

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



ESPECIALIDAD EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR

TRABAJO MONOGRÁFICO

=====

"ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN ORTODONCIA"

=====

AUTOR: C.D. CHAVEZ GUARDIAN, SHIRLEY JHASMIN
ASESOR: Mg.Esp.CD. VARGAS CORPANCHO, FRANCISCO

**LIMA – PERÚ
2017**

DEDICATORIA: Dedico este trabajo a Dios porque siempre cuida e ilumina mis pasos; a mis padres, por el apoyo incondicional durante mi formación profesional; a mi novio por comprensión y paciencia; a mis compañeros de aula por las vivencias tan fraternas que siempre guardare en mi corazón; y, a mis Maestros y a mi alma mater, la Universidad Inca Garcilaso de la Vega por brindarme la oportunidad y herramientas para alcanzar esta tan ansiada meta...

=====

“ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN ORTODONCIA”

=====

ÍNDICE

RESUMEN	11
ABSTRACT.....	11
INTRODUCCIÓN	12
DESARROLLO DEL TEMA	13
1 CONCEPTO DE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS.....	13
1.1 PASOS DE ANÁLISIS DE LOS ELEMENTOS FINITOS	14
1.1.1 Definición del problema y su dominio	14
1.1.2 Discretización o Modelado del Dominio	14
1.1.3 Identificación de las Variables de Estado o Definición de las Propiedades del Elemento.....	15
1.1.4 Ensamblaje de las matrices de rigidez de los elementos.....	16
1.1.5 Aplicación de las Cargas	16
1.1.6 Definir de condiciones de frontera o Introducción de las condiciones de contorno.....	16
1.1.7 Solucionar el Sistema de Ecuaciones Algebraicas Lineales o Solución del Conjunto de Ecuaciones Simultáneas Resultante	16
1.1.8 Cálculo de los Esfuerzos e Interpretación de los Resultados	16
1.2 PAPEL DE LA INTELIGENCIA VIRTUAL PARA EL ANÁLISIS DE LOS ELEMENTOS FINITOS	17
1.3 MÉTODO Y FORMULACIONES DE LAS ECUACIONES DE LOS ELEMENTOS FINITOS.....	17
1.3.1 Método Directo.....	17
1.3.2 Método Variacional.....	18
1.3.3 Método de los Residuos Pesados	18
1.4 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN LA MECÁNICA DE LOS SOLIDOS	18
1.4.1 Modelo de Elementos Finitos de Desplazamientos o Modelo Compatible ..	19
1.4.2 Modelo de los Elementos Finitos de la Fuerzas o Modelos de Equilibrio....	19
1.4.3 Modelo de Reissner o Modelo de Elementos Finitos Híbridos o Modelo Mixto	
19	

1.5	ANÁLISIS DE LOS ELEMENTOS FINITOS EN LA MECÁNICA DE LOS FLUIDOS	19
1.5.1	Modelo U-V-P.....	19
1.5.2	Modelo Penalty	20
2	ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN ODONTOLOGÍA	20
2.1	DIGITALIZACIÓN DE LA IMAGEN	20
2.1.1	Tomografía Computarizada	20
2.1.2	Escáner Digital 3D	21
3	ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN ORTODONCIA	22
3.1	MODELADO DEL DIENTE Y SUS ESTRUCTURAS	22
3.1.1	Definición de la estructura Dentaria y sus Tejidos de Soporte	23
3.1.2	Discretización de las Estructura Dentaria y Tejidos de Soporte	25
3.1.3	Identificación de las Propiedades de la Materia aplicadas a la Pieza Dentaria y sus Tejidos de soporte	26
3.1.4	Definición de Elementos de Contorno,	26
3.1.5	Aplicación de Fuerzas y Resolución del Sistema de Ecuaciones Algebraicas Lineales.....	27
3.1.5.1	Clasificación de las Fuerzas.....	27
3.1.5.1.1	Según su Magnitud	27
3.1.5.1.2	Según su Frecuencia	28
3.1.5.2	En Intrusión del Sector Anterior	28
3.1.5.2.1	En Intrusión en Pacientes Periodontalmente Comprometidos .	32
3.1.5.3	En Intrusión Del Sector Posterior	33
3.1.5.4	En Cierre de Espacios.....	38
3.1.5.4.1	En Cierre de Espacios en Pacientes Periodontalmente Comprometidos	39
3.1.5.5	En Protracción Maxilar	42
3.1.5.6	En Retracción Maxilar	47
3.1.5.7	En Expansión Maxilar Rápida	51
3.1.5.8	En Verticalización de Molar	54
3.1.5.9	En Minitornillo Ortodóntico (OMis).....	56

3.1.5.10	En Alineadores Transparentes	58
3.1.5.11	En el Bracket , Arcos y Adhesivos	61
CONCLUSIONES		666
BIBLIOGRAFÍA		67

INDICE DE FIGURAS

Figura N° 01:	Tanque Cilíndrico Modelado con Elementos Finitos	13
Figura N° 02:	Discretización del dominio con Diferentes elementos Finitos	15
Figura N° 03:	Reconstrucción Virtual del Maxilar realizada por la tomografía computarizada (iCAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, EE.UU.) 218 secciones con 640 x 640 voxeles cada una, post reducción de numero d caras para su análisis	21
Figura N° 04:	iTero	22
Figura N° 05:	Radiografía de Premolar	23
Figura N° 06:	Fotografía y Medidas de las caras Vestibular, Palatino, Mesial, Distal y Oclusal	23
Figura N° 07:	Representación de los Puntos de las Caras Bucal, Mesial, Distal, Palatina y Oclusal del Primer molar	24
Figura N° 08:	Dimensiones Morfométricas Dentales del Primer Premolar Superior: A.Vista oclusal / Vestíbulopalatina / Mesiodistal.	24
Figura N° 09:	Modelo Geométrico de Esmalte, Dentina, Ligamento Periodontal y Hueso Alveolar, y Superposición de los	24
Figura N° 10:	Tejido de Malla del Primer Premolar Superior en sus Vistas Oclusal, Vestíbulopalatino, Mesiodistal y a Nivel Radicular	25
Figura N° 11:	Malla sobre la Curva de Nivel y Diseño de las Mallas L	25
Figura N° 12:	Modelo Final 3D de un Diente	25
Figura N° 13:	Modelo Geométrico del Esmalte, Dentina, Ligamento Periodontal y Hueso Alveolar que se Convirtieron en Elementos Finitos Tridimensionales.	26
Figura N°14:	Dirección de fuerzas de intrusión en lo incisivos superiores: A: Carga 1 / B: Carga / C: Carga 3/ D: Carga 4	29
Figura N° 15:	Nodos impares para los incisivos superiores derechos en la línea sagitalápico palatina representativa de la cresta alveolar. Nodos Incisivo Central A. Vista Labial/ B Vista apical/ C Vista Palatina. Nodos Incisivo Lateral D Vista Labial/ E Vista apical/ F Vista Palatina	30
Figura N° 16:	Diagrama de contorno para la distribución de Min PS.	31

Figura N° 17: Segmentación del Maxilar Superior en la Tomografía Computarizada y su modelado	33
Figura N° 18: Modelo del Movimiento Intrusivo 1	34
Figura N° 19: Modelo del Movimiento Intrusivo 2	34
Figura N° 20: Modelo del Movimiento Intrusivo 3	34
Figura N° 21: Análisis de Elementos Finitos Para el Modelo 1. A Niveles de Estrés. B. Desplazamiento	35
Figura N° 22: Superposiciones que denotan el Desplazamiento Vertical en el Primer Modelo (azul= antes/ rosa = después); A, Identificado en las Coronas B, Identificado en las raíces; C, Desplazamiento en la dirección Vestibulopalatina	35
Figura N° 23: Análisis de Elementos Finitos Para el Modelo 2: A Niveles de Estrés. B. Desplazamiento	36
Figura N° 24: Superposiciones que denotan el Desplazamiento Vertical en el Segundo Modelo (azul= antes/ rosa = después); A, Identificado en las Coronas B, Identificado en las raíces; C, Desplazamiento en la dirección Vestibulopalatina	36
Figura N° 25: Análisis de Elementos Finitos Para el Modelo 3: A Niveles de Estrés. B. Desplazamiento	37
Figura N° 26: Superposiciones que denotan el Desplazamiento Vertical en el Tercer Modelo (azul= antes/ rosa = después); A, Identificado en las Coronas B, Identificado en las raíces; C, Desplazamiento en la dirección Vestibulopalatina	37
Figura N° 27: Dibujo de los Dientes de Fajardo, Murillo, Velásquez LM et al	39
Figura N° 28: Dibujo del Ligamento Periodontal con un Espesor de 0.25 mm	39
Figura N° 29: Dibujo de los Brackets Damon y el Arco de acero con postes	39
Figura N° 30: Fuerzas aplicada sobre el modelo con Brackets Damon	40
Figura N° 31: Cráneo 3D con Suturas Generadas Manualmente. A.Una vista frontal. B Vista lateral	42
Figura N°32: a, b Ubicación de la aplicación de fuerza para la simulación A-FM [-30°]	44
Figura N° 33: 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°]	44
Figura N° 34: 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 °]	44
Figura N° 35: Ubicación y dirección de la aplicación de la fuerza para la simulación F-Ant-MI-FM [+ 30 °]	45
Figura N° 36: Ubicación y dirección de la aplicación de fuerza para simulación G-Post-MI-FM [-30 °] y simulación H-Post-MI-FM [-45 °]	45
Figura N° 37: Superposiciones de las Simulaciones	47

