través del procesamiento de imágenes, de secciones transversales de a 0,25 mm de una tomografía computarizadas, pasándolas a formatos DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) y reconstrucción digital que se realiza con la ayuda de diversos software como el MIMIC (Materialise. Lovaina, Bélgica) o SIMPLEWARE 4 (Simpleware Ltd., Exeter, Reino Unido). (12)

Se cree que a menor sea el grosor de los cortes obtenidos por los tomógrafos helicoidales modernos, mayor será la exactitud de los detalles anatómicos.(18) L. Knop, L. Gamdini, R. Lima Shintcovsk et al. Mencionan que existe una limitación al obtener las imágenes por medio de las tomografías computarizadas convencionales debido a que los límites periodontales son difíciles de establecer por el nivel de contraste y tipo de definición de las imágenes tomográficas. Ellos defienden el uso de las Micro tomografías computarizadas, siendo para ellos, la solución a este problema, mencionan además que su única desventaja es que tienen una radiación es mayor a los límites aceptados para los humanos y son más costosas (1,14).

3.1.2. Escáner Digital 3D

Es usado para modelar objetos inanimados como es el caso de los brackets Y férulas de ortodoncia. Entre los más usados esta al Scanner iTERO. El nuevo diseño de la pieza de mano incorpora controles integrados con botones laterales y un touchpad para el control de la interfaz por el usuario. La tecnología gyro integrada le permite rotar modelos en la pantalla. El cable de la pieza de mano es de tipo plug and play, por lo que agiliza la conexión en la base y la desconexión de la misma. El

sistema antivaho ITO, pendiente de patente, desempaña la pieza al momento sin necesidad de aire ni de un proceso de calentamiento largo (10)

El escáner iTero Element se ha diseñado para que sea compatible con el sistema Invisalign, el exclusivo Invisalign Outcome Simulator, el software OrthoCAD® y el visor OrthoCAD. También se ha diseñado para poder conectarse a sistemas de laboratorios de restauración y ortodoncia, planificaciones del tratamiento elaboradas por terceros, pilares personalizados para implantes, fresados en la consulta y sistemas CAD/CAM de laboratorio (10).

Los escaneos de iTero están disponibles en un formato de exportación STL de código abierto ampliamente aceptado por otros proveedores. Los escaneos también se pueden exportar para su integración con los datos de tomografías computarizadas de haz cónico de otros proveedores de planes de tratamientos (10).

3.2. Generación del modelo de Elementos Finitos del complejo craneofacial

El cráneo humano es una estructura muy compleja con diferentes huesos del cráneo alineados para tener una estructura específica para proteger los órganos sensoriales, los contenidos craneales, las estructuras dentales y orales, etc (15).

La reconstrucción de un modelo 3D de un cráneo se puede realizar a partir de imágenes Topográficas, desde esta reconstrucción se realiza un modelo de elementos finitos que considera las diferentes estructuras anatómicas, hueso cortical, hueso esponjoso, suturas, dientes, ligamento periodontal, disco articular y músculos masticatorios. Al modelo se le asignan propiedades tomadas de la literatura para cada estructura anatómica. El modelo se restringe en todos los grados de libertad en la porción de inserción con el hueso hioides de los músculos digástricos, y en el agujero magno. El mallado del modelo es realizado en GID 8.0.9® y exportado para su análisis en ANSYS 12® (16).

Se realiza un estudio de cuello y cabeza constituido por 867 Imágenes transversales de tomografía axial computarizada (TAC) sobre el paciente seleccionado. La distancia entre cortes fue de 0.5 mm. El procesamiento de las imágenes para su posterior reconstrucción 3D fue llevado a cabo en el software RapidForm 2006®. A partir de las superficies triangularizadas se crearon superficies paramétricas las cuales fueron exportadas a GID 8.0.9® en donde se realizaron algunas correcciones en los parches de superficies, tales como ángulos agudos, líneas fragmentadas y superposición de puntos que en una eventual malla de elementos finitos causan concentración de elementos y discontinuidad nodal que imposibilita obtener mallas estructuradas, además de producir matrices globales singulares que hagan irresoluble el problema. En GID 8.0.9® también se realizó la generación de los volúmenes que conforman cada estructura craneofacial de interés, la asignación de propiedades mecánicas según las zonas mandibulares, los huesos de la bóveda craneana y la modelación geométrica de los músculos de la masticación (16).

El ligamento periodontal y las suturas craneofaciales se simularon mediante superficies. Los músculos de la masticación: Temporal Posterior, Temporal anterior, Masetero, Pterigoideo Externo, Pterigoideo Interno y Digástrico, fueron modelados como un conjunto de líneas que simularon las fibras musculares. Una vez terminada la modelación geométrica del problema se procedió a generar el modelo de Elementos finitos cuyo primer paso fue la obtención de la malla en GID 8.0.9® (16).

Cada volumen fue mallado en GID 8.0.9® con elementos tetraedros de alto orden (10 nodos). Las líneas que representan la acción de los músculos se mallaron como elementos cable (link 8) tridimensionales de 2 nodos. El ligamento periodontal de los primeros molares fue mallado con elementos tipo Shell con un espesor de 0.25 mm, al igual que las suturas craneofaciales con espesor 0.1 mm(16).

Utilizando el lenguaje de programación de GID 8.0.9® se generaron archivos de texto que contienen la información de la malla de elementos finitos, esto es, coordenadas nodales y conectividades elementales. Posteriormente estos archivos se leyeron con Matlab 7.0 ® para generar un archivo de compatibilidad con Ansys 12.0 ® en APDL ® (Ansys Parametric Design Language). Este último archivo fué leído directamente por Ansys, obteniéndose la malla de elementos finitos en dicho programa, lista para imponer propiedades de material, condiciones de contorno y cargas. En el caso de los materiales anisotrópicos en los cuales las propiedades mecánicas varían en las tres direcciones, deben orientarse los ejes coordenados del modelo de acuerdo a dichas direcciones. Para todos los materiales anisotrópicos mostrados en la Tabla 1 el eje X corresponde con el eje mesio-distal, el eje 2 corresponde al eje infero-superior y el eje 3 es en dirección buco-lingual (16).

Debido a la dificultad de obtener datos adecuados sobre las propiedades mecánicas de los músculos masticatorios que proporcionen una idea de su rigidez, se decidió utilizar las propiedades mecánicas del tendón tibial anterior. Adicionalmente a las propiedades mecánicas, la funcionalidad del modelo de los músculos depende del área de la sección transversal fisiológica de cada músculo las cuales se tomaron del estudio de Van Eijden (16).

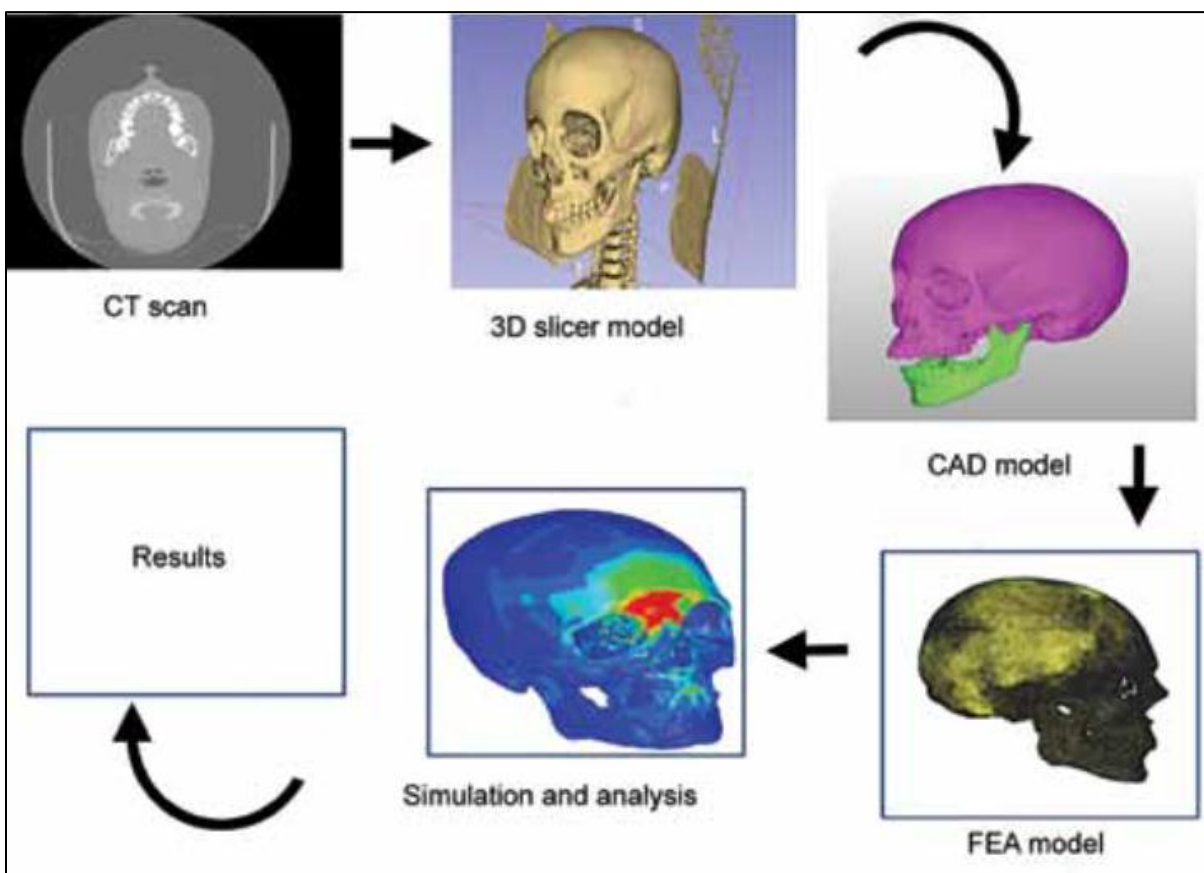


Fig. N°8: Modelado por elementos finitos del complejo craneofacial (15).

Tabla N°1: propiedades mecánicas de los componentes del cráneo (12).

Parte	Propiedades del material	Parametros del material	Valor	Tipo de elemento	Espesor
Cara	Elástico	Densidad	2500 kg/m ³	Capa	10 mm
		Módulo de Young	5.0GPa		
		Relación de Poisson	0.23		
Hueso cortical	Elástico	Densidad	1900 kg/m ³	Capa	2 mm
		Módulo de Young	15GPa		
		Relación de Poisson	0.21		
		UTS	90 MPa		
		UCS	145 MPa		
Hueso trabecular	Elasto-plastico	Densidad	1500 kg/m ³	Capa	3 mm
		Módulo de Young	46 GPa		
		Relación de Poisson	0.05		
		UTS	35 MPa		
		UCS	28 MPa		
Piel	Elástico	Densidad	1000 kg/m ³	Sólido	-
		Módulo de Young	1.67 MPa		
		Relación de Poisson	0.42		
Cerebro y cerebelo	Viscoelástico	Densidad	1040 kg/m ³	Sólido	-
		Módulo al cortante	1.125 GPa		
Cerebro/ hueso de la intercara	Elástico	Densidad	1040 kg/m ³	Sólido	-
		Módulo de Young	0.12 MPa		
		Relación de Poisson	0.49		

3.3. Generación del modelo de Elementos Finitos en piezas dentales

Se han desarrollado distintas técnicas de adquisición de imágenes con un nivel de fidelidad cercano al 99 %, sin embargo se requiere de distintos software manejados por expertos para llegar a la modelación final, lo que encarece cuando no alarga el proceso (15).

Para poder obtener resultados fidedignos de un análisis de elementos finitos del diente, ligamento periodontal y hueso alveolar, lo más importante es el procesamiento del modelado. Como ya se había explicado antes, debemos conocer la morfología dentaria y de sus estructuras anexas y los límites de cargas ortodónticas inocuas para la estructura dentaria, pero si efectivas para alcanzar el movimiento dentario. (17,18).

3.3.1. Definición de la estructura Dentaria y sus Tejidos de Soporte

Se representa a manera geométrica con puntos, líneas, superficies y volúmenes y de acuerdo con la morfología de la pieza dentaria que puede ser captada por imágenes, ejemplo una tomografía, radiografía (Figura N°6), fotografías (Figura N°7) o las medidas aproximadas tomadas de la literatura de anatomía u oclusión como guía morfométrica, que gracias a un software de modelación

volumétrica 3D nos permitirían reproducir la imagen, como por ejemplo ANSYS versión 11.0. (17, 18,19).

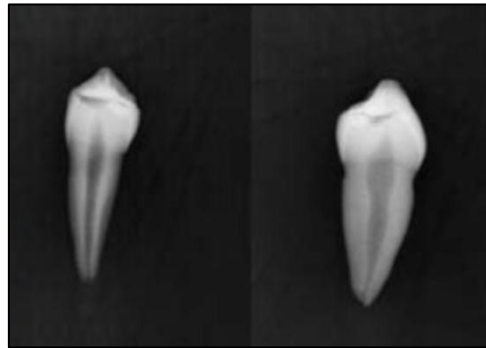


Figura N°9: Radiografía de una premolar (10)

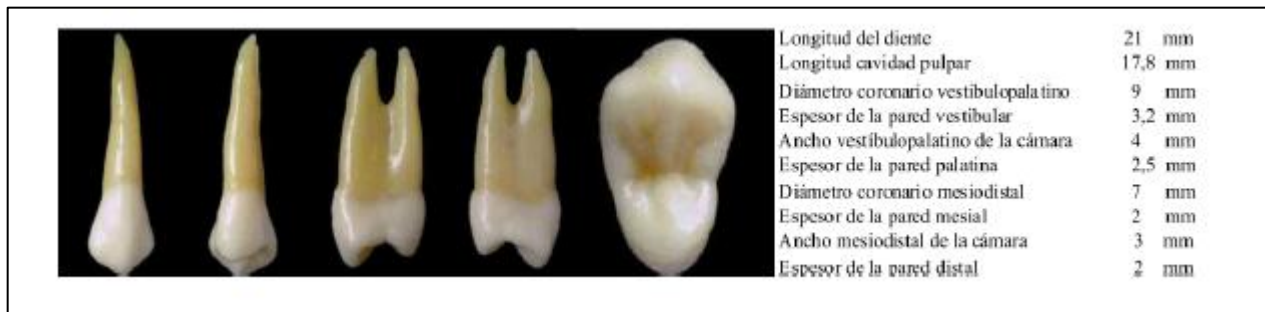


Figura N°10: Fotografía y Medidas de las caras Vestibular, Palatino, Mesial, Distal y Oclusal (17):

Todas las caras del diente deberán ser representadas. (Figura N°8), Los puntos estarán representados en coordenadas x-y z estas formarán curvas que delinearán el contorno de los planos principales del diente con el software (Figura N°9); y se deberán indicar las características o propiedades del diente y sus estructuras. Lo ideal es construir por separado los modelos de esmalte dentina ligamento periodontal y estructura ósea, y el software creará un modelo tridimensional (Figura N° 09) (18)

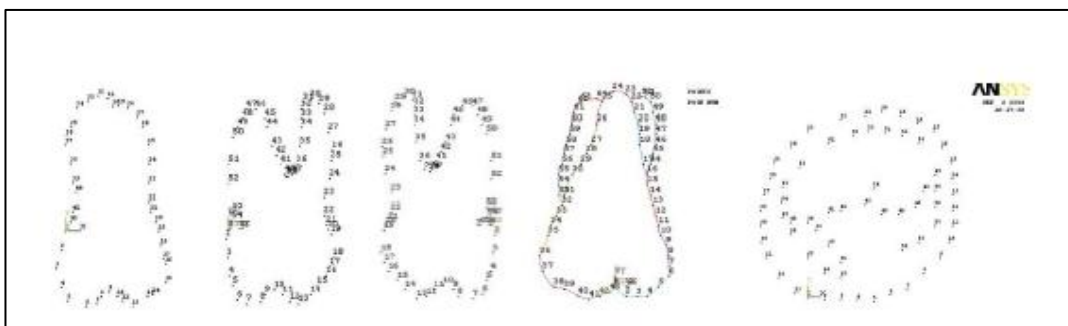


Figura N°11: Representación de los Puntos de las Caras Bucal, Mesial, Distal, Palatina y Oclusal del Primer molar (18).