Figura N° 38: El modelo tridimensional de una porción del maxilar superior que contiene los primeros molares, sus PDL, bandas molares superiores, huesos esponjosos y corticales, y un arco facial tracción cervical con longitudes de arco externas desiguales (el arco externo izquierdo se acorta)	48
Figura N° 39: Desplazamiento del arco externo (X5) para mostrar la manera de deformación de respuesta a la carga.	49
Figura N° 40: Reemplazar los dientes con dos bloques facilitó mostrar los desplazamientos. Las líneas negras representan los ejes de rotación (se mantuvo la banda derecha).	49
Figura N° 41: Una vista más cercana que muestra el efecto de un momento en el sentido de las agujas del reloj en la unión del arco exterior / arco interior. Tenga en cuenta la forma de la deformación del arco interior que representa el sistema de desviación lateral a la fuerza que se había planificado. La estructura antes de la deformación se muestra en líneas negras finas.	49
Figura 42: Una vista apico-oclusal del movimiento distal de las bandas (dientes), una rotación causada por la aplicación de fuerza descentrada (la distancia entre el tubo bucal y el eje largo del diente) y un momento de guiñada(desviación lateral a la fuerza planificada) en el sentido de las agujas del reloj; aunque no fácilmente perceptible (UL6 = primer molar superior izquierdo; UR6 = primer molar superior derecho).	50
Figura N° 43: El mallado del modelo 3D	51
Figura N° 44: Aparato de expansión: A, posición más baja, tornillo simulado en un plano paralelo al plano oclusal en el centro de los dientes maxilares y 10 mm por debajo del centro de resistencia de los primeros molares maxilares; B, posición intermedia, tornillo paralelo al plano oclusal al mismo nivel que el centro de resistencia de los primeros molares maxilares; C, la posición más alta, con el tornillo más cercano a la paladar, 10 mm por encima del centro de resistencia de los primeros molares	52
Figura N° 45: Desplazamiento en la dirección buco - lingual. En cada imagen de esta figura, los valores positivos están representados por colores cálidos e indican el desplazamiento en la dirección bucal; los valores negativos están representados por colores fríos e indican desplazamientos en la dirección lingual. Sin embargo, la escala de magnitudes de desplazamiento varía entre las diferentes imágenes, al igual que la posición relativa y el color del desplazamiento cero. A, en FEM 1, el desplazamiento cero está representado por verde; B, en FEM 2, el cero se representa en azul, cerca de los ápices de las raíces; C, en FEM 3, el desplazamiento cero está representado por verde.	53
Figura 46: Desplazamiento en la dirección corono-apical. En cada imagen de esta figura, los valores positivos están representados por colores cálidos e indican el desplazamiento en la dirección apical; los valores negativos están representados por colores fríos e indican desplazamientos en la dirección oclusal. Sin embargo, la escala de magnitudes de desplazamiento varía mucho entre las diversas imágenes. A, FEM 1; B, FEM 2; C, FEM 3	53
Figura N° 47: Desplazamiento en la dirección mesio-distal. En cada imagen de esta figura, los valores positivos están representados por colores cálidos e indican desplazamientos en la dirección mesial; los valores negativos están representados por colores fríos e indican desplazamientos en la dirección distal. Sin embargo, la escala de magnitudes de desplazamiento varía mucho entre las distintas imágenes. Un valor cero se representa con verde para todas las partes de esta figura, aunque el matiz preciso de este color varía entre las diferentes partes de la figura. A, FEM 1; B, FEM 2; C, FEM 3.	54

Figura N° 48: Modelado en 3D y Discretización en Verticalización Molar usado por Reyes y Oliveira	55
Figura N° 49: Conjunto Geométrico de OMI y Muestras de Hueso Utilizadas en el Estudio Después del Paso de Mallado, la Fuerza (F) Aplicada a lo Largo del Eje Y.	57
Figura N° 50: A. Los resultados obtenidos a partir del proceso de simulación FE, con una sección transversal ampliada del área del hueso cortical de interés con el Punto A y los puntos de referencia (P1-P5) mostrados / B. Las tensiones radiales de compresión se desarrollaron como resultado de la aplicación de diferentes magnitudes de fuerza en la misma CBT (se muestra 2mmis aquí).	58
Figura N° 51: Discretización del Modelo Geométrico y Ubicación de Ejes de Coordenadas en 3.3	59
Figura N° 52: Tendencia de Distribución de Desplazamiento en Caninos al Principio, Intermedio y al Final	60
Figura N° 53: El modelo Construido con sus Componentes, Incluyendo Capa de Hueso Cortical, Ligamento Periodontal, Diente, Capa Adhesiva, Brackets, Alambre y Ligaduras.	63
Figura N° 54: Ejemplo que Muestra la Distribución de Estreses Equivalentes Totales en el Ligamento Periodontal desde la Vista Bucal y Oclusal	64
Figura N° 55: Ejemplo que Muestra la Distribución de Tensiones de Von Mises en el Bracket y en el Alambre.	64

INDICE DE GRÁFICO

Gráfico N° 01: Esquema General de la Implementación Computacional del Método de los Elementos Finitos (MEF)	17
--	----

INDICE DE TABLAS

Tabla N° 01: Descripción Matemática de Varios Problemas de valor de Contorno	15
Tabla N° 02: Modelos de Elementos Finitos Usados en la Mecánica de los Sólidos	19
Tabla N° 03: Características Físicas del Diente y su Tejido de Soporte usada por Begum, Dinesh, Tan KF et al.	26
Tabla N° 04: Fuerzas Optimas para un Movimiento Dentario según Jarabak	27
Tabla N° 05: Propiedades de Materiales Básicas de Diente, Hueso y Acero usadas por Saga, Maruo, Argenta et al	29
Tabla N°06: Parámetros de Respuesta Instantánea Hiperelástica del Ligamento Periodontal	30
Tabla 07: Valores MinPS (mPa) de la simulación de cuatro cargas en los incisivos centrales laterales superiores derechos	31

Tabla N° 08: Correlación entre Crecimiento Lineal del Desplazamiento y la Fuerza Aplicada	40
Tabla N° 09: Desplazamiento de los Dientes para cada Altura de Hueso	41
Tabla N° 10: Esfuerzo sobre el Ligamento Periodontal cada Altura de Hueso	41
Tabla N° 11: Promedio de Esfuerzos sobre los Brackets Damon cada Altura de Hueso de Central, Lateral y Canino	41
Tabla N° 12: Esfuerzo en el Alambre 0.019 x 0.025 de Acero inoxidable cada Altura de Hueso	41
Tabla N° 13: Simulaciones de 8 Protocolos Clínicos para la Protracción Maxilar	43
Tabla N° 14: Efectos Esqueléticos en el Complejo Maxilar	46
Tabla N° 15: Propiedades Mecánicas de los Materiales usado por Reyes y Oliveira	56
Tabla N° 16: Propiedades de la materia y Números de Elementos Finitos y Nodos usadas por Cai, Y; Yang, X; He, B et al	59
Tabla N° 17: El Cambio de Ubicación de Desplazamiento Máximo y Mínimo del Canino	61
Tabla N° 18: Propiedades Mecánicas de los Materiales a Usar usadas por Papageorgiou, Keilig, Hasan et al	63
Tabla N° 19: Se obtuvo el estrés en el Ligamento Periodontal según las Diversas Propiedades del Material.	65
Tabla N° 20: Se Obtuvieron Tensiones (MPa) en el Bracket y el Alambre de Acuerdo con las Diversas Propiedades del Material	65
Tabla N° 21: Se Obtuvieron Tensiones (MPa) en el Alambre Según las Diversas Propiedades de la Material.	65

RESUMEN

La predictibilidad de los resultados de un movimiento dental inducido a nivel estructural, siempre ha sido una preocupación en ortodoncia; esto en aras de brindar a los pacientes resultados estéticos que no ateten nocivamente sus tejidos y brinden una oclusión armónica y funcional. Es así, como la tecnología moderna nos presenta al análisis de elementos finitos como herramienta adicional para este fin, permitiendo previsualizar y entender de manera intraestructural cuales podrían ser los cambios a nivel dentoperiodontal, esquelético y hasta de la aparatología a usar, resultantes del plan de tratamiento odontológico u ortopédico elegido; el análisis de elementos finitos nos permite visualizar cuales son los momentos-fuerzas de sus cargas y sus consecuencias, ya sea para usarlas a favor de un objetivo final o buscar un tratamiento alternativo más ideal.

El presente trabajo abordará puntos resaltantes del proceso para alcanzar una predicción cercana a la realidad, y entender cómo es que afectan en la biomecánica ortodóntica, además nos brindará las ventajas y limitaciones actuales.

Palabras Claves: *Isotrópico, Modulo de Young, Coeficiente de Poisson, Tensión de Von Mises, Centro de resistencia, Centro de Rotación*

ABSTRACT

The predictability of the results of a dental movement induced at the structural level, has always been a concern in orthodontics; this in order to provide patients with aesthetic results that do not harm their tissues and provide a harmonious and functional occlusion. This is how modern technology presents us to the analysis of finite elements as an additional tool for this purpose, allowing us to preview and understand intrastructurally what the changes could be at the dental, skeletal, and even the equipment to be used, resulting from the plan chosen orthopedic or dental treatment; the analysis of finite elements allows us to visualize what are the moments-forces of their charges and their consequences, either to use them in favor of a final objective or to seek a more ideal alternative treatment.