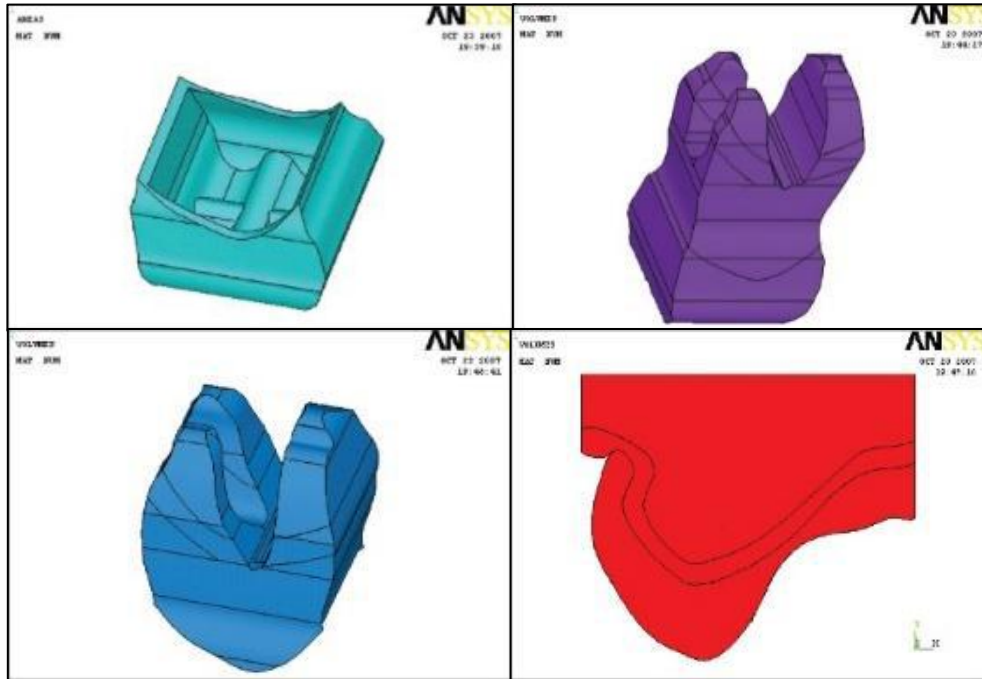


Figura N°12: Modelo Geométrico de Esmalte, Dentina, Ligamento Periodontal y Hueso Alveolar (18)

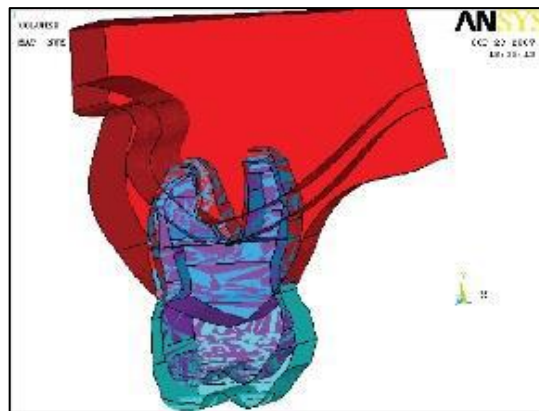


Figura N°13: Superposición de los modelos geométricos de Esmalte, Dentina, Ligamento Periodontal y Hueso Alveolar (18).

3.3.2 Discretización de las Estructura Dentaria y Tejidos de Soporte

Una de las maneras de lograr la discretización es que a partir de las secciones y las curvas de nivel se empieza a trazar un tejido de malla de líneas sobre la superficie exterior del diente. (Figura N°11)(17).

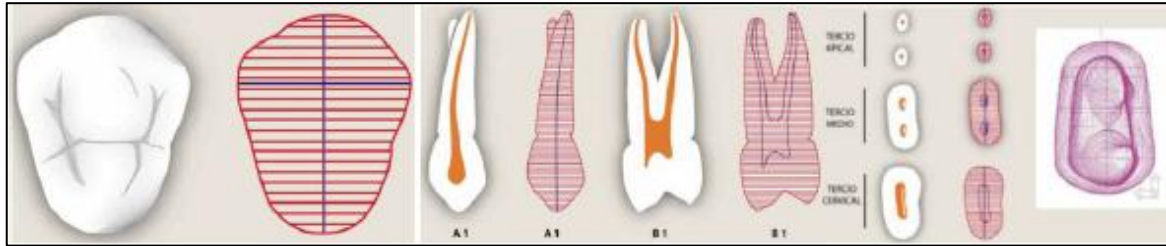


Figura N° 14: Tejido de Malla del Primer Premolar Superior en sus Vistas Oclusal, Vestibulopalatino, Mesiodistal y a Nivel Radicular (17).

Este proceso se repite muchas veces, según sea la precisión a alcanzar, para Kuramochi y De Sol este proceso se puede repetir hasta generar 3 capas concéntricas, separadas por 1 mm, obteniéndose 3 superficies: la superficie exterior, una intermedia y una interna, y como resultado también se modela el interior del premolar.(Figura N° 12). Kuromachi y De Sol, gracias al software Catya, versión 8.1, crearon un modelo que está formado por 13715 nodos y 29937 elementos finitos; obteniéndose un modelo isotrópico, elástico y homogéneo, que nos permite simular pruebas mecánicas. (Figura N° 12) (17).

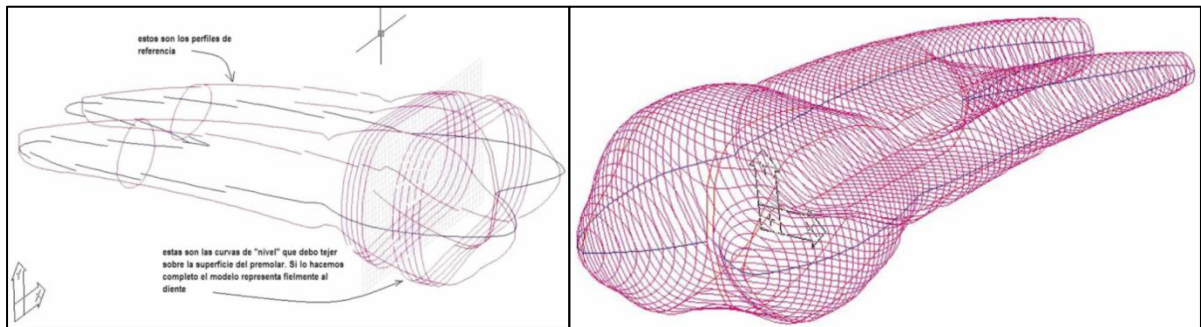


Fig. N°15. Malla sobre curvas de nivel y el diseño de mallas (17)

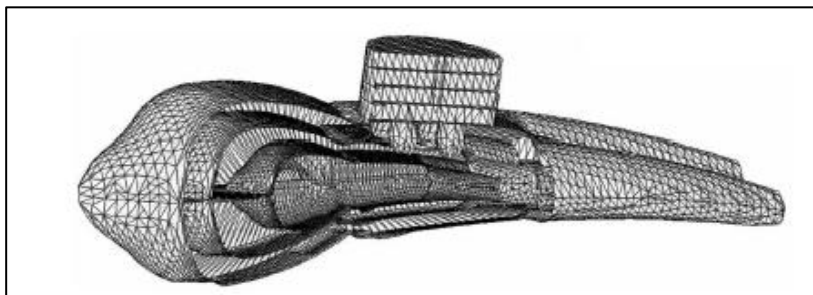


Figura N°16: Modelo Final 3D del Diente (17).

En la actualidad hay softwares como el hypermesh 7.0 para Ansys 10, que nos simplifican este proceso (Figura N°14) que logró obtener un modelo que constó de 169036 elementos y 29518 nodos.

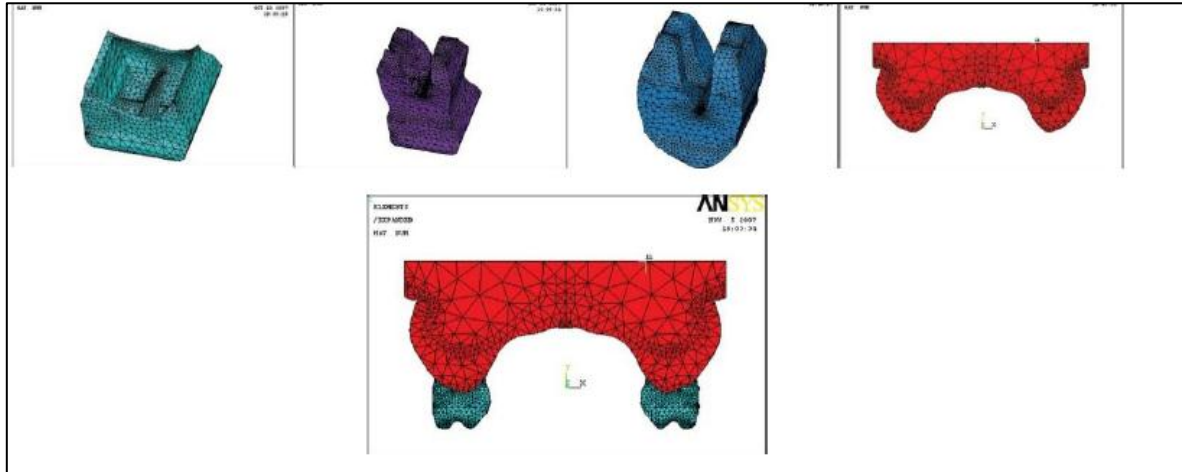


Figura N° 17: Modelo Geométrico del Esmalte, Dentina, Ligamento Periodontal y Hueso Alveolar que se Convirtieron en Elementos Finitos Tridimensionales (18).

3.3.3 Identificación de las Propiedades de la Materia aplicadas a la Pieza Dentaria y sus Tejidos de soporte

Cada una de las estructuras ya sea el esmalte, dentina ligamento periodontal y el huesos alveolar tiene propiedades de la materia específicas, cuyos valores promedios están en la literatura. Cada tipo de tejido se defines como homogéneo e isotrópico(Tabla N° 03) (18).

Tabla N°2: Propiedades físicas del Diente y su Tejido de Soporte (18)

Material	Young's modulus (Gpa)	Poisson's ratio
Enamel	65.00	0.32
Dentin	15.00	0.28
Periodontal ligament	0.05	0.30
Alveolar bone	10	0.33

3.3.4 Definición de Elementos de Contorno

Los elementos de contorno de los elementos finitos son todos aquellos nodos periféricos del hueso con 0° de movimiento en todas direcciones. Después de este paso ya el modelo está listo para recibir

la aplicación de fuerzas y para procesar o desarrollar las ecuaciones algebraicas que nos indicaran las posibles variaciones que tendrían el diente y sus estructuras de soporte, que se puede resolver mediante la técnica de resolución frontal presente en software ANSYS versión 11.0 (16).

3.4. Reacción biomecánica por fuerzas ortodónticas

El análisis de elementos finitos se ha utilizado ampliamente en las últimas décadas para comprender y predecir los fenómenos biomecánicos. El método de elementos finitos ha demostrado ser una técnica válida y confiable para evaluar las características de deformación y carga de estructuras complejas luego de la aplicación de fuerzas ortodónticas (2,20,21).

En Ortodoncia la más importante ventaja del método de elementos finitos está representada por la habilidad de incluir la heterogeneidad de las estructuras dento-periodontales y la irregularidad del contorno dental en el diseño (20)

La fuerza en ortodoncia se define como aquella carga que produce el desplazamiento dental en la dirección deseada con mayor rapidez, mínimo perjuicio de los tejidos, mínima molestia del paciente, realizado por un ataque óseo directo. Esta fuerza debe ser capaz de estimular la actividad celular sin comprometer la vascularidad periodontal (10,17).

Para alcanzar un movimiento ortodóntico controlado y eficiente es importante conocer el sistema de fuerzas (fuerza momento). Si se conoce la ubicación del centro de resistencia de un diente o grupo de dientes, se puede aplicar la relación momento - fuerza correcta a los brackets para obtener centros de rotación específicos o controlar el tipo de movimiento dental requerido. No obstante, el movimiento dental podrían verse comprometido por condiciones anatómicas, tales como el volumen radicular, la implantación ósea, la edad del paciente, su complejidad ósea y su metabolismo (10).

Clasificación de las Fuerzas

Según su Magnitud

La aplicación de fuerzas en ortodoncia pueden clasificar según su magnitud en:

- Fuerzas Inocuas: Son fuerzas tan ligeras que no generan movimiento dental alguno.
- Fuerzas Leves: Es aquella que, aunque mínima, produce movimiento dental. Es la ideal.
- Fuerzas Pesadas: Son aquellas que por ser tan intensas, producen hialinización en la zona de presión del ligamento periodontal inhibiendo la reabsorción ósea y evitando el movimiento dental por un largo periodo(20,23)(Tabla N° 04

Tabla N°3: Fuerzas Óptimas para un Movimiento Dentario (10).

	Diente pequeño	Diente grande
Inclinación Movimiento radicular controlado	20-30g 50g	50-75g 120-150g
Movimiento de cuerpo	40-50g	150g
Extrusión	25-30g	25-30g
Intrusión	15-50g	15-50g

Según su Frecuencia

- Fuerzas Continuas: Estas fuerzas son generadas por los aparatos fijos, su acción es apreciable entre cada periodo de intervalo de la visita del paciente.
- Fuerzas Intermitentes: Son generadas por los aparatos removibles, la intensidad en este caso varía entre el valor deseado y la ausencia de presión (10)

Las fuerzas ideales para generar movimiento dentario en ortodoncia son las fuerzas ligeras y continuas, debido inhiben la formación del tejido osteoide, que es más resistente que el hueso normal y que si se generara un movimiento ortodóntico desencadenaría reabsorción radicular. Es así, que gracias a este tipo de fuerza hay una menor resistencia al movimiento y por consecuencia menor tiempo de tratamiento (10).

Las fuerzas más nocivas son las intensas y prolongadas, los movimiento de torsión y los dobleces de inclinación distal son los más nocivos para el diente y su tejido periodontal (10).

3.4.1. Protracción Maxilar

Se ha demostrado que la protracción maxilar con máscara facial puede modificar el crecimiento y eliminar la cirugía en pacientes seleccionados; pero existen efectos secundarios como son la proinclinación de los incisivos superiores y la extrusión e inclinación mesial de los molares maxilares y la rotación del plano oclusal. Para superar estas limitaciones, algunos investigadores proponen el uso de miniplacas para el anclaje esquelético, que ha dado lugar a mayores efectos esqueléticos, incluso en pacientes de mayor edad, para el tratamiento clínico de pacientes de clase III (22).

Mientras que algunos autores el sitio de colocación de miniplacas debería estar entre la cresta infracigomática y las paredes nasales laterales, otros autores aseveran que las miniplacas en el área palatina muestra una distribución de la tensión más amplia y más desplazamiento hacia delante. De igual forma, los minitornillos nos brindan estos beneficios pero sin la necesidad del uso del quirófano (22).