The present work will address the main points of the process to reach a prediction close to reality, and understand how it affects the orthodontic biomechanics, as well as give us the current advantages and limitations.

Keywords: *Isotropic, Young's modulus, Poisson's coefficient, Von Mises Stress, Resistance Center, Rotation Center*

INTRODUCCIÓN

El Análisis de Elementos Finitos tiene su base en la Ingeniería estructural y nos permite medir el grado de tensión y deformación, como respuesta a una acción exterior, de diferentes objetos sólidos, que pueden o no tener estructuras complejas.⁽¹⁾

Este tipo de análisis es comúnmente usado en la ingeniería civil para calcular matemáticamente y prever las posibles variaciones en la estructura de construcciones como presas, puentes, edificios, etc. y así saber que alternativa es la que cumple con todos los requisitos funcionales ⁽¹⁾

El modelado y simulación numérica del cuerpo humano ha sido una revelación importante que ha tenido un gran auge y funcionalidad en las áreas médicas, la razón, es que gracias a estos avances podemos llegar a conocer y entender, a través de un ordenador, el comportamiento mecánico y, con ligeras limitaciones, el fisiológico del cuerpo humano, desarrollando estrategias preventivas, ayudándonos al diagnóstico y planificando tratamientos más específicos. Es tan amplio su alcance que abarca todos órganos y funcionamientos del sistema humano, y sus patologías. Entre lo estudiado resalta, la simulación del corazón y su sistema circulatorio, el ojo, el cerebro, el hígado, crecimiento tumoral, etc.; nos permite conocer las consecuencias de fuerzas mecánicas como accidentes sobre las estructuras óseas.⁽²⁻⁶⁾

En ortodoncia, las tomografías computarizadas y las reconstrucciones tridimensionales se han convertido en exámenes auxiliares en el diagnóstico de ortodoncia, este tipo de estudios nos permite evaluar y anticipar los cambios a generarse durante el tratamiento, tanto en las estructuras dentomaxilofaciales, así como en los materiales a usar, mediante el cálculo de las propiedades físicas tales como el módulo de elasticidad de secciones pequeñas del objeto a estudiar; su capacidad de manejar la heterogeneidad del material y las formas complejas hace que el análisis de elementos finitos sea el método más adecuado para el análisis de los niveles de estrés interno en el diente, el periodonto y el hueso alveolar. Por lo tanto, es una herramienta importantísima en la planificación del tratamiento de pacientes con problemas complejos, aumentando la previsibilidad del movimiento de ortodoncia y minimizando los efectos secundarios.^(1,7,8)

Lastimosamente, aunque el uso de este recurso sería un avance grandioso para la consulta diaria, los precios no son siempre accesibles y para manejar esta tecnología se necesita de amplios conocimientos y entrenamientos informáticos.⁽⁹⁾

DESARROLLO DEL TEMA

1 CONCEPTO DE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

El calcular las deformaciones, tensiones y esfuerzos a través de métodos clásicos de análisis es posible a través del desarrollo de ecuaciones y de las condiciones que rodean el objeto a estudiar. El uso de los métodos tradicionales es quizás la mejor opción para determinar estas interrogantes en estructuras simples, sin embargo, si queremos evaluar estructuras complejas lo más recomendable es el análisis de elementos finitos.⁽¹⁰⁾

El método clásico ve la estructura estudiar como continua, es decir como una gran unidad, cuyos comportamientos responden a ecuaciones diferenciales parciales u ordinales. El método de elementos finitos divide esta gran unidad en un número finito de partículas pequeñas, y determina el comportamiento de cada una de estas partículas a través de un sistema algebraico de ecuaciones que puede ser solucionado a través de un software.⁽¹⁰⁾

Cada una de estas partículas son llamadas elementos finitos, estos elementos finitos son adyacentes entre si y su punto de unión recibe el nombre de NODO, el proceso de selección de nodos es llamado MODELIZACIÓN o DISCRETIZACIÓN (Figura N° 01).^(10,11)

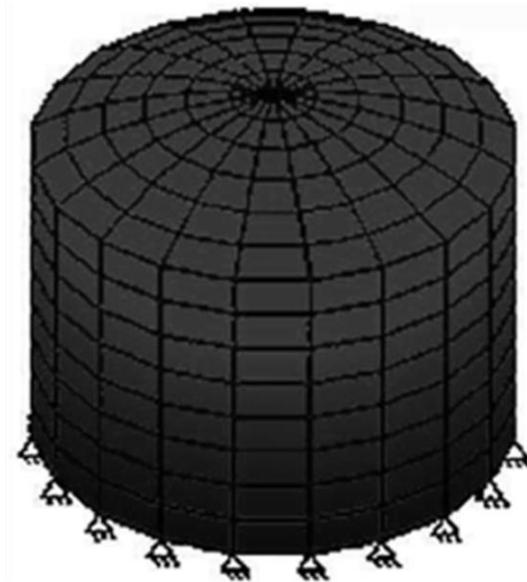


Figura N° 01: Tanque Cilíndrico Modelado con Elementos Finitos⁽¹⁰⁾

Es conocido que el desarrollo de sistema de modelado por software asistido por computador (CAM) permite generar imágenes en 2D y 3D con mucho detalle. Al mismo tiempo es conocido que los costos son elevados y es importante que el usuario deba de tener todos los conocimientos y entrenamientos necesarios en un campo de investigación específico para pretender ser lo más exactos con los resultados a obtener.⁽⁹⁾

1.1 PASOS DE ANÁLISIS DE LOS 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 la clasificación será^(10,11):

- 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

1.1.1 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⁽¹¹⁾.

1.1.2 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 (Figura N° 02), 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^(10,11).

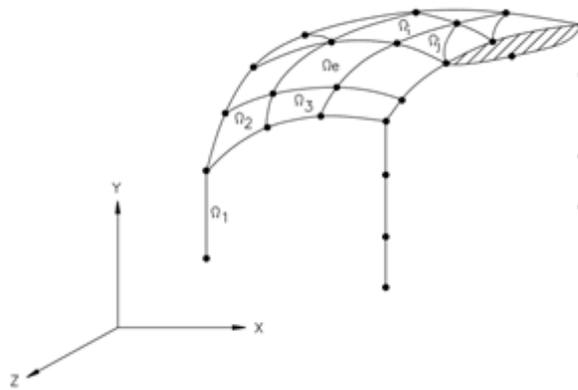


Figura N° 02: Discretización del dominio con Diferentes elementos Finitos⁽¹¹⁾

1.1.3 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, ej. 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 (Tabla N° 01). 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.^(10,11)

Problema físico	Principio de conservación	Variable de estado	Flujo	Constantes del material	Fuente	Ecuación constitutiva
deformación de un cuerpo elástico	equilibrio de fuerzas	desplazamientos o fuerzas	esfuerzos o deformaciones	módulo elástico, coeficiente de Poisson	fuerzas de volumen o de superficie	ley de Hooke
redes eléctricas	equilibrio de corrientes	voltaje o amperios	flujo eléctrico	conductividad eléctrica	carga eléctrica externa	ley de Kirchoff
torsión	conservación de la energía potencial	función de esfuerzos o de alabeo	tasa de giro	corte	-2*ángulo de giro	ley de Hooke
transferencia de calor	conservación de la energía	temperatura	flujo de calor	conductividad térmica	calor externo o interno	ley de Fourier
flujo de fluidos	conservación del momentum	velocidades	esfuerzos cortantes	viscosidad	fuerzas de volumen	ley de Stokes
flujo a través de medios porosos	conservación de la masa	altura hidrostática	tasa de flujo	permeabilidad	fuentes del fluido	ley de Darcy
electrostática	conservación del fluido eléctrico	potencial eléctrico	flujo eléctrico	inducción eléctrica	carga	ley de Coulomb
magnetostática	conservación del potencial magnético	potencial magnético	flujo magnético	permeabilidad magnética	corriente	ley de Maxwell

Tabla N° 01: Descripción Matemática de Varios Problemas de valor de Contorno⁽¹¹⁾

1.1.4 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.⁽¹¹⁾

1.1.5 Aplicación de las Cargas

Se especifican las fuerzas concentradas o uniformes y momentos.⁽¹¹⁾

1.1.6 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.^(10,11)

1.1.7 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.^(10,11)

1.1.8 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.⁽¹¹⁾

1.2 PAPEL DE LA INTELIGENCIA VIRTUAL PARA EL ANÁLISIS DE LOS ELEMENTOS FINITOS

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.⁽¹¹⁾ (Gráfico N° 01)