Moon, W; Wu, K, MacGinnis, M et al desarrollaron un modelo de malla craneal 3D con suturas asociadas a partir de imágenes de CT y el software de modelado Mimics. Utilizando el software de simulación ANSYS, se aplicaron fuerzas de protracción en diferentes ubicaciones y direcciones para simular la terapia de máscara facial convencional y siete protocolos de protracción maxilar utilizando el minitornillo N2. Este minitornillo tiene 3 mm de diámetro, 2 mm de longitud y forma cónica y su corta longitud reduce el riesgo de dañar las estructuras anatómicas durante la colocación y, por lo tanto, no es necesario ser colocado interradicularmente (22).

Con Mimics, generaron manualmente suturas de 1,5-2 mm de ancho (Figura N° 31): medio palatino, pterigomaxilar (2), cigomaticomaxilar (2), cigomático temporal (2), nasal medio y nasal lateral (2). El modelo de elementos finitos generado a partir del software ANSYS produjo 91,933 elementos y 344,451 nodos. Los nodos a lo largo del foramen magnum y en el centro de la frente se restringieron en todos los grados de libertad, con desplazamiento cero y rotación cero (22,23).

El objetivo del estudio fue evaluar el movimiento generado por el expansor palatino rápido asistido por minitornillo (MARFE) y el minitornillo N2 para servir como un dispositivo de anclaje ortopédico en la creación de 8 protocolos de protracción maxilar y evaluar los patrones de estrés y los cambios esqueléticos correspondientes; y comprender cómo las diferentes ubicaciones de colocación y las direcciones de fuerza se pueden usar para corregir diferentes tipos de maloclusiones de clase III(22).

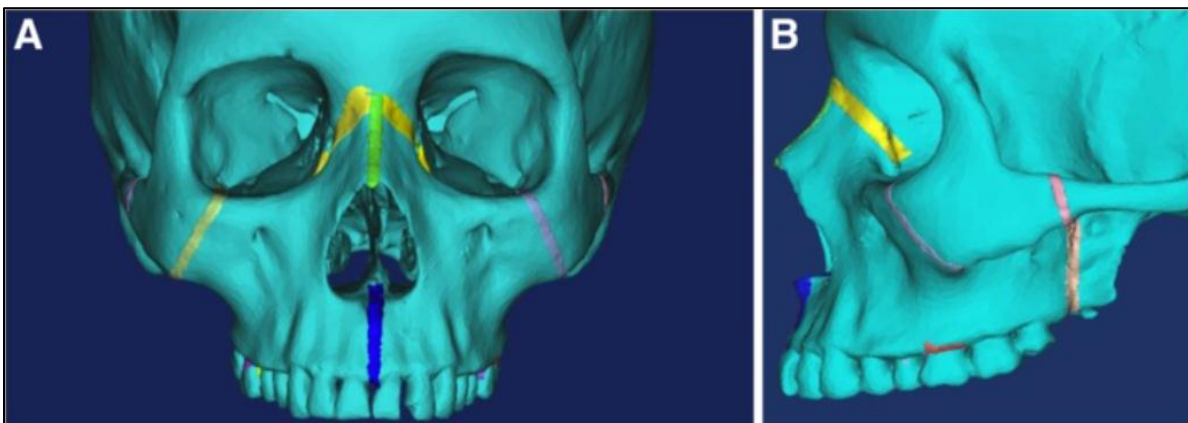


Figura N°18: Cráneo 3D con Suturas Generadas Manualmente. A. Una vista frontal. B Vista lateral(22).

La Tabla N° 13 muestra diferentes ubicaciones y direcciones de aplicación de fuerza, que simulan los ocho protocolos clínicos para la protracción maxilar. La ubicación de la fuerza delineada por los elásticos del dispositivo de máscara facial en la simulación A y la ubicación de la colocación del minitornillo en las simulaciones de B a H. La dirección de la fuerza (indicada por el ángulo) delinea la protracción en relación con el plano oclusal. Se aplicaron valores de 1000 g por lado para todas las simulaciones (22).

Tabla N°4: Simulaciones de 8 Protocolos Clínicos para la Protracción Maxilar (22).

Simulation	Clinical protocol	Location of force (bilaterally)	Direction of force (to occlusal plane)
A	FM [-30]	Buccal surface of maxillary first molars	-30
B	Pal-MI-FM [-30]	3-mm lateral of the mid-palatine suture	-30
C	Ant-MI-FM [-15]	Between roots of canine and first premolar	-15
D	Ant-MI-FM [-30]	Between roots of canine and first premolar	-30
E	Ant-MI-FM [-45]	Between roots of canine and first premolar	-45
F	Ant-MI-FM [+30]	Between roots of canine and first premolar	+30
G	Post-MI-FM [-30]	Between roots of second premolar and molar	-30
H	Post-MI-FM [-45]	Between roots of second premolar and molar	-45

La simulación A imita la terapia de máscara facial convencional, con fuerza aplicada a la zona bucal de los primeros molares maxilares, en ángulo de 30 ° por debajo del plano oclusal. La simulación B modela un Hyrax soportado por micro implante con máscara facial. Las fuerzas se aplican 3 mm a los

lados de la sutura palatal media, en un ángulo de 30 ° debajo del plano oclusal. Para las simulaciones C, D y E, la fuerza va directamente de la máscara facial a los minitornillos anteriores colocados entre las raíces caninas y las primeras del premolar. La dirección de la aplicación de fuerza es, respectivamente, de 15 °, 30 ° y 45 ° por debajo del plano oclusal. La simulación F también tiene fuerzas aplicadas en la parte anterior entre las raíces del canino y del primer premolar, pero se dirige 30 ° por encima del plano oclusal, simulando el uso de un resorte intermaxilar empujando el maxilar hacia adelante y hacia arriba. Finalmente, las simulaciones G y H modelan el uso de elásticos intermaxilares clase III desde los minitornillos maxilares posteriores hasta los minitornillos mandibulares anteriores. La aplicación del punto de fuerza se encuentra entre las raíces del segundo premolar y el primer molar, dirigidas a 30 ° y 45 ° por debajo del plano oclusal (Figura N°18) (22).

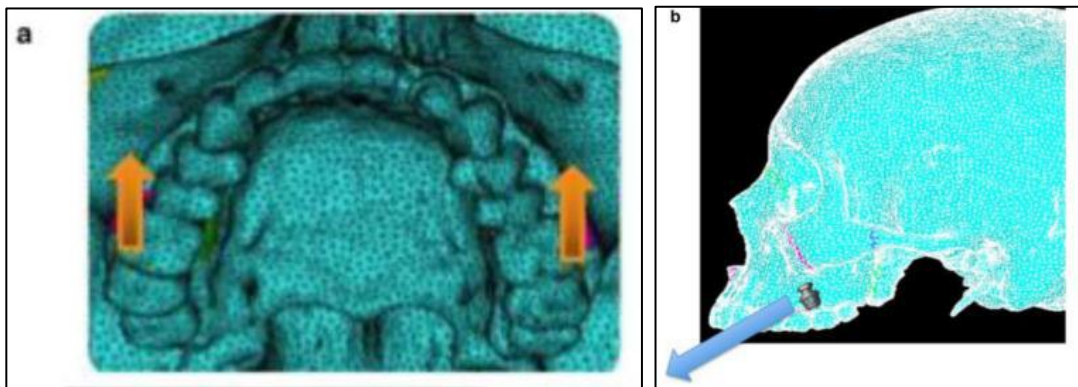


Figura N°19: a, b Ubicación de la aplicación de fuerza para la simulación A-FM [-30°] (22).

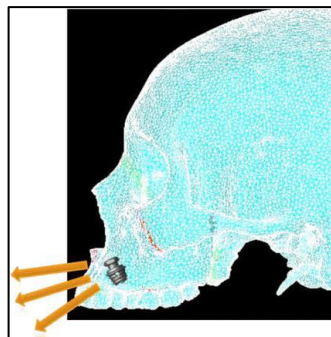


Figura N°20: Vista intraoral de Hyrax con microimplante y mascarilla con Pal-MI-FM [-30 °] / a, b Ubicación de la aplicación de fuerza para la simulación B-Pal-MI-FM [-30°] (22).

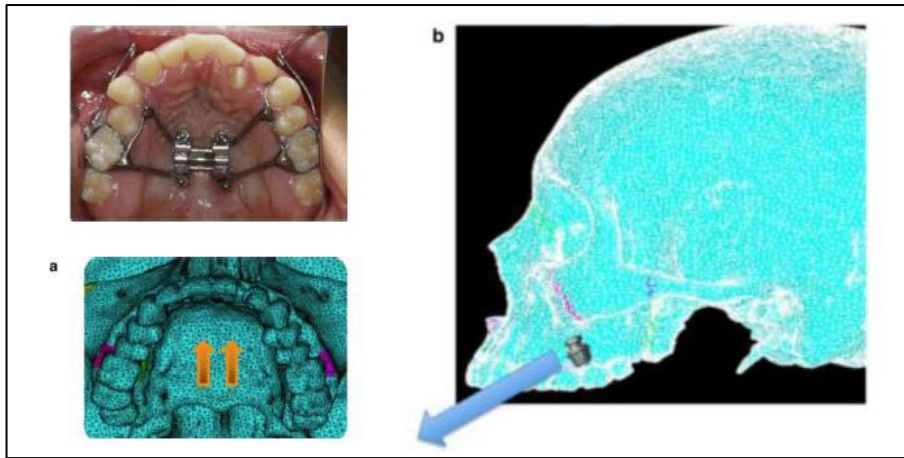


Figura N° 21: Ubicación y dirección de la aplicación de la fuerza para la simulación C-Ant-MI-FM [-15°], simulación D-Ant-MI-FM [-30°] y simulación E-Ant-MI-FM [-45°] (22).

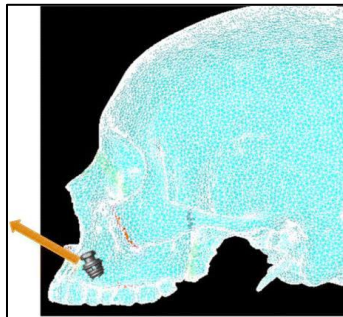


Figura N° 22: Ubicación y dirección de la aplicación de la fuerza para la simulación F-Ant-MI-FM [+30°] (22).

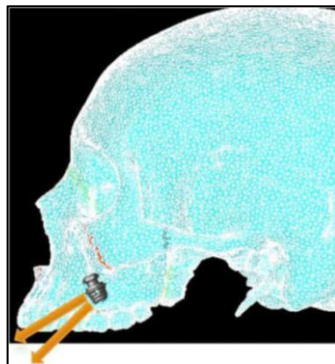


Figura N°23: Ubicación y dirección de la aplicación de fuerza para simulación G-Post-MI-FM [-30°] y simulación H-Post-MI-FM [-45°] (22).

Al cambiar el vector de fuerza y la ubicación del mini-implante N2, el maxilar se desplazó diferencialmente. Se observaron grados variables de movimientos hacia adelante, hacia abajo y rotacionales en cada caso (Tabla N° 14 y Figura N° 37) (22).

Para las superposiciones, la imagen "antes" se muestra en azul, mientras que la imagen "después" se muestra en un rango de colores que corresponden directamente a la cantidad de desplazamiento en Y (protracción pura) después de la aplicación de fuerza. A medida que el color se acerca al rojo en el espectro de colores del arco iris, hay más desplazamiento en Y del modelo del cráneo (22).

Se concluyó que pacientes braquifaciales, se recomienda una protracción anterior soportada por minitornillos a -45° (E) o elásticos intermaxilares de clase III a -45° (H). Para pacientes con dolicofacial, se recomiendan minitornillos anteriores a -15° (C) o un resorte intermaxilar a $+30^\circ$ (F). Para pacientes mesofaciales con una posición maxilar vertical favorable, se recomiendan los minitornillo palatinos a -30° (B); Los minitornillos anteriores a -30° (D) son preferidos para las mordidas poco profundas. Para pacientes con una deficiencia facial media severa, los elásticos intermaxilares de clase III a -30° (G) son los más efectivos para promover el crecimiento anterior del maxilar (22).

Tabla N°5: Efectos Esqueléticos en el Complejo Maxilar (22).

Simulation	Clinical protocol	Movement of maxillary complex	Details of maxillary movement
A	FM [-30]	Counter-clockwise rotation	Forward and upward movement; slight posterior downward movement
B	Pal-MI-FM [-30]	Translates forward and downward	Equal forward and downward movement
C	Ant-MI-FM [-15]	Counter-clockwise rotation	Forward and upward movement; entire maxilla moves upward
D	Ant-MI-FM [-30]	Translates; slight clockwise rotation	Forward and downward movement
E	Ant-MI-FM [-45]	Clockwise rotation	Downward and backward movement; nasal bone protracted forward
F	Ant-MI-FM [+30]	Counter-clockwise rotation	Forward and upward movement; entire maxilla moves upward
G	Post-MI-FM [-30]	Translates forward	Significant forward movement; slight downward movement
H	Post-MI-FM [-45]	Clockwise rotation	Slight forward, but mainly downward movement of maxilla

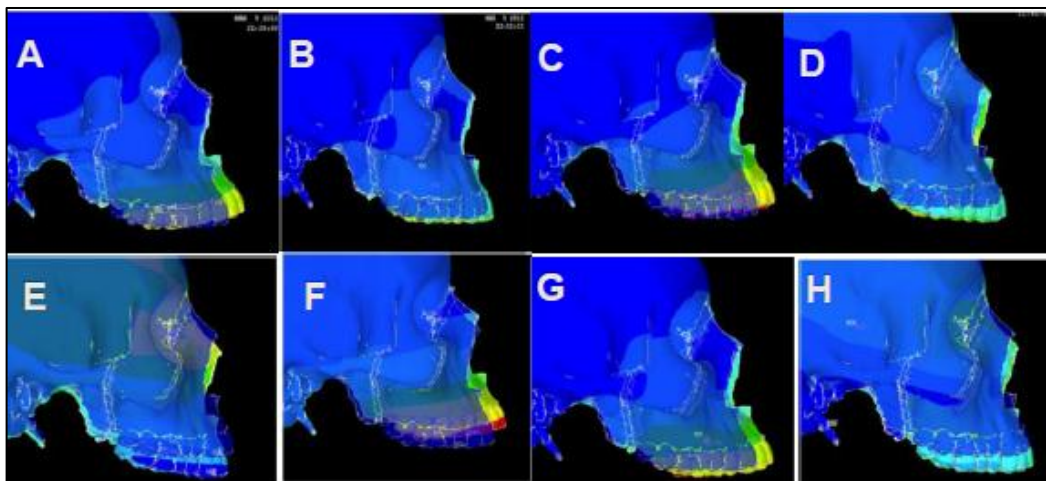


Figura N°24: Superposiciones de las Simulaciones (22).

3.4.2. Expansión Maxilar Rápida

La disyunción palatina es usada frecuentemente para corregir la atresia transversal maxilar, la mordida cruzada posterior y el aumento del perímetro del arco dentario. Estando esta fuerza proporcionada por el aparato disyuntor ortodóntico concentrada inicialmente sobre el ancho del paladar, también aparecen desplazamientos simultáneos en las suturas circunmaxilares. Se sabe también que las fuerzas transversales de la disyunción palatina son transmitidas hasta la base de cráneo por la unión entre la tuberosidad del maxilar y los procesos pterigoides del hueso esfenoidal (24).