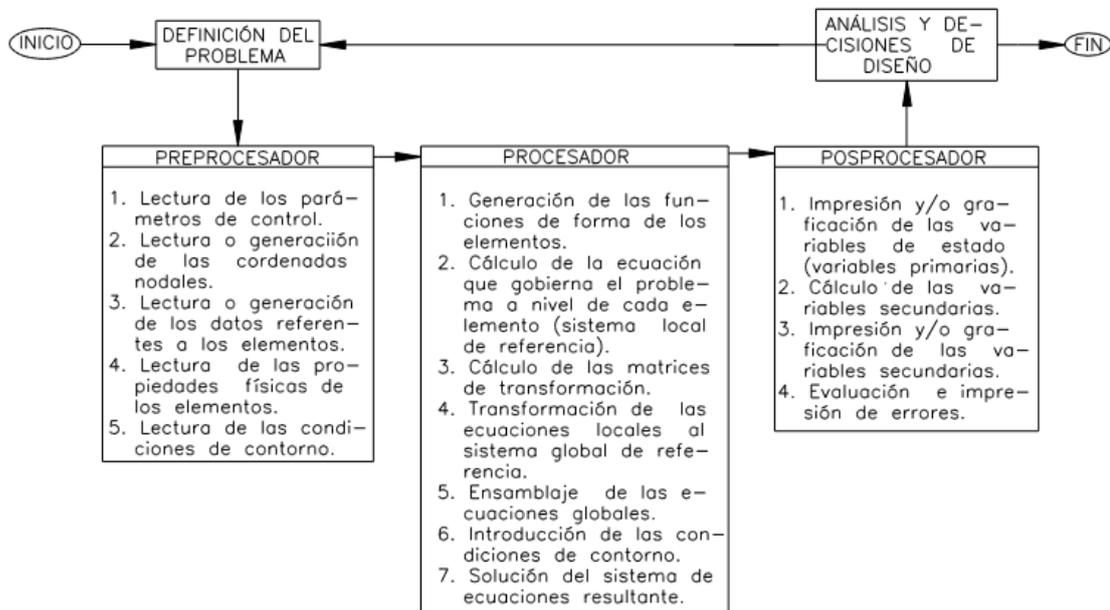


Gráfico N° 01: Esquema General de la Implementación Computacional del Método de los Elementos Finitos (MEF)⁽¹¹⁾

1.3 MÉTODO Y FORMULACIONES DE LAS ECUACIONES DE LOS ELEMENTOS FINITOS

El análisis de elementos finitos no es más que el reemplazo de un conjunto de ecuaciones diferenciales por su equivalente en ecuaciones algebraicas, donde cada variable es evaluada en sus puntos nodales.

Los análisis de elementos finitos se van a clasificar según el método usado en la evaluación de las ecuaciones algebraicas, y cada problema encontrado en la práctica va a necesitar ser examinado exhaustivamente para poder determinar que método es el más idóneo. Los métodos más usados son el directo, el variacional y los residuales.⁽¹¹⁾

1.3.1 Método Directo

Desde sus inicios en los años 50 el método de los elementos finitos se definió como el método que desarrollaba problemas estructurales, sobre todo de estructuras reticulares, su principal utilidad fue determinar las relaciones entre los desplazamientos y las fuerzas que lo originan, todas estas situaciones se expresaron en ecuaciones a las que denominaron matriz de rigidez de cada elemento estructural, y la unión de estas matrices se definió como matriz global, la cual explica el comportamiento de la estructura en estudio. Casi todos los parámetros tienen una solución bajo los principios físicos, pero, a

nivel de los problemas bidimensionales o tridimensionales el aplicarlos, se hace complicado.⁽¹¹⁾

1.3.2 Método Variacional

Se relaciona estrechamente con el funcional, que no es más que una función que tiene como dominio otras funciones, es decir es una formulación más compleja. Es posible obtenerla a través de una expresión de energía, que se usa en la solución de problemas de mecánica de sólidos, o desde un problema de contorno. Este método consiste en minimizar el valor funcional para cada uno de los valores nodales de las variables del problema. Lo ventajoso de este método es que se puede aplicar a problemas en 2D y 3D y que el desarrollo de sus problemas está familiarizado con la técnica de energía es decir con la mecánica de sólidos. Lastimosamente este tipo de método no se puede aplicar para todos los problemas debido a que existen algunos en los que es muy difícil determinar la funcional o simplemente carecen de ella como es el caso del flujo de fluidos visco elásticos.⁽¹¹⁾

1.3.3 Método de los Residuos Pesados

Siendo el método más general de los tres métodos explicados, este método desarrolla problemas de valor de contorno de un problema dado, reescribiendo la ecuación diferencial, igualando a 0 el lado derecho de la ecuación, es así, que al obtener la solución exacta el resultado será 0. Debido a que la solución exacta por lo general no se conoce, se emplea soluciones aproximadas que nos conllevan a un Error Residual (R) cuyo valor es distinto a 0. Por lo que el error R deberá ser multiplicado por la función de peso W y el producto es integrado sobre toda la región del dominio obteniéndose una función peso W y error R para cada nodo que constituirán la nueva formulación de un conjunto de ecuaciones algebraicas globales. La selección de funciones peso W nos generan diferentes criterios de residuos pesados como los mínimos cuadrados, colocación, galerkin y colocación; de estos, el Galerkin es el más usado debido a que se puede aplicar a cualquier problema en el que se conozca su valor de contorno. Este método usado en la mecánica de fluidos, esto se debe a que las ecuaciones Navier- Stokes, que se aplican a los fluidos viscoelásticos, no admiten funcionales.⁽¹¹⁾

1.4 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN LA MECÁNICA DE LOS SÓLIDOS

Para analizar la mecánica de los sólidos se pueden emplear diferentes modelos de elementos finitos que variarán según el principio de variaciones utilizado y el comportamiento localizado de las variables sobre cada elemento (Tabla N° 02).

Los principios más usados son: el principio de la mínima energía potencial, el principio de la mínima energía complementaria y el principio de Reissner.⁽¹¹⁾

Modelo	Principio variacional	Variable supuesta en el interior de cada elemento	Variable supuesta en los contornos inter-elementos	Incógnitas en las ecuaciones finales
compatible	mínima energía potencial	desplazamientos continuos	compatibilidad de desplazamientos	desplazamientos nodales
equilibrio	mínima energía complementaria	esfuerzos continuos en equilibrio	equilibrio de las tracciones	esfuerzos nodales
híbrido I	energía complementaria modificada	esfuerzos continuos en equilibrio	compatibilidad de desplazamientos	desplazamientos nodales
híbrido II	energía complementaria modificada	desplazamientos continuos	equilibrio de las tracciones	desplazamientos y fuerzas nodales
híbrido III	energía potencial modificada	desplazamientos continuos	desplazamientos y fuerzas	desplazamientos nodales
mixto	principio de Reissner	desplazamientos y esfuerzos continuos	diferentes combinaciones de desplazamientos y fuerzas	diferentes combinaciones de desplazamientos y fuerzas

Tabla N° 02: Modelos de Elementos Finitos Usados en la Mecánica de los Sólidos⁽¹¹⁾

1.4.1 Modelo de Elementos Finitos de Desplazamientos o Modelo Compatible

Si empleamos el principio de la mínima energía potencial se debe asumir la forma de los desplazamientos en el interior de cada elemento. Es el más usado por los softwares comerciales en el área de ingeniería⁽¹¹⁾

1.4.2 Modelo de los Elementos Finitos de la Fuerzas o Modelos de Equilibrio

Si empleamos el principio de mínima energía complementaria se adoptara la forma del campo de esfuerzo⁽¹¹⁾

1.4.3 Modelo de Reissner o Modelo de Elementos Finitos Híbridos o Modelo Mixto

Estos modelos adoptan, en forma simultáneamente, la forma de desplazamiento y esfuerzos⁽¹¹⁾

1.5 ANÁLISIS DE LOS ELEMENTOS FINITOS EN LA MECÁNICA DE LOS FLUIDOS

Es difícil y hasta imposible generar un principio variaciones para los problemas de fluidos debido a que no se admiten funcionales. En especial s para el análisis de fluidos viscosos y viscoelásticos los modelos más usados son el modelo U-V-P y el modelo Penalty.⁽¹¹⁾

1.5.1 Modelo U-V-P

En este modelo se desarrollan las ecuaciones de cantidad y continuidad de movimiento de las variables primarias que son la velocidad y la presión. La presión se obtiene del sistema de ecuaciones algebraicas obtenidas de la discretización, lo que es su mayor ventaja; la desventaja es que debido a que la velocidad y de la presión requieren

diferentes grados de aproximación, el montaje del alegorismo de la matriz global del sistema de ecuaciones es más complicado.⁽¹¹⁾

1.5.2 Modelo Penalty

Aparece como una solución, ya que debido a la gran cantidad de 0 que aparecen en la matriz global del sistema, las ecuaciones solo se podrían solucionar a través de un pivote, y una de las maneras de contornear estas dificultades es través de este sistema.⁽¹¹⁾

2 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN ODONTOLOGÍA

La constante evolución tecnológica no puede ser indiferente para la odontología, pues la aparición de softwares y máquinas que nos simplifican los procesos de diagnóstico, planificación, pronóstico y ejecución de tratamientos ya no nos son tan inaccesibles.

El análisis de elementos finitos simplifica y pronostica dichos proceso, su alcance abarca todas las áreas de la odontología. Anteriormente, debido al hecho de que la cavidad oral un sistema biomecánico complejo, la mayoría de estudios aplicados a la operatoria dental, endodoncia, ortodoncia, rehabilitación oral e implantología se realizaban in vitro. Los estudios más usados en el campo odontológico en su mayoría son pruebas mecánicas que buscan determinar la resistencia a la fractura, el comportamiento y a propiedades mecánicas de las estructuras dentales y de los materiales que se usan en los tratamientos odontológicos como por ejemplo los restaurativos, endodónticos o de ortodoncia, esto ya se evalúa con esta tecnología.⁽¹²⁻¹⁶⁾

2.1 DIGITALIZACIÓN DE LA IMAGEN

La creación digital no es más que el modelado geométrico, a través de su representación por medio de puntos, líneas, áreas y volúmenes, en 2D o 3D, esto dependerá del grado de precisión que se necesite o en función a la magnitud de la utilidad de la solución. Por ejemplo la digitalización en 2D resulta útil para medir el comportamiento biomecánico de manera cualitativa, pero la 3D resulta muy confiable cuando se mide el movimiento biomecánico de manera cuantitativa, debido a los modelos 3D estiman los resultados representado los detalles complejos anatómicos.⁽¹⁷⁾

2.1.1 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.⁽¹⁾ Es decir, se usa para obtener modelos complejos como es el caso de los tejidos vivos. (Figura N° 03)

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⁽¹⁸⁾:

- 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, Belgica) o SIMPLEWARE 4 (Simpleware Ltd., Exeter, Reino Unido).^(1,18)

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⁾

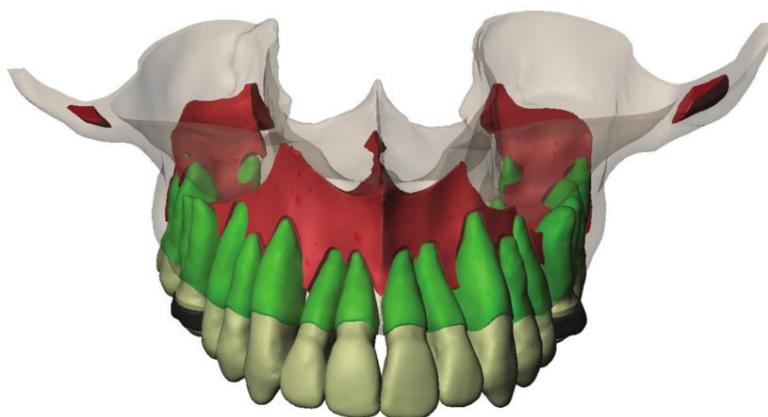


Figura N° 03: Reconstrucción Virtual del Maxilar realizada por la tomografía computarizada (iCAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, EE.UU.) 218 secciones con 640 x 640 voxels cada una, post reducción de número de caras para su análisis ⁽¹⁾

2.1.2 Escáner Digital 3D

Es usado para modelar objetos inanimados como es el caso de los brackets y férulas de ortodoncia. Entre los más usados tenemos 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.⁽¹⁹⁾

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.⁽¹⁹⁾

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⁽¹⁹⁾. (Figura N° 04)



Figura N° 04: iTero⁽¹⁹⁾

3 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN ORTODONCIA

El objetivo principal de la ortodoncia es obtener la posición adecuada de los dientes en el arco dental para obtener la oclusión correcta con las mejores características funcionales y estéticas.⁽²⁰⁾

El análisis de elementos finitos en ortodoncia tiene como objetivo a nivel anatómico determinar los niveles de tensión y estrés de los dientes, ligamentos y estructuras óseas como respuesta de los diferentes movimientos ortodónticos, es decir nos permiten conocer los límites de dichos movimientos sin la producción de daño tisular.^(8,16,20)

3.1 MODELADO DEL DIENTE Y SUS ESTRUCTURAS

Si lo que queremos es alcanzar un modelado ideal debemos de conocer la morfología, que como parte de la biología y en términos generales, se va a encargar de estudiar la forma de los seres orgánicos y las modificaciones que podría experimentar, y es realmente notable el que podamos reproducir dichas formas en estructuras 2D y 3 D. La odontoscopia o morfología dental tiene por objetivo observar, conocer, analizar y comprender el comportamiento de la expresión (frecuencia y variabilidad) de la morfología dentaria humana, que a su vez está determinada por distintos rasgos coronales y radiculares, como resultado del fenotipo característico del individuo de una población. Estos rasgos se caracterizan por su frecuencia variabilidad, bilateralidad, disformismo sexual,

correspondencia y valor taxonómico, cuyo registro observación y análisis científico resultan relevantes para distinta disciplinas.⁽⁹⁾

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.^(8,9)

3.1.1 Definición de la estructura Dentaria y sus Tejidos de Soporte

Se representará 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° 05), fotografías (Figura N° 06) 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.^(8,9,21,22)

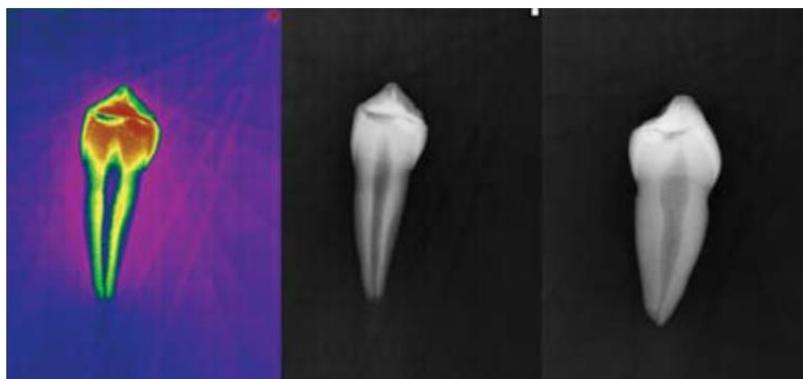


Figura N° 05: Radiografía de Premolar⁽²¹⁾



Figura N° 06: Fotografía y Medidas de las caras Vestibular, Palatino, Mesial, Distal y Oclusal⁽⁹⁾

Los puntos estarán representados en coordenadas x-y z, todas las caras del diente deberán ser representadas. (Figura N° 07), estas formarán curvas que delinearán el contorno de los planos principales del diente con el software (Figura N° 08); y se deberán indicar las características o propiedades del diente y sus estructuras.^(8,9)

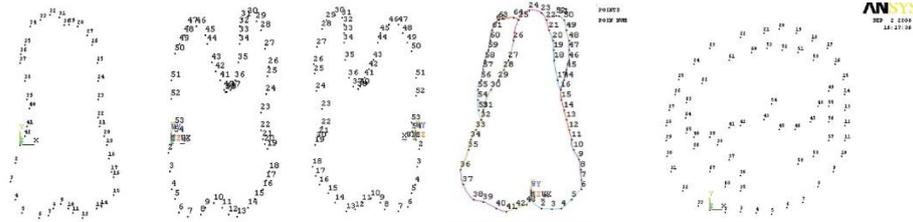


Figura N° 07: Representación de los Puntos de las Caras Bucal, Mesial, Distal, Palatina y Oclusal del Primer molar⁽⁸⁾

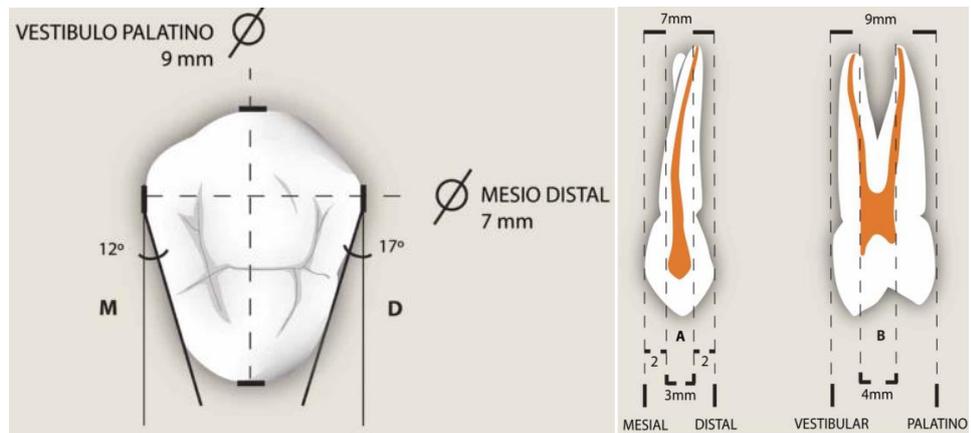


Figura N° 08: Dimensiones Morfométricas Dentales del Primer Premolar Superior: A. Vista oclusal / Vestíbulo palatina / Mesiodistal⁽⁹⁾

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).⁽⁸⁾

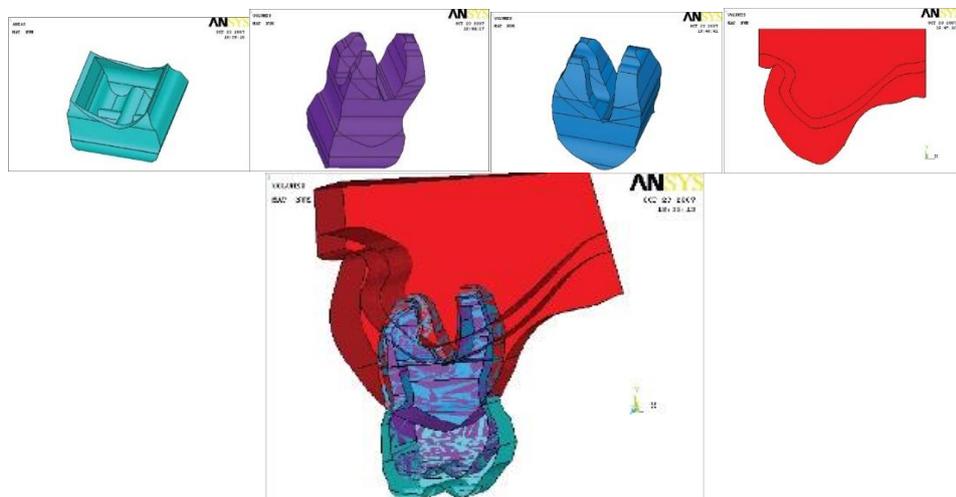


Figura N° 09: Modelo Geométrico de Esmalte, Dentina, Ligamento Periodontal y Hueso Alveolar, y Superposición de los Mismos⁽⁸⁾