Un estudio realizado por Fernandes y colaboradores evaluaron los patrones y distribución de tensión y deformación en la estructura ósea maxilar utilizando el método de elementos finitos mediante la simulación de diferentes posiciones verticales y anteroposteriores del tornillo de expansión hyrax, para ello modelaron parte del maxilar superior con dientes de anclaje, sutura mediopalatina y el dispositivo hyrax, y se crearon 6 modelos distintos de métodos de elementos finitos para simular diferentes posiciones del tornillo de expansión. Había 2 posiciones verticales a distancias de 20 y 15 mm desde el plano oclusal. Otras 3 posiciones fueron anteroposterior, con el centro del tornillo colocado entre y equidistante de la cara mesial del primer molar y la cara distal del primer premolar, alineado con el centro de la corona del primer molar y el borde anterior de el tornillo alineado con la cara distal del primer molar (25)

Se simularon las activaciones iniciales de los expansores y se registraron las distribuciones de tensión en el maxilar en cada modelo, se simuló un desplazamiento transversal de 0,5 mm en el centro del tornillo; debido a la condición de simetría, esto fue equivalente a una activación de 1 mm del expansor hyrax. Ese estudio encontró que el estrés se concentró en la región anterior de los modelos, cerca del foramen incisivo, disipándose a través del paladar en las orientaciones posterior y lateral, en la dirección del pilar pterigoideo, desviándose de la región de la sutura medialpalatina. Cuando se simuló el tornillo de expansión más cerca del plano oclusal y en una posición más anterior, se ubicó más tensión alrededor del foramen incisivo y se distribuyó a través de la sutura medialpalatina hasta su porción posterior. Posiciones más posteriores resultaron en estrés concentrado alrededor de los pilares pterigoideos. En todas las simulaciones, la sutura mediopalatina mostró una expansión en forma de V, con el vértice superior en la vista coronal y posterior en la vista axial(25).

Tabla N°6: Modelo de elementos finitos relacionados con las posiciones anteroposterior y vertical del tornillo de expansión (25).

<i>Anteroposterior variation</i>	<i>Vertical variation</i>	
	<i>Vertical position 1</i>	<i>Vertical position 2</i>
Anteroposterior position 1	Model 1 (M1)	Model 4 (M4)
Anteroposterior position 2	Model 2 (M2)	Model 5 (M5)
Anteroposterior position 3	Model 3 (M3)	Model 6 (M6)

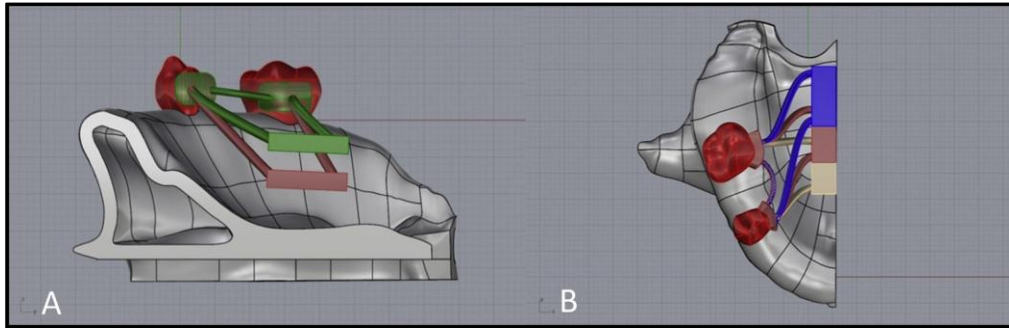


Figura N°25: Posiciones verticales y anteroposterior del tornillo expansor (25).

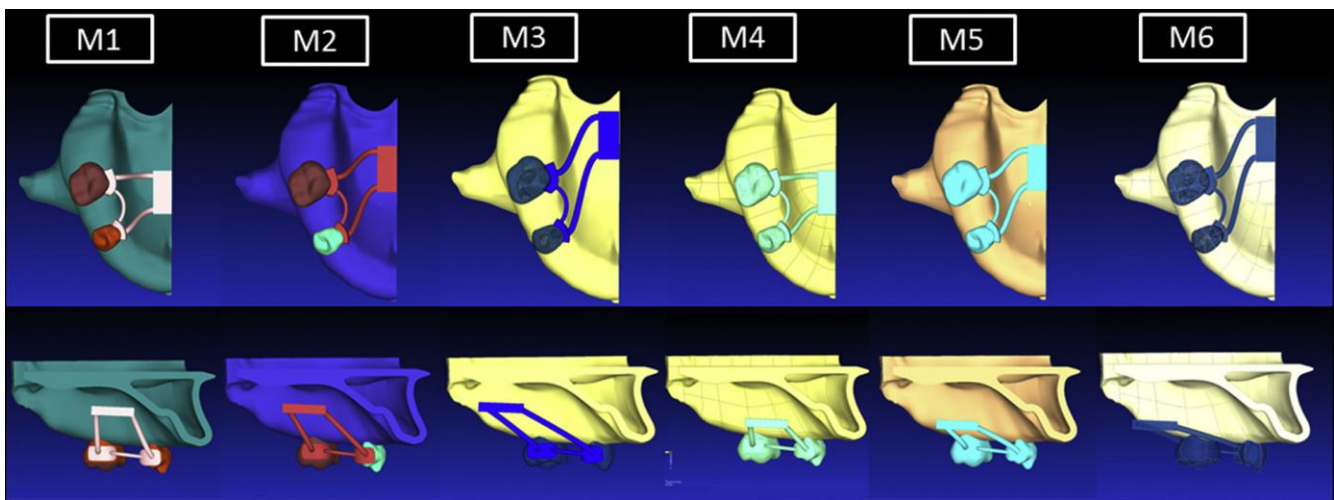


Figura N° 26: Vistas axiales y sagitales de las posiciones anteroposterior y vertical de los 6 modelos (25).

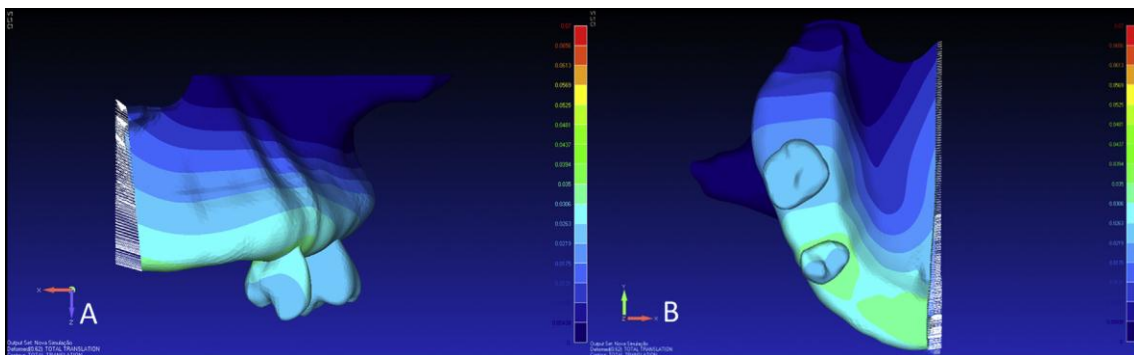


Figura N°27: Desplazamiento en A, plano coronal y B, plano axial (25).

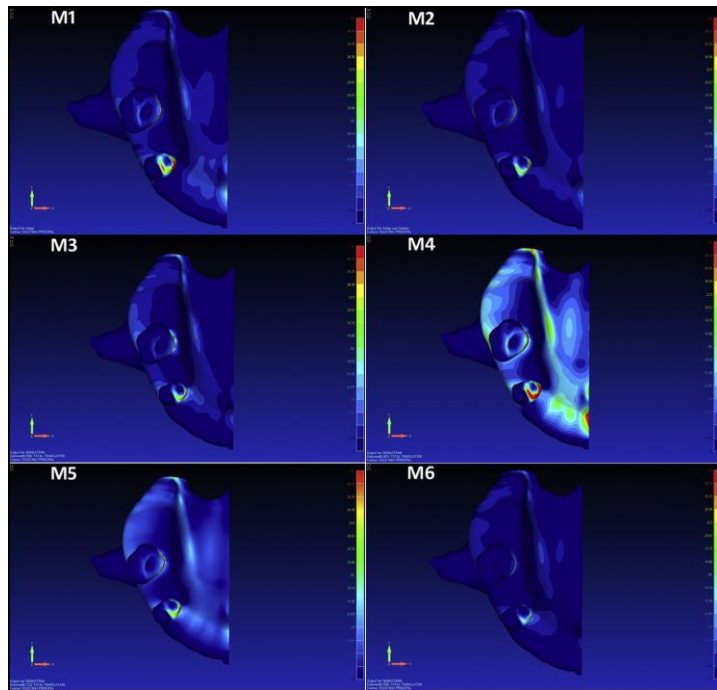


Figura N°28: Vista en el plano axial de máxima tensión en los 6 modelos. Las imágenes muestran la tensión en megapascales distribuidas a lo largo del maxilar en cada modelo, con variaciones de color de azul a rojo para tensiones más bajas y más altas, respectivamente (25).

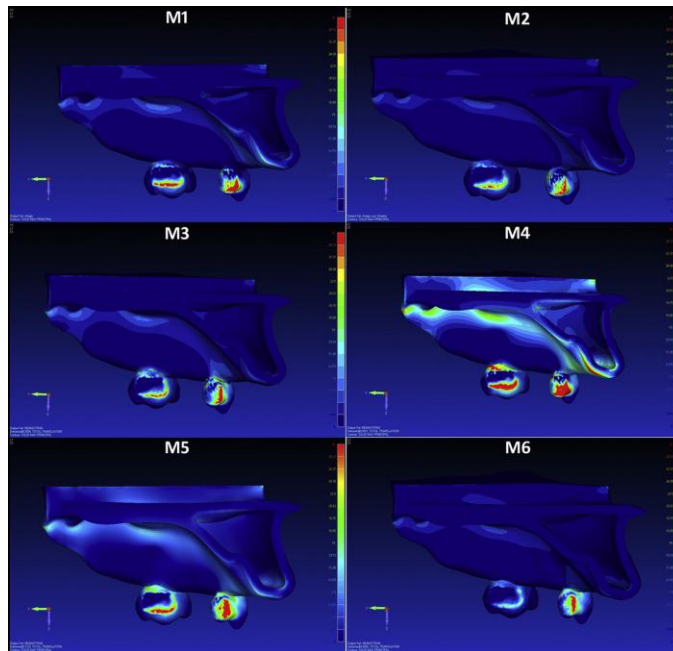


Figura N°29: Vista en el plano sagital de tensión máxima en los 6 modelos. Las imágenes muestran la tensión en megapascales distribuidas a lo largo del maxilar en cada modelo, con variaciones de color de azul a rojo para tensiones más bajas y más altas, respectivamente (25).

Fernandes y col., concluyeron que las diferentes posiciones del tornillo de expansión interfirieron con la intensidad de la tensión y los patrones de distribución. Hubo una expansión en forma de V en el maxilar superior, con un vértice superior y posterior, en cada posición del tornillo de expansión. Las variaciones en las posiciones del tornillo de expansión en las direcciones vertical y anteroposterior interfirieron con los patrones de distribución y la intensidad del estrés. La variación anteroposterior tuvo mayor influencia. La posición más oclusal y anterior del tornillo fue más efectiva para transferir los efectos mecánicos del expansor a las estructuras óseas, con un área mayor de distribución de tensión y valores de tensión más altos en el maxilar superior (25).

3.4.3. Expansión palatina y máscara facial

El tratamiento temprano de pacientes de clase III en crecimiento sigue siendo un reto clínico. El tratamiento de elección ha sido el uso de una máscara facial (FM). La aplicación reciente de dispositivos de anclaje esquelético ha introducido un nuevo paradigma para evitar la cirugía en algunos pacientes esqueléticos de Clase III. (26)

Park y col., estudiaron el desplazamiento y la distribución de la tensión en el maxilar superior durante la expansión maxilar, seguido de la protracción utilizando expansores palatinos transmitidos por los huesos y por los dientes convencionales y una máscara a través del análisis de elementos finitos tridimensional. Para ello crearon un modelo de elementos finitos de un cráneo adolescente, y se integraron 4 tipos diferentes de aparatos: máscara facial (tipo A); máscara facial con hueso paramediano Expansor (tipo B), máscara facial con hueso de pendiente palatina Expansor (tipo C) y máscara facial con expansor convencional (tipo D). Se aplicó expansión de 0.25 mm seguido de 500 g de fuerza por lado (26).

Los resultados del estudio evidenciaron que el tipo A mostró un desplazamiento anterior de la dentición combinado con un desplazamiento hacia abajo de los dientes posteriores y un desplazamiento hacia arriba de los dientes anteriores. La combinación de protracción y expansión en el tipo D mostró el mayor desplazamiento anterior. En los tipos B y C, las fuerzas de expansión resultaron en un desplazamiento posterior que disminuyó el desplazamiento neto de la combinación. Las tensiones se concentran alrededor de los minitornillos en los tipos B y C. En los tipos A y D, las tensiones se concentran en el primer premolar y primer molar. El tipo B tuvo las tensiones más altas, seguido del tipo C y luego D (26).

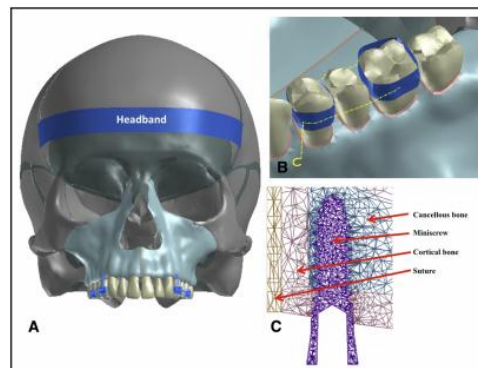


Figura N°30: A, el modelo del cráneo que muestra la banda de la máscara facial; B, su dispositivo labiolingual; C, imagen en sección transversal de la interfaz hueso-tornillo (26).

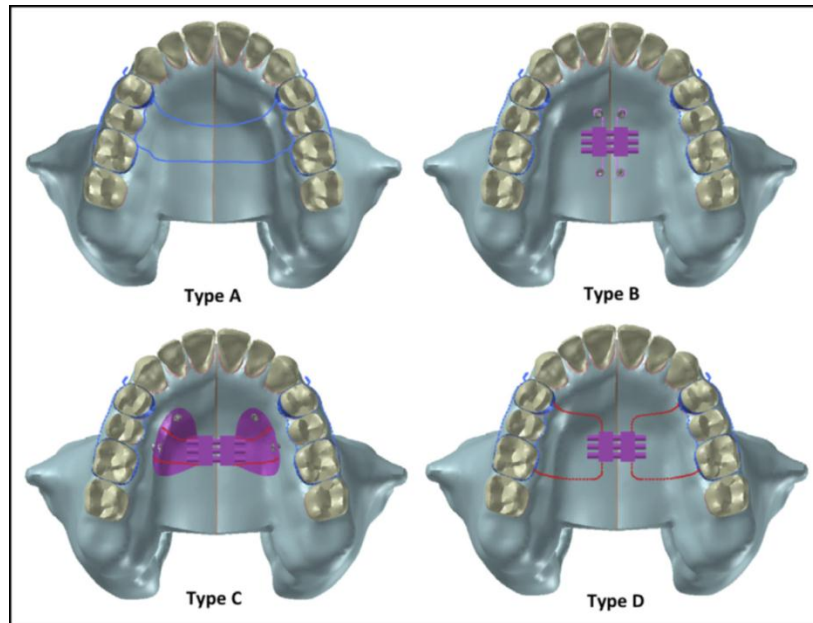


Figura N°31: Vistas oclusales de los 4 modelos: tipo A, dispositivo labiolingual de una máscara facial conectada con un arco transpalatal; tipo B, aparato labiolingual y expensor paramediano de origen óseo; tipo C, dispositivo labiolingual y expensor de hueso de pendiente palatina; Tipo D, aparato labiolingual conectado de forma transpalatal mediante un expensor convencional (26).