3.1.2 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. ⁽⁹⁾(Figura N° 10)

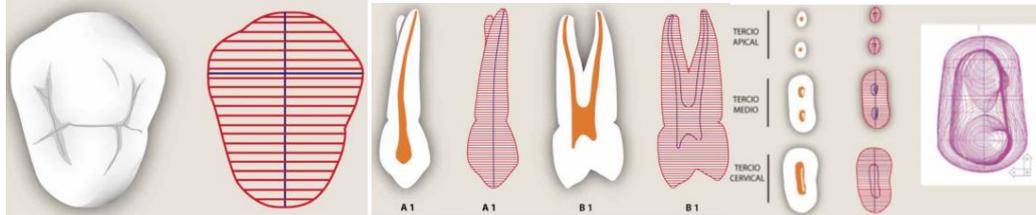


Figura N° 10: Tejido de Malla del Primer Premolar Superior en sus Vistas Oclusal, Vestíbulopalatino, Mesiodistal y a Nivel Radicular ⁽⁹⁾

Este proceso se repite muchas veces, según sea la precisión a alcanzar, para De Sol y Kuramochi 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° 11). Fue así que De Sol y Kuromachi, gracias al software Catya, versión 8.1, crearon un modelo está formado por 13715 nodos y 29937 elementos finitos; obteniéndose un modelo isotrópico, elástico y homogéneo, que nos permite simular pruebas mecánicas. ⁽⁹⁾ (Figura N° 12)

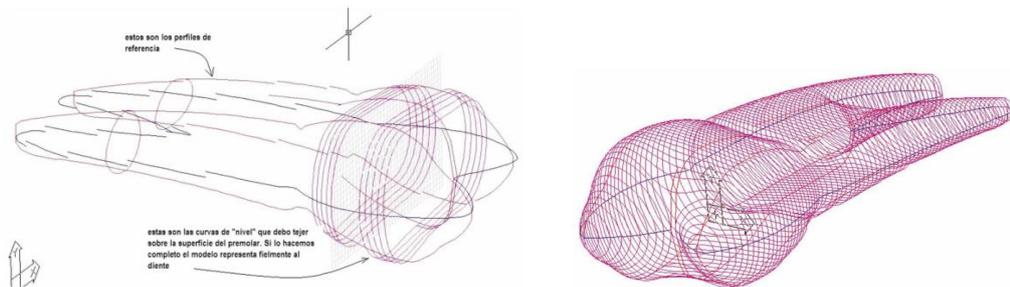


Figura N° 11: Malla sobre la Curva de Nivel y Diseño de las Mallas L ⁽⁹⁾

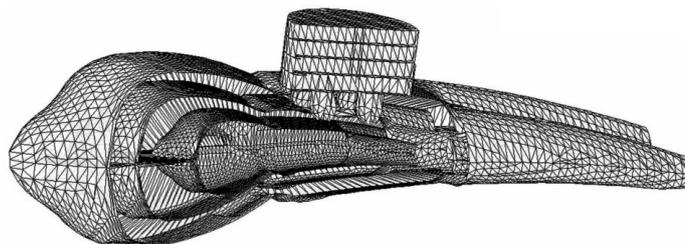


Figura N° 12: Modelo Final 3D de un Diente ⁽⁹⁾

Existen softwares como el hypermesh 7.0 para Ansys 10. que nos simplifican este proceso (Figura N° 13) que logró obtener un modelo que constó de 169036 elementos y 29518 nodos.⁽⁸⁾

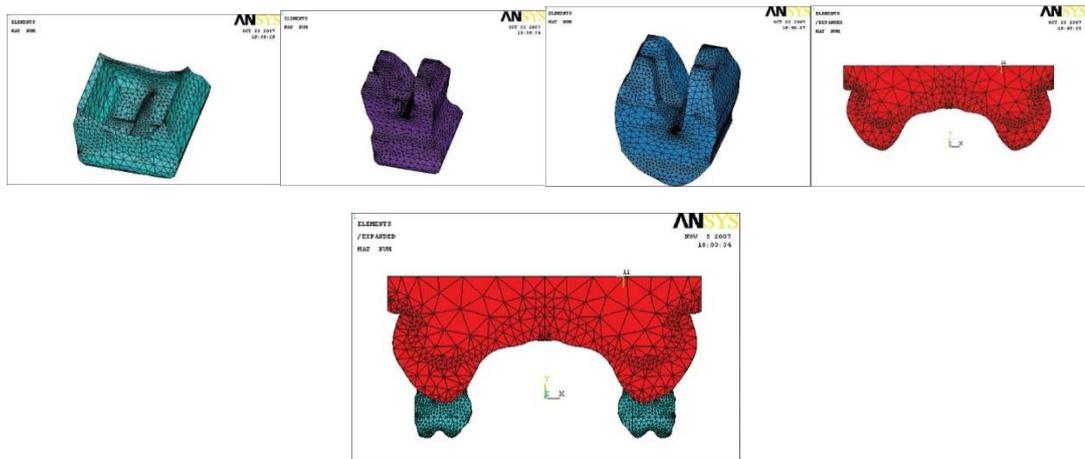


Figura N° 13: Modelo Geométrico del Esmalte, Dentina, Ligamento Periodontal y Hueso Alveolar que se Convirtieron en Elementos Finitos Tridimensionales.⁽⁸⁾

3.1.3 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⁽⁸⁾. (Tabla N° 03)

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

Tabla N° 03: Características Físicas del Diente y su Tejido de Soporte usada por Begum, Dinesh, Tan et al.⁽⁸⁾

3.1.4 Definición de Elementos de Contorno,

Los elementos de contorno a 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 tendría el diente y sus estructuras de soporte, que se puede resolver mediante la técnica de resolución frontal presente en software ANSYS versión 11.0⁽⁸⁾.

3.1.5 Aplicación de Fuerzas y Resolución del Sistema de Ecuaciones Algebraicas Lineales

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.⁽²³⁾⁽²⁰⁾

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⁽²³⁻²⁵⁾

3.1.5.1 Clasificación de las Fuerzas

3.1.5.1.1 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⁽²³⁾
- **Fuerzas Leves:** Es aquella que, aunque mínima, produce movimiento dental. Es la ideal.⁽²³⁾
- **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)

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

Tabla N° 04: Fuerzas Optimas para un Movimiento Dentario según Jarabak⁽²³⁾

3.1.5.1.2 Según su Frecuencia⁽²³⁾

Según el ritmo de la aplicación se pueden clasificar en:

- **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

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.

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.⁽²³⁾

Se cree que después de aplicar una fuerza sobre el diente, el movimiento del cuerpo del diente ocurre en 2 etapas: una deformación elástica mecánica inicial del ligamento periodontal con una ligera modificación del hueso alveolar y una respuesta metabólica tardía del tejido conectivo que causa gran movimiento dentario a largo plazo. En otras palabras, un pequeño cambio en la distribución de tensión / deformación en el periodonto causado por el desplazamiento intra alveolar de la raíz en ese mismo espacio provoca la remodelación de los procesos de las estructuras de soporte alveolar. Por lo tanto, el movimiento dental depende de la distribución de la tensión / deformación en el ligamento periodontal y de la naturaleza de la respuesta metabólica de un individuo. Los factores que determinan la distribución de tensión / deformación incluyen: magnitud de la fuerza, área ósea y distribución de la fuerza.⁽¹⁶⁾

3.1.5.2 En Intrusión del Sector Anterior

El movimiento intrusivo es usual en ortodoncia, sobre todo cuando se desea tratar mordidas profundas, en donde y por lo general, la fuerza aplicada se enfoca en la intrusión del segmento anterior.⁽⁷⁾

Este tipo de movimiento puede aplicarse en los 4 incisivos superiores como en los inferiores, teniendo en cuenta que los dientes anterosuperiores son las piezas que presentan mayor grado de reabsorción apical externa, es que, es de gran utilidad la realización de un análisis de elementos finitos para representar la ejecución de la misma, esto se hace, a fin de determinar la distribución inicial de la fuerza y la magnitud de tensión en los componentes del periodonto (cualitativa y cuantitativa) según los diferentes puntos de aplicación de fuerza. Esto se debe a que es imposible obtener una fuerza intrusiva que coincida con ejes longitudinales de los cuatro dientes.⁽⁷⁾

Saga, Maruo, Argenta et al para poder determinar la dirección de fuerza más recomendada en este tipo de movimiento se logró evaluar, gracias al análisis de elementos finitos, 4 diferentes tipos de carga. La carga 1 tiene la fuerza aplicada entre los brackets de los incisivos centrales; la carga 2 tiene la fuerza aplicada entre los brackets de los incisivos centrales y laterales derecho e izquierdo; la carga 3 con una aplicación de fuerza a distal de los brackets de los incisivos laterales

derecho e izquierdo; y la 4ta carga va bilateral a 7 mm hacia distal del centro de los brackets de los incisivos laterales (Figura N° 14).⁽⁷⁾

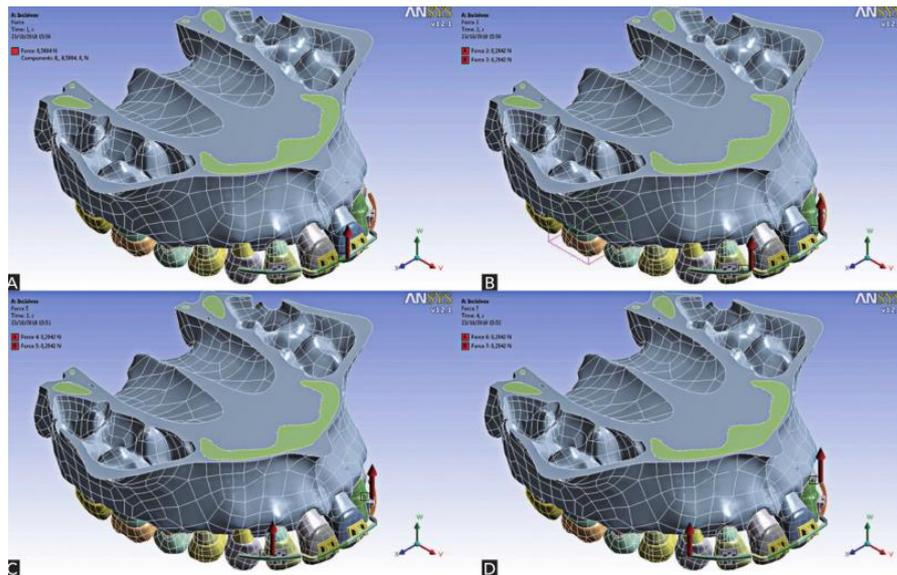


Figura N°14: Dirección de fuerzas de intrusión en lo incisivos superiores: A: Carga 1 / B: Carga / C: Carga 3/ D: Carga 4⁽⁷⁾

Como parte del proceso se modeló el maxilar superior a partir de tomografías cone bean (i-CAT TM, Imaging Sciences, Hatfield, PA, EE. UU.), tomadas de una base de cráneo, obteniéndose 256 cortes con 0,25 mm de grosor que fueron convertidos en archivos DICOM exportables, teniendo como siguiente paso la generación de un modelo geométrico 3D, adicionalmente y se procedió a modelar los brackets y el alambre a elección (Saga , Maruo et al eligieron un brackets metálico estándar de slot 0.022 y Alambre de acero 0.019 x0.025). En total y con la ayuda de un procesador, ejemplo el ANSYS TM v 12.1, se generará un modelo de elementos finitos de 322450 de elemento tetraédricos con una longitud de borde de o.25 a 1.50 mm y 63380 nodos. La elección de elementos finitos tetraédrico nos permite capturar las superficies curvas complejas en la precisión del modelado. Además, se debe respetar el espacio de 0.25 mm entre las raíces y las superficies óseas, espacio que corresponde al ligamento periodontal.

Como ya se había dicho, todo material, en este caso metal y biológico, se asumirá homogéneo e isotrópico con características física establecidas, como son el módulo de Young y los coeficientes de Poisson (Tabla N° 05); y para representar la respuesta mecánica no lineal del ligamento periodontal se debe usar los parámetros de respuesta instantánea hiperelástica (Tabla N° 06).⁽⁷⁾

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficientes de Poisson
Esmalte	84100 ^a	0.20 ^a
Dentina	18600 ^a	0.31 ^a
Hueso Compacto	13800 ^a	0,26 ^a
Hueso trabecular	345 ^a	0.31 ^a
Acero inoxidable	200000 ^b	0.30 ^b

Tabla N° 05: Propiedades de Materiales Básicas de Diente, Hueso y Acero usadas por Saga, Maruo, Argenta et al ⁽⁷⁾

C1 (MPa)	C2 (MPa)	C3 (MPa)	Kv (MPa)	β
0.004	0.002	0.004	1000	3.5

Tabla N°06: Parámetros de Respuesta Instantánea Hiperelástica del Ligamento Periodontal

La fuerza necesaria para la intrusión para cada incisivo superior oscila entre 10 a 20 gF, y es por eso que Saga, Maruo, Argenta et al usaron 15 gf, en el sistema de análisis de elementos finitos, por cada incisivo a intruir. La fuerza de intrusión tiene una dirección hacia arriba y va directamente aplicada sobre el modelo de alambre de acero, y en los puntos de las diferentes situaciones ya mencionados. Como siempre, se debe de definir las condiciones de contorno, y este caso, se impusieron de 0 desplazamiento y 0 rotación en los nodo a lo largo del maxilar cortado en el plano horizontal supra apical. Para poder determinar el estrés, se evalúa en gráficos de dispersión XY, en una línea sagital labio ápico palatina representativa de la cresta alveolar, casi coincidente con el eje medio sagital del diente. En esta línea seleccionaron nodos 79 para los centrales y 88 para los laterales, enumerados; y se consideraron solo los dientes del lado derecho debido a que se trabaja sobre rasgos anatómicos del maxilar y dientes simétricos. (Figura N° 15)⁽⁷⁾

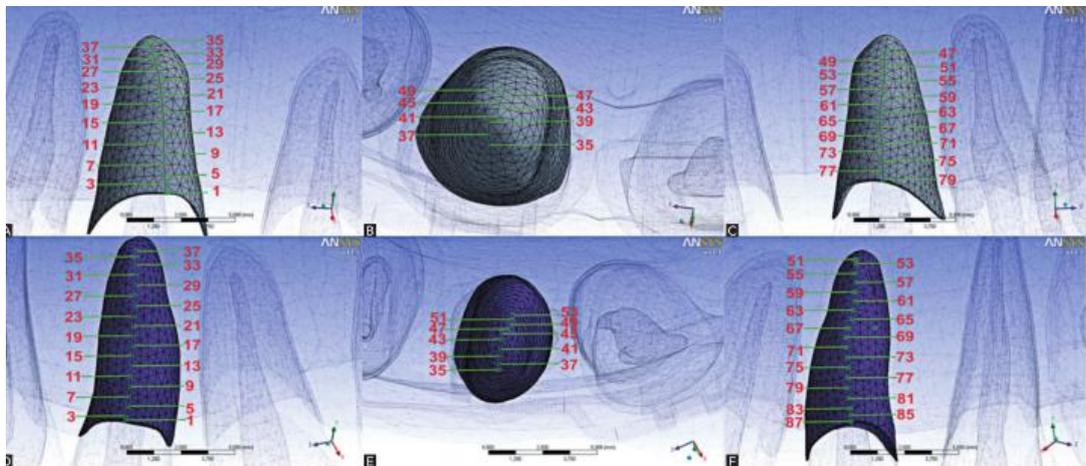


Figura N° 15: Nodos impares para los incisivos superiores derechos en la línea sagital ápico palatina representativa de la cresta alveolar. Nodos Incisivo Central A. Vista Labial/ B Vista apical/ C Vista Palatina. Nodos Incisivo Lateral D Vista Labial/ E Vista apical/ F Vista Palatina⁽⁷⁾

Una de las maneras de graficar los resultados es a través de diagramas de contorno, ahí se muestran datos de estrés nodal del ligamento periodontal en la interfaz ósea alveolar y ligamentosa, esta información es muy útil debido a que este estrés está íntimamente relacionado con los sitios de remodelación ósea. Estos registros van a mostrar diferentes tipos de tensiones que se clasificaron en tensión mínima, media y máxima. El estrés mínimo (Min PS) fue equivalente al estrés de compresión. Y en el diagrama de contorno, la compresión es mayor a nivel apical indiferentemente del tipo de ubicación de la aplicación de fuerza. El color azul indica áreas de mayor compresión, el rojo áreas de menor compresión. (Figura N° 16)⁽⁷⁾

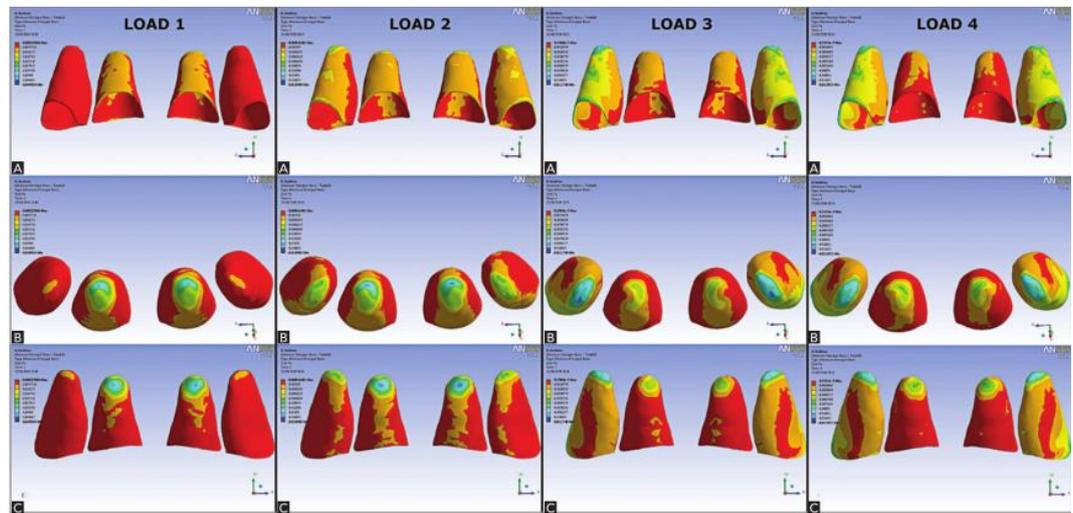


Figura N° 16: Diagrama de contorno para la distribución de Min PS.⁽⁷⁾

Para la carga 1, la compresión más alta se produce en el ápice de los incisivos centrales y hay mayor compresión a nivel bucal que palatina

Para la carga 2, la compresión es mayor a nivel apical de los incisivos centrales pero con un desplazamiento a mesial. Los incisivos laterales también se verán afectados a nivel apical. Con lo que respecta a sus caras bucales y palatina, las primeras presentan mayor compresión, sobre todo a nivel de la línea labio ápico palatino de los incisivos laterales.