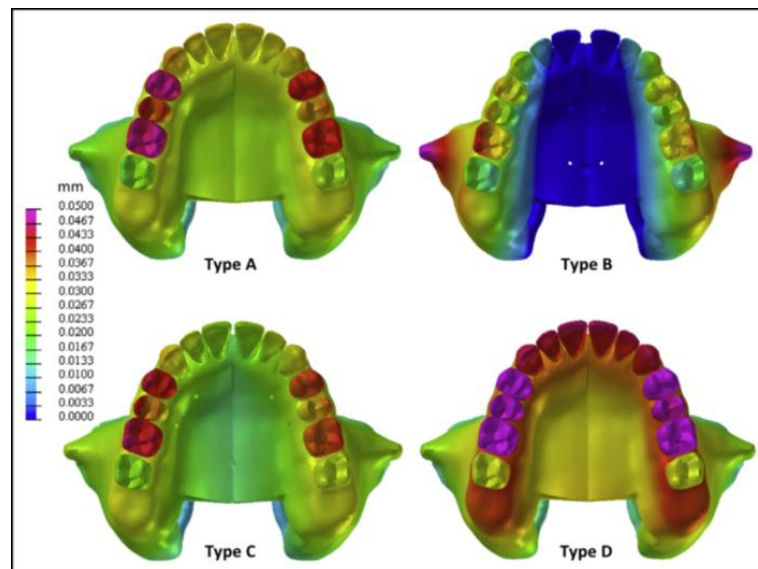


Figura N°32: Desplazamientos dentales y esqueléticos en el plano sagital después de la activación de la máscara facial (26).

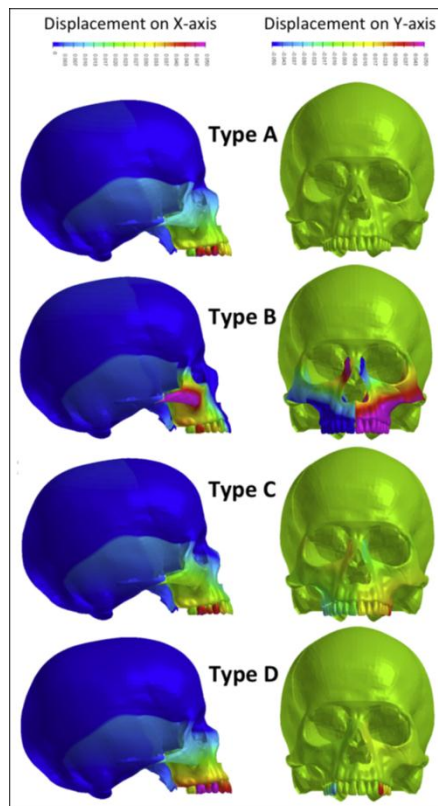


Figura N°33: Vista lateral y frontal de cada tipo que muestra el desplazamiento después de la aplicación de expansión y protracción en los ejes x e y, respectivamente (26).

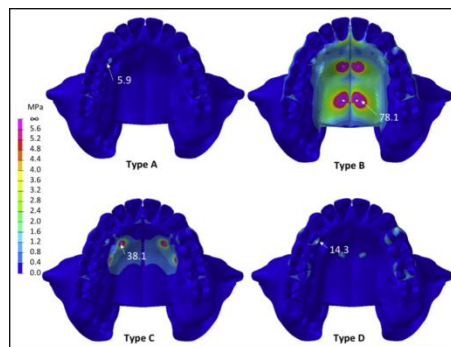


Figura N°34: Distribuciones de estrés en el maxilar superior y la dentición maxilar después de la activación de la máscara facial (26).

Park y colaboradores concluyeron que el expansor dental convencional (tipo D) mejoró el efecto de la protracción maxilar. La máscara facial por sí sola (tipo A) produjo más desplazamiento anterior del maxilar que la combinación de máscara y expansores de origen óseo (tipos B y C). El clínico debe ser consciente de las tensiones y movimientos iniciales de diferentes expansores con máscara facial que se encuentran en este estudio y confirmar los movimientos en futuros estudios clínicos de Clase III (26).

3.4.4. Distalización molar

3.4.4.1. Distalización molar maxilar

La distalización de los molares maxilares es una modalidad de tratamiento importante para los pacientes con maloclusión de Clase II, pero se han planteado varias preocupaciones con respecto a la erupción de los segundos y terceros molares durante o después de la distalización. Aunque el aparato extraoral es efectivo en la distalización, no es estético y depende de la cooperación del paciente. Un dispositivo de péndulo es un dispositivo intraoral colocado en pacientes que no cumplen con los requisitos, pero tiene inconvenientes, como la inclinación distal de los molares y la pérdida del anclaje anterior. Para superar la pérdida del anclaje anterior, se ha introducido un dispositivo de péndulo anclado al hueso, pero todavía hay un problema con la inclinación distal de los molares (27).

Kang y col., evaluaron los efectos del estado de la erupción del segundo y tercer molar maxilar en la distalización de los primeros molares con una placa de anclaje palatino modificada (MPAP), además compararon los resultados del uso de un péndulo y el de un arnés. Para su estudio usaron un análisis tridimensional de elementos finitos. Establecieron tres etapas de erupción: un segundo molar en erupción en un tercio cervical de la raíz del primer molar (Etapa 1), un segundo molar completamente en erupción (Etapa 2) y un tercer molar en erupción en la tercera parte del cuello uterino La segunda raíz molar (Etapa 3) (27).

Las fuerzas de retracción se aplicaron a través de tres modelos de dispositivo de anclaje: un MPAP con soporte y arco, un dispositivo de péndulo con anclaje de hueso y un arnés de extracción cervical. Resultados: un MPAP mostró un mayor movimiento de la raíz del primer molar que el movimiento de la corona, y esto fue más notorio en las etapas 2 y 3. Con los otros dispositivos, el primer molar mostró una inclinación distal. Transversalmente, el primer molar tenía rotación mesial con cascos y rotación mesial con los otros dispositivos. Verticalmente, el primer molar se introdujo con un MPAP y se extruyó con los otros aparatos. Conclusiones: El segundo estadio de erupción molar tuvo un efecto sobre la distalización molar, pero el tercer folículo molar no tuvo ningún efecto. La aplicación de un MPAP puede ser una opción de tratamiento eficaz para la distalización molar maxilar (27).



Figura N°35: Las etapas de erupción del modelo de elementos finitos. Etapa 1, un segundo molar en erupción en el tercio cervical de la raíz del primer molar; Etapa 2, un segundo molar completamente erupcionado sin el tercer molar; y Etapa 3, un tercer molar en erupción en el tercio cervical de la raíz del segundo molar (27).

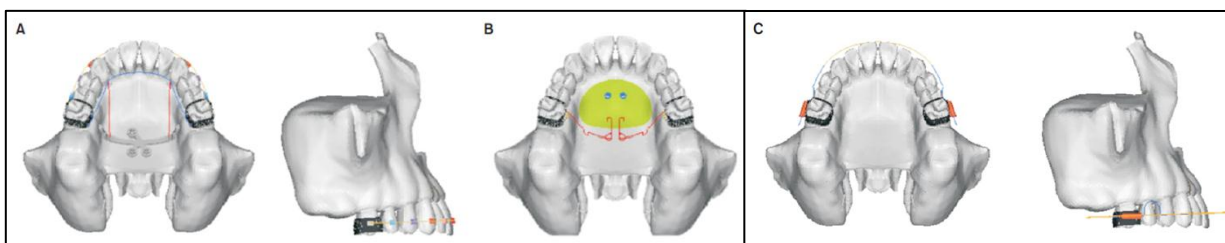


Figura N°36: Diseños de la aparatología. A, placa de anclaje palatino modificada con soporte y alambre de arco ortodóntico; B, aparato péndulo anclado al hueso; y C, cascos cervicales (27).

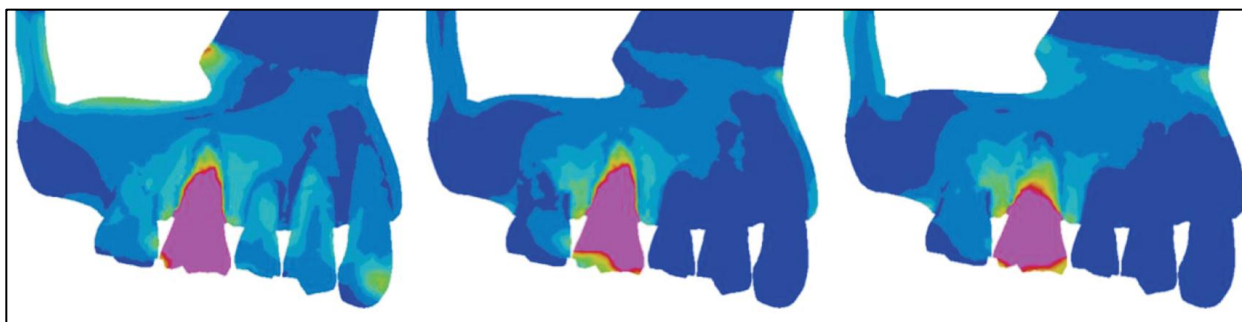


Figura N°37: La distribución de la tensión de von Mises después de la aplicación de las fuerzas de distalización utilizando una placa de anclaje palatino modificada (MPAP), un péndulo con anclaje óseo y aparatos para la cabeza durante la erupción de la Etapa 2 (27).

3.4.4.2. Distalización molar mandibular

Los minitorneillos y las miniplacas se utilizan ampliamente para la distalización de los dientes posteriores debido a los desarrollos recientes de los sistemas de anclaje esqueléticos. La distalización de los molares mandibulares es más difícil que la distalización de los molares superiores. La estructura anatómica de la mandíbula, como la corteza lingual de ella, puede ser un obstáculo para la distalización de los molares mandibulares. Por lo tanto, el uso de un aparato removible convencional o un arnés en la mandíbula es clínicamente menos efectivo y los anclajes esqueléticos deben considerarse debido a la naturaleza anatómica de la mandíbula. Por ejemplo, se informó que los casos de tratamiento de maloclusión clase III dento-alveolar y esquelético han recibido un tratamiento efectivo a través de la distalización de los dientes posteriores mediante la inserción de un mini tornillo o una mini placa en las áreas retromolares (28).

Park y colaboradores en su estudio analizaron los patrones de movimientos de los dientes cuando se lleva a cabo la distalización de los molares mandibulares utilizando una mini placa. Se aplicó un análisis de elementos finitos para analizar patrones de movimientos dentales. El modelo de la mandíbula y los dientes se usaron para construir un modelo de análisis de elementos finitos, y se insertó una mini placa en la rama mandibular. Se establecieron dos fuerzas ortodónticas diferentes para el desplazamiento de los molares mandibulares. Las fuerzas de ortodoncia se aplicaron al nivel del bracket y al nivel de la unión cemento-esmalte en el canino mandibular, respectivamente. Sus resultados demostraron que la aplicación de fuerzas ortodónticas a nivel de la unión de cemento-esmalte dio como resultado un mayor movimiento corporal biomecánico en la distalización de los molares inferiores en comparación con cuando las fuerzas ortodónticas se aplicaron al nivel del

soporte. La aplicación de fuerzas ortodóncicas a la unión cemento-esmalte también dio como resultado movimientos extrusivos no deseados en la distalización de los molares inferiores en comparación con el nivel de bracket. Conclusiones: al considerar el modo de movimiento de los dientes de ortodoncia, la aplicación de diferentes fuerzas verticales de ortodoncia para la distalización de los molares mandibulares puede conducir a una distalización más efectiva de los dientes (28).

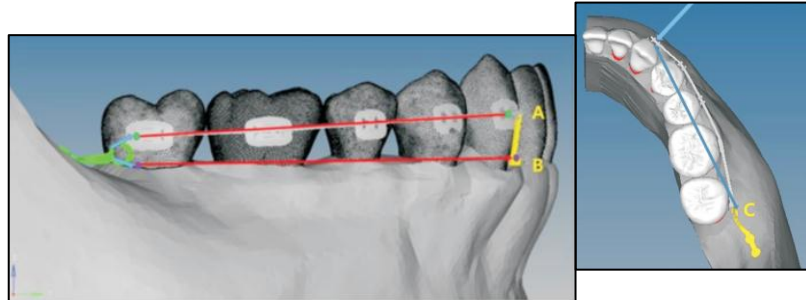


Figura N°38: Posición vertical y horizontal y la dirección del vector de fuerza. A, la fuerza de nivel de la fuerza se aplicó desde el centro de la ranura del bracket canino mandibular hasta el centro distal de la ranura del tubo del segundo molar inferior (punto verde). B, la fuerza del nivel de unión cemento-esmalte se aplicó desde el brazo vertical del arco hasta el nivel de unión de cemento-esmalte del segundo molar inferior (punto púrpura). C, El vector de fuerza horizontal en la vista oclusal se acopló desde el centro de la ranura del bracket canino mandibular hasta el extremo distal de la segunda ranura del tubo molar inferior (28).

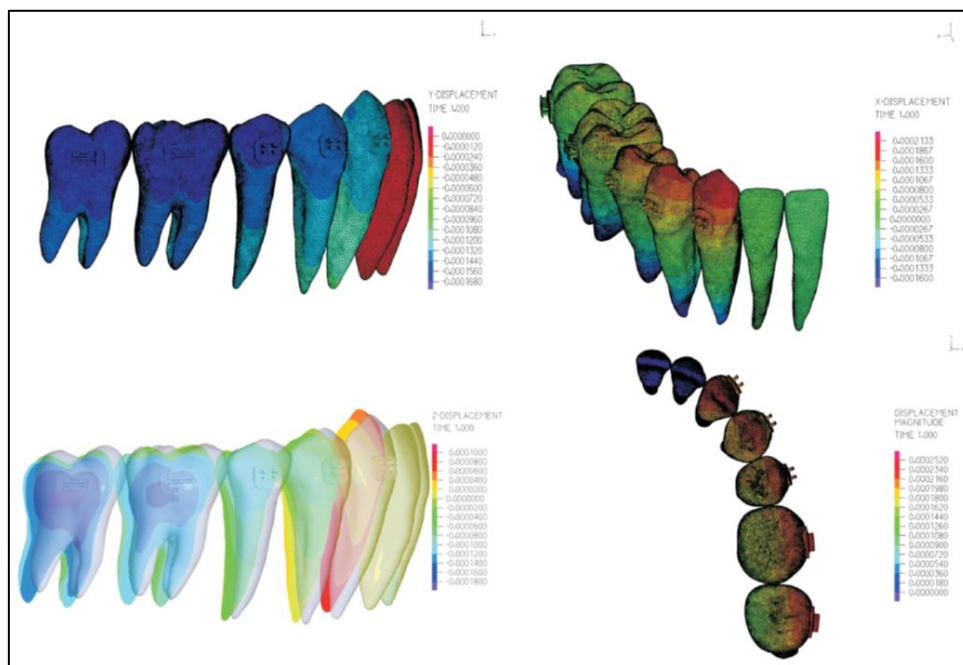


Figura N°39: Movimientos de los dientes según la aplicación de fuerza a nivel de bracket. A, Desplazamiento del eje Y. B, Desplazamiento del eje X. C, la superposición de desplazamiento del eje Z se ha magnificado 10.000 veces (gris, antes de la aplicación de la fuerza; color, después de la aplicación de la fuerza). D, magnitud de desplazamiento en vista oclusal (28).

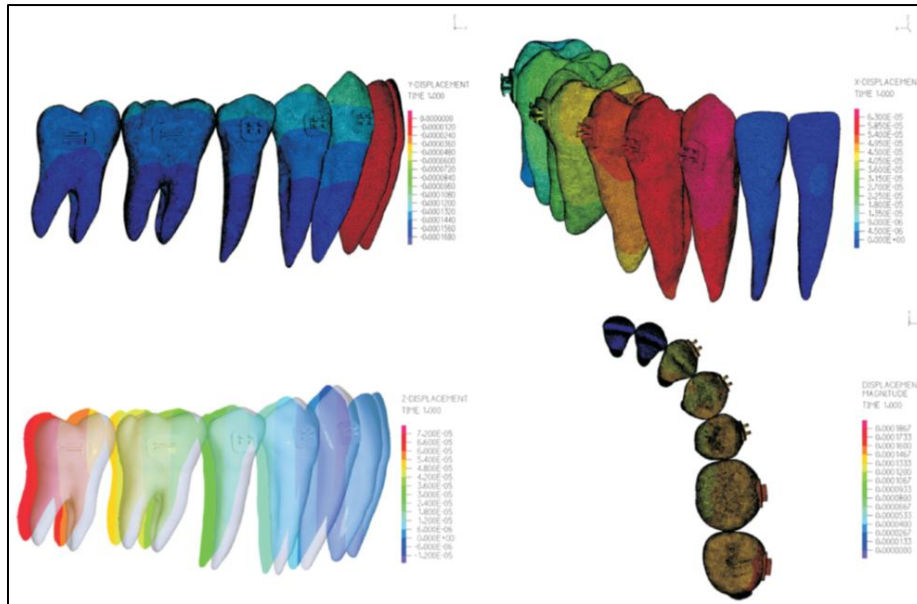


Figura N°40: Movimientos de los dientes según la aplicación de fuerza en el nivel de unión cemento-esmalte. A, Desplazamiento del eje Y. B, Desplazamiento del eje X. C, la superposición de desplazamiento del eje Z se ha magnificado 10.000 veces (gris, antes de la aplicación de la fuerza; color, después de la aplicación de la fuerza). D, magnitud de desplazamiento en vista oclusal (28).

3.4.5. Verticalización molar

Una de las maloclusiones comunes en los adultos es la mesioinclinación de molares por la pérdida prematura de piezas adyacentes. Es muy importante valorar el tiempo transcurrido desde la pérdida de la pieza, ya que el grado de inclinación que puede tener un segundo molar a los pocos meses de la pérdida del primer molar va a ser mucho menor que si la comparamos con la inclinación que se presentaría después de años de la exodoncia de la pieza adyacente. El alineamiento dental en estos casos puede facilitar la rehabilitación y el tratamiento periodontal con el fin de que el paciente tenga una buena salud oral. A pesar de ello, la verticalización de molares ha sido un reto clínico que requiere una evaluación adecuada. A lo largo de la historia se han utilizado varios sistemas biomecánicos entre los cuales están: el cantiléver, varios dobles en arcos seccionales, microimplantes, entre otros (29).

La verticalización de molares ha sido catalogada como un reto clínico para el ortodoncista, ya que es un tratamiento que presenta una extrema complejidad y varios efectos indeseables. Uno de dichos efectos es la extrusión del molar al enderezarlo pues con la mayoría de los sistemas empleados no se tiene un correcto control vertical. El objetivo de este estudio fue determinar el sistema de fuerzas y efectos que provoca la aplicación del cantilever doble en la verticalización de un molar ya que este sistema ha sido utilizado clínicamente con el fin de verticalizar sin provocar extrusión. Dicho objetivo se cumplió mediante un estudio de elementos finitos que consiste en la creación de estructuras virtuales que semejan exactamente las mismas características de un objeto real (29).

Después de la realización de varias simulaciones se verificó que el cantilever doble no solamente tiene la capacidad de evitar la extrusión del molar sino también la de provocar un promedio de

1.29mm de intrusión de la pieza. Asimismo, se verificó que existen grandes áreas de compresión y tensión en varias zonas del molar y del tubo (29).



Figura N°41: Primero y segundo cantilever virtuales, caso armado virtualmente y mallado del caso clínico virtual, la malla tiene 330573 elementos y 560759 nodos (29).

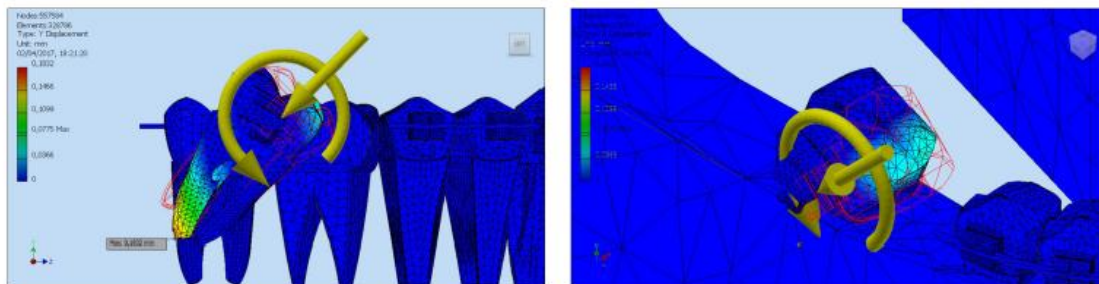


Figura N°42: Movimiento de la molar pza4.7 (29).

3.4.6. Intrusión

Independientemente de los factores genéticos o relacionados con el tratamiento, los incisivos maxilares presentan consistentemente más reabsorción de la raíz apical externa (EARR) que cualquier otro diente. Con respecto al tipo de movimiento, el movimiento de intrusión parece ser el más predictivo para EARR. Sin embargo, con frecuencia, en el tratamiento de ortodoncia, es necesario el movimiento de intrusión de un segmento completo que consta de cuatro incisivos maxilares, como en los casos de corrección de la mordida profunda (30).

Con el análisis computarizado tridimensional (3D), como el análisis de elementos finitos (FEA), se puede obtener información valiosa, ya que se pueden simular diversas condiciones clínicas de ortodoncia, y la distribución de la tensión en los constituyentes individuales del periodonto se puede evaluar cualitativa y cuantitativamente (30).

Saga y colaboradores estudiaron el movimiento de intrusión de los incisivos maxilares, por lo que evaluaron los patrones de distribución inicial y la magnitud del estrés compresivo en el ligamento periodontal (PDL) en una simulación de la intrusión ortodóntica de incisivos maxilares, considerando los puntos de aplicación de la fuerza. Métodos: Se utilizaron modelos anatómicos 3D reconstruidos a partir de tomografías computarizadas de haz cónico para simular la carga de intrusión de los incisivos maxilares. Los puntos de fuerza de aplicación seleccionados fueron: centrados entre paréntesis de

incisivos centrales (CARGA 1); bilateralmente entre los brackets de incisivos centrales y laterales (CARGA 2); bilateralmente distal a los brackets de los incisivos laterales (CARGA 3); bilateralmente 7 mm distal al centro de los brackets de los incisivos laterales (CARGA 4). Resultados y conclusiones: estrés concentrado en la región apical del ligamento periodontal, independientemente del punto de aplicación de la fuerza ortodóntica. Los cuatro modelos de carga mostraron distintos gráficos de contorno y valores de tensión de compresión en la línea de referencia intermedia. Las gráficas de contorno de los incisivos centrales y laterales no fueron similares en el mismo modelo de carga. La CARGA 3 dio como resultado una distribución de tensión de compresión más equilibrada. (30)

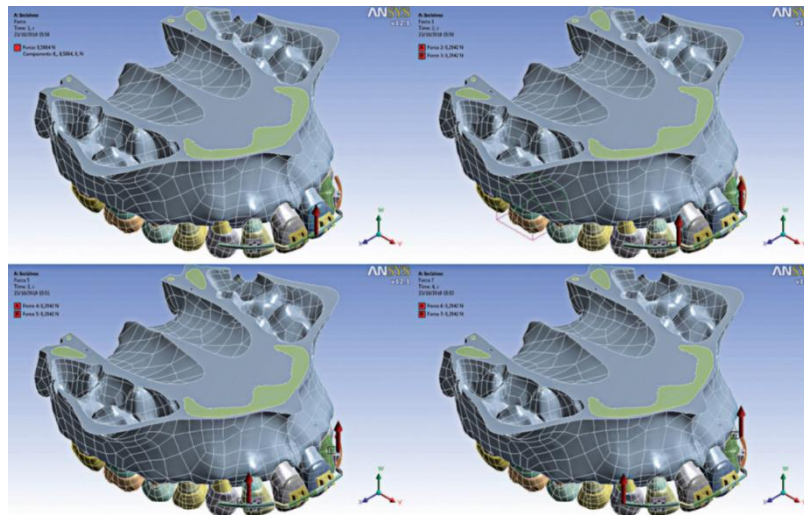


Figura N°43: Aplicación de puntos de fuerza seleccionados. A) CARGA 1; B) CARGA 2; C) CARGA3; D) CARGA 4 (30).

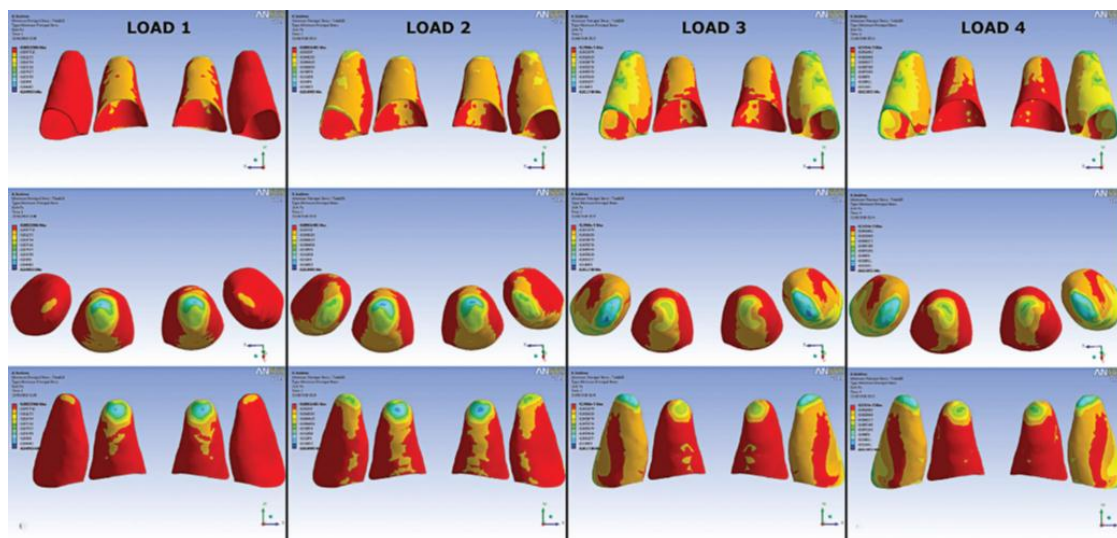


Figura N°44: Distribución de MinPS (tensión de compresión) para incisivos maxilares a CARGAS 1, 2, 3 y 4: A) vista labial; B) vista apical; C) vista palatina (30).

3.4.7. Intrusión en dientes periodontalmente comprometidos

Se supone que el desarrollo de defectos óseos y la pérdida de inserción son causados por la enfermedad periodontal, en 30 a 50% de los pacientes, también la extrusión y la proclinación de los incisivos maxilares, lo que también se denomina migración patológica de los dientes. La estética de la sonrisa y la función de masticación, por lo tanto, requieren una carga de fuerzas intrusivas ortodónticas, siempre que la enfermedad periodontal se estabilice y controle. En la era del desarrollo intensivo de los enfoques de tratamiento multidisciplinario, la aplicación de la intrusión ortodóntica parece ser beneficiosa en tales casos, siempre que la condición de periodonto se estabilice. Sin embargo, a pesar de los estudios originales y los numerosos informes de casos presentes en la literatura actual, la intrusión de los dientes con compromiso periodontal sigue siendo un movimiento controvertido (31).

La carga del periodonto comprometido con fuerzas ortodónticas produce resultados diferentes a los logrados en pacientes con soporte periodontal sano. La determinación del valor de la fuerza a un nivel que impida un mayor deterioro del estado periodontal del paciente y, por lo tanto, la entrega de la "dosis" individualizada más precisa de la carga, parece ser crucial para la intrusión exitosa de los dientes con un apoyo periodontal reducido (31).

Minch y colaboradores en su estudio fueron a determinar el rango de valores de fuerza que invaden de manera eficiente los incisivos maxilares sin comprometer aún más el estado periodontal inicialmente deteriorado. El método de elección fue el análisis de elementos finitos (FEA), que permite la estimación de la distribución de la tensión y la tensión. Material y métodos: Las tomografías computarizadas de un paciente con compromiso periodontal se segmentaron utilizando el software InVesalius. Un modelo, basado en superficies NURBS, se ajustó a las tomografías computarizadas para obtener curvaturas suaves y naturales de cada segmento del modelo. Todos los tejidos relevantes fueron modelados como volúmenes separados (31).

El modelo geométrico se discretizó para crear un modelo numérico para aplicar el software Ansys (v. 15.07) y usar APDL. Los incisivos centrales se cargaron con fuerzas intrusivas externas, que oscilaron entre 0,1 y 0,4 N. Resultados: La simulación, realizada de forma iterativa, mostró que incluso el valor de fuerza más bajo, 0,1 N, provoca cambios de tensión en el alvéolo y en las superficies de la raíz, con una tendencia de tensión que aumenta hacia la parte inferior del alvéolo y el ápice de la raíz. También es notable que durante la aplicación de fuerzas de igual magnitud, la distribución de esfuerzo / deformación fue significativamente mayor alrededor del diente 21, que mostró el rango más alto de reducción de PDL. La aplicación del mismo nivel de fuerza creó una mayor respuesta de tensión-deformación alrededor del diente 21, y las características fueron menos homogéneas. Conclusiones. Un valor de fuerza de 0,1 N aplicado in vivo puede producir la intrusión dental y el modelado óseo más eficaces que favorecen la regeneración de defectos óseos (31).

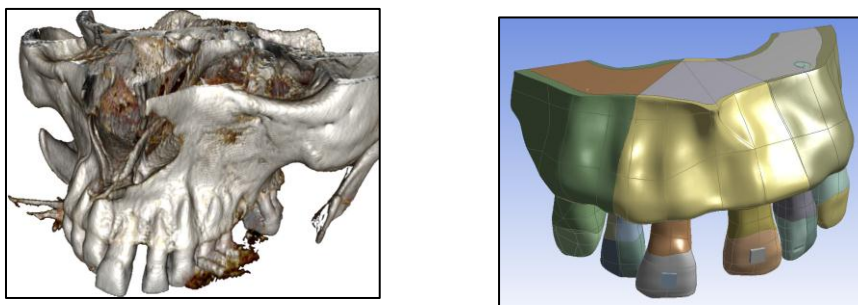


Figura N°45: Segmentación de la tomografía computarizada y Modelado del hueso cortical, hueso esponjoso, ligamento periodontal, dentina, esmalte y pulpa (31).

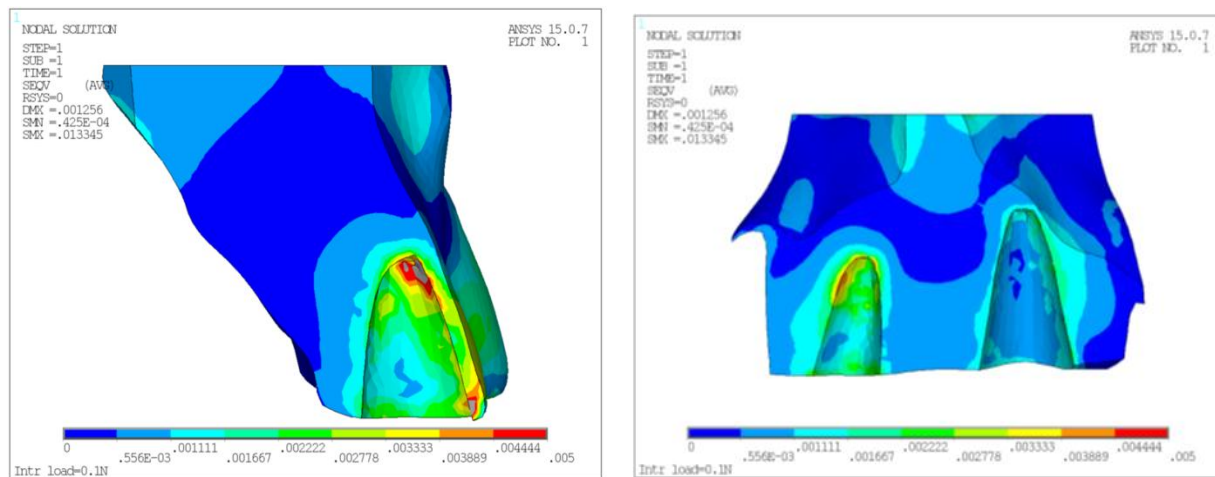


Figura N^o46: Cambios en la distribución estrés-tensión (31).

3.4.8. Desplazamiento ortodóntico y evaluación del stress en dientes impactados

Los dientes más comunes que se impactan son los terceros molares mandibulares, mientras que el canino maxilar es el segundo diente más común impactado con una tasa de prevalencia del 1.5%. La condición es más del doble de frecuente en las niñas (1,2%) que en los niños (0,5%). Un diente permanente con erupción retardada del diente, cuya raíz se desarrolla hasta su longitud y que no se espera que brote dentro de un tiempo razonable, en estas circunstancias, se denomina como diente impactado (32).

El desplazamiento palatino de los caninos maxilares, con una tasa de prevalencia de 0,8 a 5,2%, se define como la dislocación de desarrollo a un sitio palatino, a menudo que resulta en la impactación de los dientes y requiere tratamiento quirúrgico y ortodóntico combinado (32).

Prasad y colaboradores evaluaron el stress en el desplazamiento ortodóntico de un diente impactado, construyeron un modelo tridimensional de elementos finitos de un maxilar que contiene un canino impactado palatalmente; las fuerzas usadas fueron de 50, 70 y 100 g que se cargaron en el diente impactado (32).

Resultados: Hubo un aumento constante en la tasa inicial de desplazamiento y el estrés de von Mises del ligamento periodontal (PDL) en los tres dientes cuando la magnitud de la fuerza que se aplicó sobre el canino aumentó. La tasa inicial de desplazamiento fue mayor en el primer diente premolar en comparación con el incisivo lateral y los dientes impactados (32).

Conclusión: la tasa de desplazamiento en relación con el primer premolar fue mayor en comparación con el incisivo lateral, lo que indica que los primeros premolares tenían la pérdida máxima de anclaje. El uso de fuerzas mínimas es ideal para extruir los caninos impactados, como se observa en el estudio que la tensión de la PDL aumenta con el aumento de la magnitud de la fuerza. Importancia clínica: el uso del análisis de elementos finitos (FEA, por sus siglas en inglés) puede ayudarnos a comprender cómo los tejidos biológicos (diente, PDL, hueso alveolar, etc.) responderían a las fuerzas ortodónticas que se aplican sobre ellos (32).

Los modelos virtuales individuales personalizados para la situación clínica del paciente se pueden obtener y probar para varias aplicaciones de fuerza ortodóntica (32).

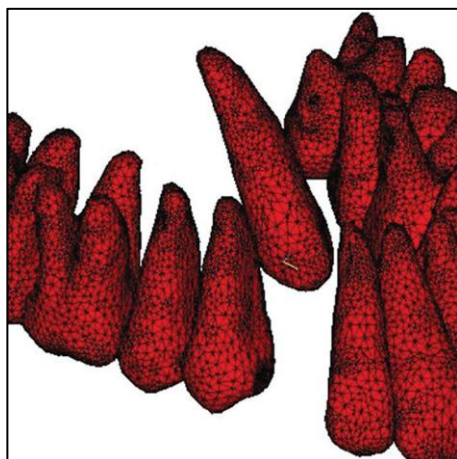


Figura N°47: Modelo de elementos finitos que muestra el canino impactado palatalmente (32).

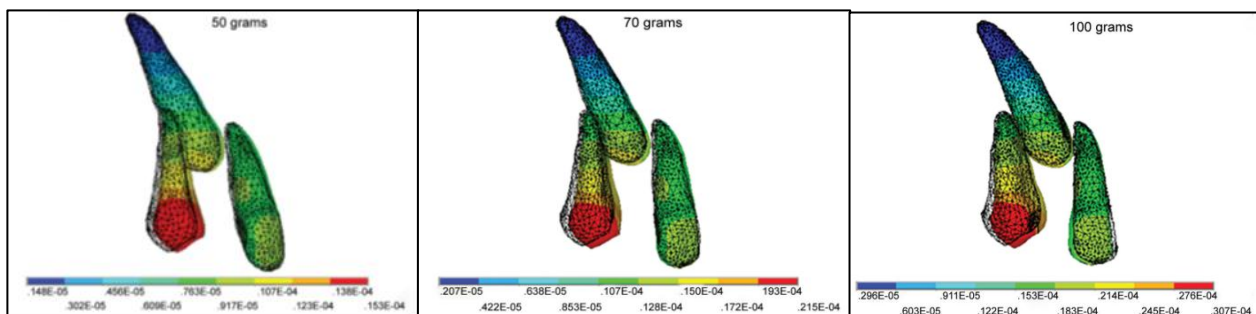


Figura N°48: asa inicial de desplazamiento en tres dientes medida en unidades de 10^{-4} mm cuando se aplicaron fuerzas de extrusión ortodónticas en el canino impactado palatalmente (32).

3.4.9. Microimplantes

Desde 1997, la incorporación de microimplantes de ortodoncia a la práctica diaria ha optimizado dramáticamente la planificación del tratamiento, actuando en situaciones que requieren un anclaje absoluto. Sin embargo, todavía se están investigando con el fin de mejorar su pronóstico y disminuir las altas tasas de fracaso reportadas. Como su retención primaria en el hueso es principalmente mecánica y, a diferencia de los implantes dentales convencionales que dependen en última instancia de la osteointegración para su estabilidad, cualquier interrupción de la interface microimplante / hueso en forma de microdaño óseo podría afectar negativamente la estabilidad primaria de estos dispositivos, y en consecuencia conducen a aflojamiento o incluso fracaso. Dicho microdaño puede resultar de las tensiones acumulativas de la inserción de los microimplantes o de las implicaciones biomecánicas posteriores, especialmente si estas tensiones están más allá del umbral del hueso (33,34).

Alrbata y col., investigaron la fuerza óptima que se pueda cargar en un microimplante para cumplir con las exigencias biomecánicas del tratamiento ortodóntico sin disminuir la estabilidad del microimplante. Utilizando el método de análisis de elementos finitos, se utilizaron modelos de diseño 3-D asistidos por computadora de un microimplante y cuatro piezas de hueso cilíndricas (que incorporaban grosores de hueso cortical de 0.5, 1.2, 2.0 y 3.0 mm) en los cuales se insertó el microimplante, usando varias magnitudes de fuerza de 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 3.5 y 4.0 N se aplicaron horizontal y separadamente a la cabeza del microimplante cuando se insertaron en los diferentes conjuntos óseos. Para cada ensamblaje de hueso / fuerza probado, las tensiones máximas desarrolladas en áreas de contacto íntimo con el microimplante a lo largo de la dirección de la fuerza se calcularon mediante el análisis de regresión y se compararon con un valor umbral en el que podría desarrollarse una reabsorción ósea patológica.

Los resultados de esta investigación fueron que las tensiones máximas resultantes mostraron que las piezas de hueso con hueso cortical más grueso toleraban magnitudes de fuerza más altas mejor que las más delgadas. Para espesores óseos corticales de 0.5, 1.2, 2.0 y 3.0 mm, las magnitudes de fuerza máxima que podrían aplicarse con seguridad fueron 3.75, 4.1, 4.3 y 4.45 N, respectivamente. Conclusiones: con el fin de disminuir la falla del microimplante ortodóntico, una fuerza óptima que se pueda cargar de forma segura en un microimplante no debe exceder un valor de alrededor de 3.75–4.5 N (34).

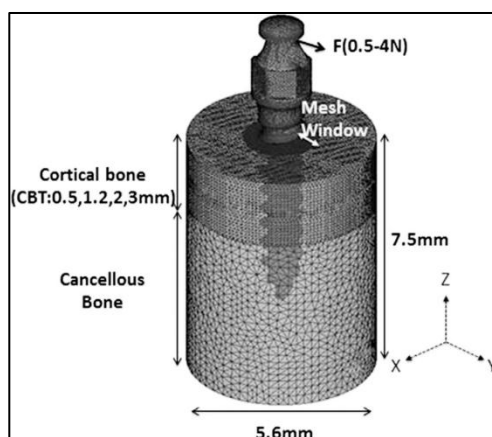


Figura N°49: Ensamblaje geométrico de las muestras de microtornillo y hueso utilizadas en el estudio después de la malla (34).

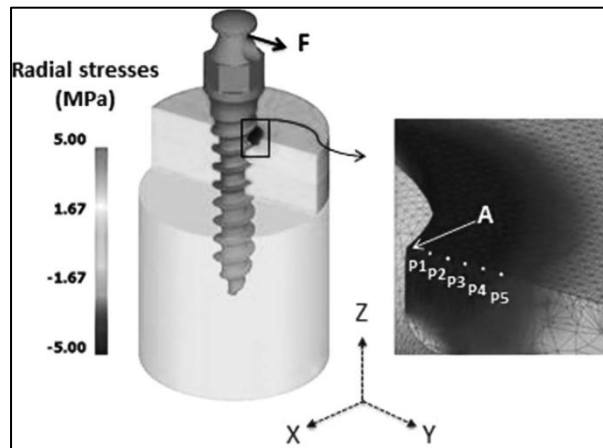


Figura N°50: Los resultados se obtuvieron del proceso de simulación de FE, con una sección transversal ampliada del área cortical ósea de interés con el Punto A y los puntos de referencia (P1-P5) mostrados (34).

Los microimplantes se fijan temporalmente al hueso con el objetivo de funcionar como anclaje absoluto, proporcionando ventajas biomecánicas para realizar un tratamiento más eficiente y eficaz. La biomecánica que se puede aplicar con los microtornillos son cierre de espacios, intrusión anterior, intrusión molar, distalización de molares, tracción de dientes impactados, verticalización molar entre otros (33, 34).

Long y col., usaron los elementos finitos en el análisis biomecánico de microimplantes con dispositivo de alambre recto lingual durante la retracción de dientes maxilares anteriores. Este estudio tuvo como objetivo establecer modelos tridimensionales de elementos finitos de aparatología de alambre recto lingual y microimplantes e investigar los efectos de diferentes patrones de alambre en el desplazamiento inicial de los dientes anteriores superiores y el esfuerzo del ligamento periodontal y la raíz del diente durante la retracción de los dientes anteriores maxilares en ortodoncia lingual (33).

En este estudio se establecieron modelos tridimensionales geométricos de maxilar utilizando una tomografía de haz cónico. Tres tipos de maxilares incluyen microimplantes y el dispositivo Duet-Slot Lingual Bracket con tres arcos diferentes (modelo A: arco rectangular de acero inoxidable de 0.016 pulgadas x 0.022 pulgadas; modelo B: alambre redondo de acero inoxidable de 0.016 pulgadas; modelo C: doble alambre de 0.016 pulgadas x 0.022 pulgadas de acero inoxidable + dientes anteriores (alambre redondo de acero inoxidable de 0.016 pulgadas) fueron ensamblados por el software Unigraphics NX 8.5. La fuerza de intrusión labial y la fuerza de retracción lingual se cargaron de forma simulativa para obtener el desplazamiento inicial de los dientes anteriores y las tensiones de cada raíz de diente y ligamento periodontal, utilizando el programa de cálculo de elementos finitos tridimensional Ansys Workbench 15 (33).

El desplazamiento inicial de los incisivos laterales fue cerca del movimiento corporal; Incisivos centrales e incisivos laterales ligeramente extruidos. En comparación con el grupo A y el grupo C, los dientes caninos aparentemente mostraron un "efecto arqueado" horizontal por la inclinación labial de la corona en el grupo B. La distribución de la tensión de la raíz del diente y el ligamento periodontal fue mínima y uniforme en el grupo C. El alambre 0.016 x 0.022 rectangular de acero inoxidable

combinado con el alambre redondo de acero inoxidable de 0.016 pulgadas utilizado en los dientes anteriores puede controlar mejor el torque de los dientes anteriores superiores para el cierre de espacio en ortodoncia lingual. Además, la distribución de la tensión entre la raíz del diente y el ligamento periodontal es uniforme, lo que es difícil dañar el ligamento periodontal o dar lugar a una reabsorción externa de la raíz del diente (33).

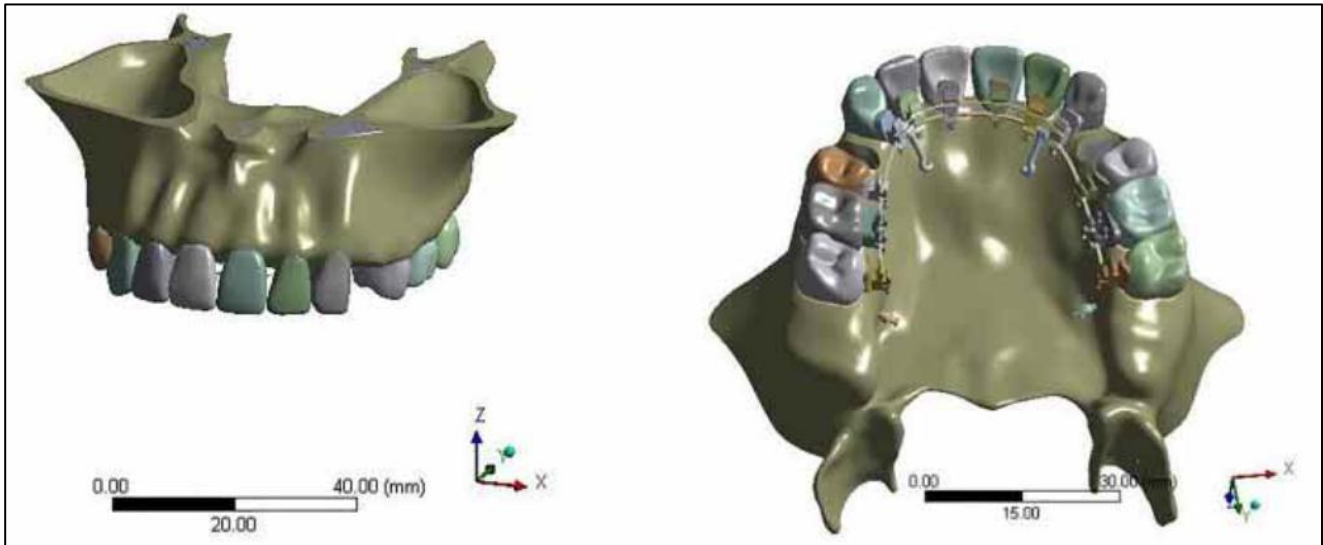


Figura N°51: Modelo de elementos finitos de microimplantes con dispositivo de alambre recto lingual(33).

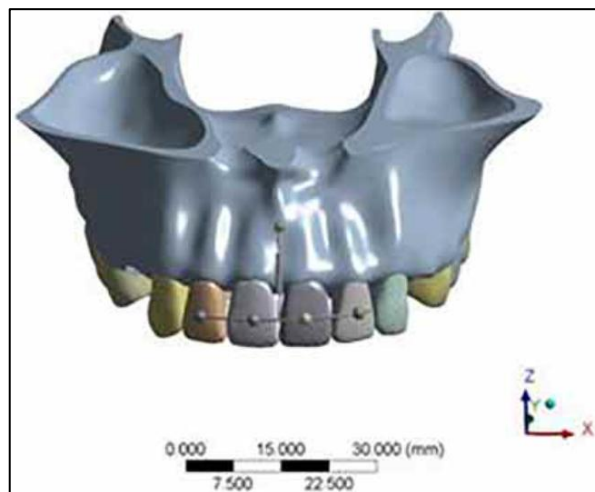


Figura N°52: Microimplantes situados en la región labial entre los dos incisivos centrales, aplicaban tracción vertical para la simulación clínica de la intrusión anterior de los alambres fijados en la corona labial utilizando resinas (33).

3.4.10. Efecto de la variación del material en la biomecánica

El movimiento ortodóntico se da como respuesta a fuerzas aplicadas sobre el diente y el periodonto, siendo útil los alambres, brackets, elásticos y otros aparatos que serán insertados y activados por el ortodoncista. Los elementos tisulares que sufren cambios durante el movimiento dentario son principalmente el ligamento periodontal, con sus células, fibras, capilares y el hueso alveolar (35).

El movimiento dental ortodóntico se basa en la capacidad del hueso y el ligamento periodontal para reaccionar a un estímulo mecánico con procesos de remodelación. La aplicación de un sistema de fuerza ortodóntica a un diente provoca desplazamiento, tensiones y deformaciones en las estructuras involucradas (36).

Papageorgiou y col., utilizaron el análisis de elementos finitos para evaluar el efecto relativo de la alteración material de los diversos componentes del dispositivo de ortodoncia en el comportamiento biomecánico del movimiento dental. Métodos. El modelo de elementos finitos consistía en un canino, un primer y un segundo premolar, incluidas las estructuras de soporte circundantes de los dientes y los aparatos fijos. Los materiales de los aparatos de ortodoncia se alternaron entre: (1) resina compuesta o cemento de ionómero de vidrio modificado con resina para el adhesión, (2) acero, titanio, cerámica o plástico para el bracket, y (3) β titanio o acero para el alambre. Después de la activación vertical del primer premolar por 0,5 mm en dirección oclusal, se realizaron cálculos de stress y tensión en el ligamento periodontal y en los dispositivos de ortodoncia. Resultados: El análisis de elementos finitos indicó que las tensiones desarrolladas en el ligamento periodontal estaban influenciadas principalmente por el alambre de ortodoncia (hasta +63 por ciento), seguido por el bracket (hasta +44 por ciento) y la adhesión (hasta +4 por ciento). En cuanto a las tensiones desarrolladas en el aparato de ortodoncia, el material de alambre tuvo la mayor influencia (hasta un +155 por ciento), seguido por el material de bracket (hasta un +148 por ciento) y el material adhesivo (hasta un 8 por ciento) Conclusión: De acuerdo con los resultados de este estudio de elementos finitos, todos los componentes del aparato de ortodoncia fijo, incluidos el alambre, el bracket y el adhesivo, parecen influir, en cierta medida, en la biomecánica del movimiento de los dientes (36).

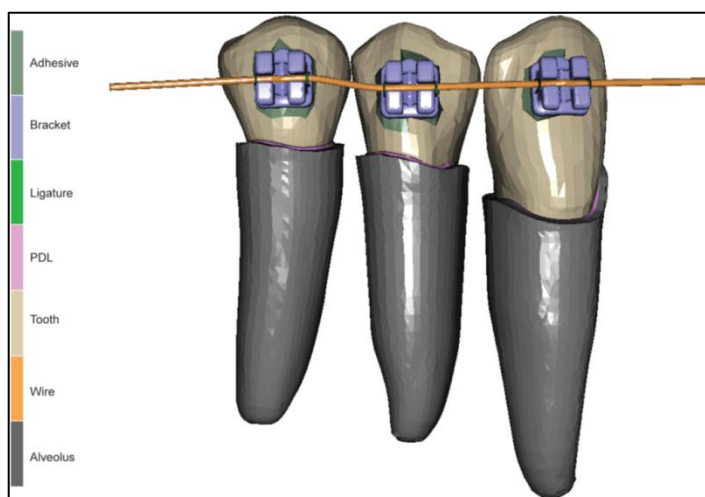


Figura N°53: Modelo construido con sus componentes, incluido la capa de hueso cortical, el ligamento periodontal, el diente, la capa adhesiva, el bracket, el alambre y las ligaduras(36).

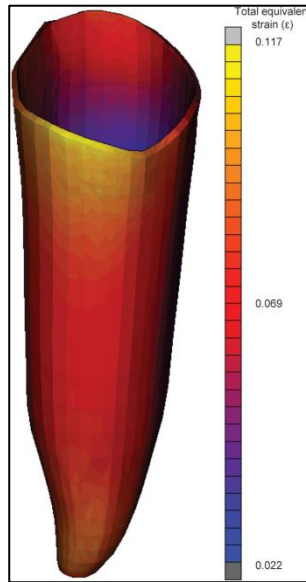


Figura N°54: Ejemplo que muestra la distribución de las tensiones equivalentes totales en el ligamento periodontal desde la vista bucal (36).

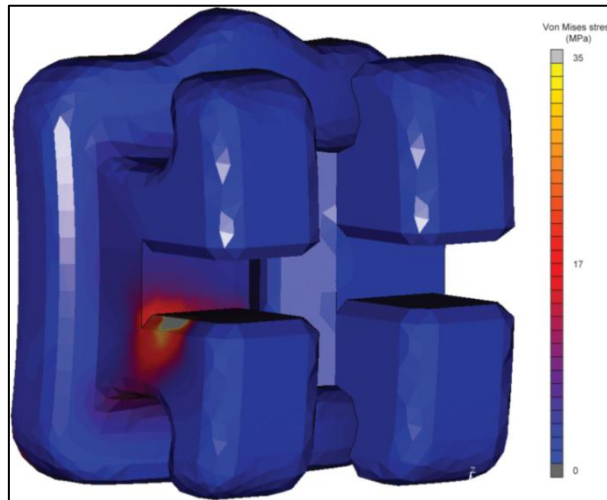


Figura N°55: Ejemplo que muestra la distribución de las tensiones de von Mises en el bracket (36).

CONCLUSIONES

- El análisis de elementos finitos en Ortodoncia permite simular con tanta fidelidad las estructuras anatómicas, lo cual representa un avance significativo por la aproximación de los resultados a la realidad.
- El análisis de elementos finitos en Ortodoncia es una técnica válida y confiable para evaluar deformación y las características de la carga de estructuras complejas luego de la aplicación de fuerzas ortodónticas.
- El análisis de elementos finitos hace posible la planificación adecuada del tratamiento de ortodoncia, se basa en el modelado numérico y la simulación, pero gracias a las tomografías computarizadas, el modelo obtenido puede ser individualizado.
- El Análisis de elementos finitos necesita procesar imágenes que pueden ser obtenidas por modelado manual o importadas del tomógrafo o de scanner.
- El análisis de elementos finitos permite conocer de manera anticipada algunos movimientos ortodónticos no deseados, además puede mejorar la dirección e intensidad de las cargas, y así acercarnos más a resultados más ideales en el tratamiento de ortodoncia.
- El análisis de elementos finitos por más cercano a la realidad que esté no representa el 100% de la respuesta fisiológica, ya que existen características individuales propios de cada paciente.

BIBLIOGRAFÍA

1. Knop L, Gonzaga GL, Lima SR, Schiavon GM. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental Press J Orthod*. 2015 Mar-Apr;20(2):119-25.
2. Piccioni MA, Campos EA, Saad JR, Andrade MF, Galvão MR, Rached AA. Application of the Finite Element Method in Dentistry. *RSBO*. 2013;10: 369–77.
3. Grbović A, Mihajlović D. Practical Aspects of Finite Element Method Applications in Dentistry. *Balk J Dent Med*. 2017; 21: 69-7
4. Jimenez PA. Principios del Método de Análisis por Elementos Finitos y Descripción de Algor Fea. [Internet]. Universidad de las Américas Puebla. p 19-52. Recuperado 10 de enero 2019, a partir de: catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lim/jimenez_p_a/capitulo2.pdf.
5. Niño CY. Método de Elementos Finitos. [Internet]. Universidad d Chile. Recuperado 10 de enero 2019, a partir de: https://www.u-cursos.cl/ingenieria/2008/2/C161M1/material_docente/bajarid.
6. Ptolomeo. Conceptos básicos del método por elemento finito. [Internet]. UNAM. Recuperado 22 de enero 2019, a partir de www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/.../248.../011-MPM-Cap8-Final.pdf...
7. Márquez GV. Verticalización de molares con Sistema de cantilever doble: Análisis de elementos finitos. [Tesis de posgrado en Ortodoncia]. Quito: Universidad San Francisco de Quito USFQ; 2017.
8. Parra AB. Análisis de distribución de esfuerzos en premolares inferiores unirradiculares mediante la técnica de elementos finitos. [Tesis]. Quito: Universidad San Francisco de Quito; 2013.
9. Luna JC. Características de fuerzas y momentos en los tejidos de soporte durante la retracción de dientes anteriores superiores por medio de resortes. Simulación por medio de elementos finitos. [Tesis de posgrado en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar]. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia; 2017.
10. Chavez SJ. Análisis de Elementos Finitos en Ortodoncia. Monografía. Lima: Universidad Inca Garcilaso de la Vega; 2017.
11. Figueroa JF. El Método de los Elementos Finitos en los Implantes Dentales en la Facultad de Odontología de la UIGV 2017. [Tesis]. Perú: Universidad César Vallejo; 2017.
12. Ruiz EA. Modelado de fractura del cráneo bajo condiciones de impacto. [Tesis] México: Universidad Nacional Autónoma De México; 2017.
13. Ridwan A, Marcián P, Borák L, Narra N, Forouzanfar T, Wolff J. Finite element analysis of 6 large PMMA skull reconstructions: A multi-criteria evaluation approach. *Journal Plos One*. 2017;12(6):1-16.
14. Trevejo-bocanegra A. Estereolitografía: Conceptos básicos. *Rev Estomatolol Hered*. 2013;23(2):96–100.

15. Shobha ES, Raghuvveer HP, Nagesh S, Rayapati DK, Prashanth NT, Rangan V. 3D Finite Element Technology and Its use in Craniofacial Injuries. *World Journal of Dentistry*. 2014;5(4):223-228.
16. González ME, Isaza JF, Correa S, Roldán S. Desarrollo de un modelo FEM del complejo craneofacial para simular tratamientos en CLASE III esquelética. *Rev.CES Odont*.2010;23(2)49-55.
17. Kuramochi G, Del sol M. Método para la generación de modelos de elementos finitos de dientes. *Int. J. Morphol*. 2013; 31(3):997-1002.
18. Begum MS, Dinesh MR, Kenneth FH, Vani J, Khalid K, Varun PS. Construction of a three-dimensional finite element model of maxillary first molar and it's supporting structures. *J Pharm Bioallied Sci*. 2015; 7(2): 443–450.
19. Rajvinder SJ, Prabhuraj K, Megha J, Piyush K. Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2016; 6(2): 110–114.
20. Bica C, Brezeanu L, Bica D, Suciú M. Biomechanical reactions due to orthodontic forces. A finite element study. *Procedia Tech*. 2015;19:895–900.
21. Erdemir A, Guess TM, Halloran J, Tadepalli SC, Morrison TM. Considerations for Reporting Finite Element Analysis Studies in Biomechanics. *J Biomech*. 2013;45(4): 625–633.
22. Moon W, Wu KW, MacGinnis Ma, Sung J, Chu H, Youssef G, et al. The efficacy of maxillary protraction protocols with the micro-implant-assisted rapid palatal expander (MARPE) and the novel N2 mini-implant-a finite element study. *J Progress in Orthodontics*. 2015;16(1):16.
23. Shrivastava A, Hazarey PV, Om P. Kharbanda OP, Gupta A. Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: A three-dimensional finite element study. *Angle Orthod*. 2015;85(2):196–205.
24. Chávez M , Rossi AC , Freire A , Carranza C , Arieta J , Bevilacqua F. Procesos pterigoideos y la sincondrosis esfeno-occipital en la disyunción palatina. *Odontol. Sanmarquina* 2015; 18(1): 52-55.
25. Fernandes LC, Farinazzo RW, Yoshito P, Abrantes C, Da Silva MJ. Influence of the hyrax expander screw position on stress distribution in the maxilla: A study with finite elements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2019;155(1):80-87.
26. Park JH, Bayome M, Zahrowski JJ, Kook Y. Displacement and stress distribution by different bone-borne palatal expanders with facemask: A 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2017;151(1):105-117.
27. Kang JM, Park JH, Bayome M, Moonbee O, Park CO, Kook YA, Sung-Seo M. A three-dimensional finite element analysis of molar distalization with a palatal plate, pendulum, and headgear according to molar eruption stage. *Korean J Orthod* 2016;46(5):290-300.
28. Park M, Na Y, Park M, Ahn J. Biomechanical analysis of distalization of mandibular molars by placing a mini-plate: A finite element study. *Korean J Orthod* 2017;47(5):289-297.

29. Marquez G, Cristina O. Verticalización de molares con sistema de cantilever doble: análisis de elementos finitos. *Rev Odonto Investigación*. 2017: 25-39.
30. Saga AY, Maruo H, Argenta MA, Maruo IT, Tanaka OM. Orthodontic intrusion of maxillary incisors: a 3D finite element method study. *Dental Press J Orthod*. 2016;21(1):75–82.
31. Minch L, Sarul M, Nowak R, Kawala B, Antoszevska J. Orthodontic intrusion of periodontally-compromised maxillary incisors: 3-dimensional finite element method analysis. *Adv Clin Exp Med*. 2017;26(5):829–833.
32. Prasad KN, Mathew S, Shivamurthy P, Sabrish S, Sagarkar R. Orthodontic Displacement and Stress Assessment: A Finite Element Analysis. *World J Dent*. 2017;8(5):407-412.
33. Long, HQ, Xuan J, Kyung HM, Bing L, Wu XP. Biomechanical analysis of micro-implants lingual straight wire appliance during retracting maxillary anterior teeth. *Int. J. Morphol*. 2018;36(4):1386-1393.
34. Albata RH, Momani MQ, Al-Tarawneh AM, Ihyasat A. Optimal force magnitude loaded to orthodontic microimplants: A finite element analysis. *Angle Orthod*. 2016;86(2):221–226.
35. Pacheco DI, Malaver P, Forero M, Girón AF, Sánchez DC. Comparación de la distribución de esfuerzos y deformaciones en la unidad dentoalveolar, el alambre y el bracket utilizando arco de gummetal y nitinol 0.018 x 0.022 mediante análisis de elementos finitos. *Rev Odontos Ortodoncia*. 2014: 27-35.
36. Papageorgiou SN, Keilig L, Hasan I, Jäger A, Bourauel C. Effect of material variation on the biomechanical behaviour of orthodontic fixed appliances: A finite element analysis. *Eur J Orthod*. 2016;38(3):300-307.