Para la carga 3, la mayor compresión está ubicada en los ápices de los incisivos laterales, estas áreas también se observan en la región medio labial del ligamento periodontal, así como en el margen labial. Los incisivos Centrales presentaron mayor estrés en la región palatina de ápice, y en la cara palatina presentó menor presión que la bucal.

En la carga 4 la compresión más alta también está en los ápices de los incisivos laterales. Se observan también áreas compresivas en la región labial media y en el margen labial y mesial de los incisivos laterales. Comparativamente a la carga 3, los incisivos centrales del en su cara labial son menos compresivos. Las magnitudes de MinPS (milliPascal o mPa) para los cuatro modelos de carga se muestran en la Tabla N°07.⁽⁷⁾

	CARGAR 1	CARGA 2	CARGA 3	CARGA 4				
MinPS	Max	Min.	Max	Min.	Max	Min.	Max	Min.
Incisivo central	-7.72	-40.14	-2.20	-	-	-	-	-
Incisivo lateral	-0.94	-5.30	-0.99	-8.49	-	-	-	-
					1.29	9.89	1.74	9.57

Nota: cuanto más negativo sea el valor, mayor será el esfuerzo de compresión.

Tabla 07: Valores MinPS (mPa) de la simulación de cuatro cargas en los incisivos centrales laterales superiores derechos

Múltiples estudios demostraron que el movimiento intrusivo y el aumento en la proinclinación de incisivos fueron responsables de la reabsorción radicular. Si hacemos un análisis de las cargas estudiadas podemos evidenciar que las cargas 1 y 2 tuvieron mayor compresión a nivel del ápice y generaron mayor proinclinación de los incisivos centrales, lo que las vuelve las fuerzas menos deseables durante el movimiento intrusivo de los incisivos superiores.

La teoría nos dice que los centros de resistencia de los 4 incisivos superiores se encuentran a 8 a 10 mm hacia apical y de 5 a 7 mm a distal de los laterales. Esto significa que una posición más posterior generaría la verticalización. La ubicación del centro de resistencia de los 4 incisivos dependerá de la forma del hueso circulante, la morfología radicular, la posición de cada diente y la estructura de la inserción del ligamento periodontal. Por citar un ejemplo, si el eje axial de un diente varía, también variará el centro de resistencia.

En las cargas 3 y 4 se podrá lograr una intrusión más pura o con mínima proinclinación, pero la carga 4 si tendrá una inclinación distal de los incisivos laterales. ⁽⁷⁾

3.1.5.2.1 En Intrusión en Pacientes Periodontalmente Comprometidos

Existen diferencias si se desea intruir dientes anterosuperiores en un paciente con las estructuras de soporte sanas a uno que las tenga deterioradas. Es decir lo ideal es determinar el valor de fuerza a usar para alcanzar este movimiento dental sin generar un mayor deterioro del estado periodontal del paciente. Hay que tener en cuenta que los pacientes con enfermedad periodontal tienen la condición denominada "migración dentaria patológica" que se caracteriza por la extrusión y proinclinación de los incisivos superiores, debido al desarrollo de defectos óseos y la pérdida de inserción causada por la enfermedad periodontal. Esto indefectiblemente afecta la estética y función masticatoria del paciente, pero solo se procederá a tratarlo siempre que la enfermedad periodontal se estabilice y controle. Es controversial este tipo de tratamientos debido a que, como ya se había mencionado, este tipo de carga ortodóntica tiende a generar reabsorción radicular, predominantemente apical que va acompañado de una reducción del hueso alveolar o hasta necrosis pulpar. Es por eso que es importante realizar el análisis de elementos finitos a fin de estimar el estrés y distribución de fuerzas en un modelo con el periodonto reducido⁽²⁶⁾.

Minch, Sarul Nowak et al crearon un modelo geométrico del maxilar superior a partir de las tomografías computarizadas de un paciente comprometido periodontalmente (Figura N°17), discretizándolo posteriormente en elementos hexagonales para el ligamento periodontal, al que se dio un grosor promedio de 0,1 mm y características elásticas no lineales; otros tejidos como el hueso cortical y esponjoso, esmalte, dentina y pulpa fueron mallados usando elementos tetragonales. Después de establecer sus propiedades mecánicas de la materia, la fuerza intrusiva que se usó en los incisivos centrales iba de 0.1 a 0.4 N (0.1 N = 10.2 gF). En su estudio se concluyó que por más que las fuerzas fueran las más bajas, siempre se presentaría cambios de a nivel óseo y radicular. Por lo cual, la pieza 2.1 mostró un rango mayor de reducción del ligamento periodontal, que se debió a que el defecto óseo adyacente al diente 2.1 fue más pronunciado que en la 1.1, y aunque, se aplicara el mismo nivel de fuerza, este era el responsable de una mayor respuesta tensión, deformación del 2.1, por presentar características menos homogéneas. Es por eso, que si se va a realizar tratamientos ortodónticos en pacientes periodontalmente comprometidos, estas fuerzas deberán ser las más bajas pero efectivas. Se pudo concluir que una

fuerza de 0,1 N produce intrusión efectiva y la remodelación ósea, favoreciendo la regeneración del defecto óseo. ⁽²⁶⁾

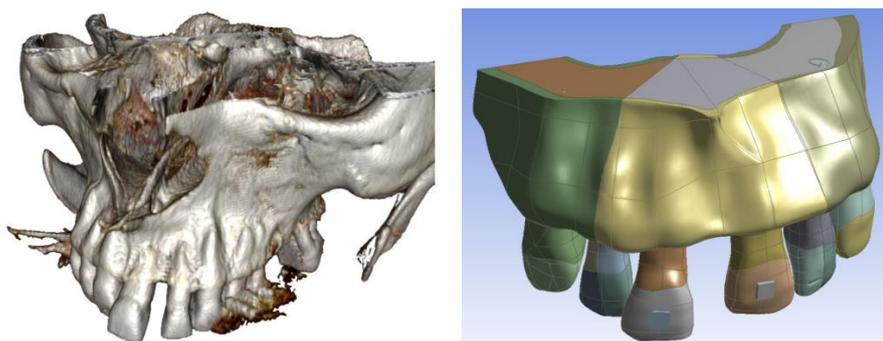


Figura N° 17: Segmentación del Maxilar Superior en la Tomografía Computarizada y su modelado⁽²⁶⁾

3.1.5.3 En Intrusión Del Sector Posterior

Dentro de los movimientos ortodónticos, debemos resaltar que, la intrusión del sector posterior es uno de los más difíciles de lograr, y que tanto la magnitud y dirección de fuerza, como, la orientación de las unidades de anclaje, son importantes para evitar movimientos indeseables o la reabsorción radicular. Existen algunos factores que se deben considerar por tener implicancias sobre la distribución del estrés y la dirección del movimiento de intrusión, estos son: las variaciones en la morfología y ángulos radiculares, las diferentes inclinaciones del hueso alveolar en palatino y vestibular y las propiedades no isotrópicas y no lineales de los tejidos.⁽²⁴⁾

Çifter y Saraç, reafirman que la mecánica convencional de intrusión del sector posterior es limitada (bloques de mordida, aparatología fija con elásticos o hasta arcos multiloop), debido a que se necesitaba de la colaboración del paciente. Ellos tenían como precedente el uso de minitornillos y miniplacas de titanio con los que se lograron instruir los molares, alcanzando una disminución de la altura vertical anterior de la cara, una disminución del plano mandibular y una rotación anti horaria de la mandíbula. Esa es la razón por la que decidieron estudiar los efectos biomecánicos como el estrés, la tensión el desplazamiento de los dientes y sus tejidos circundantes con el análisis de elementos finitos de 3 mecanismos de intrusión posterior maxilar con anclaje de mini tornillos.

El modelado del maxilar superior se generó a partir de la tomografía del que usó cortes axiales de 0.625 mm. perpendicular al plano oclusal Este modelo fue modificado por que se colocó cada diente en el maxilar según la prescripción Roth, como si ya estuvieran alineados y usando el arco Tru.Arch de Ormco. El ligamento periodontal fue concebido de 0.25 mm de grosor uniforme. El hueso cortical se calibre a 2mm por palatino y fue disminuyendo de a 1 desde la parte superior del hueso alveolar del piso nasal alveolar vestibular en su sector apical. También se generaron modelos para los brackets, arcos de 0.08 x 0.025 y minitornillos (Figura N° 18 C). Los brackets fueron colocados virtualmente en el eje axial de cada diente. En el modelo número 1, los dientes posteriores están unidos en un arco segmentado, por vestibular y palatino; los minitornillos se colocaron en entre las raíces de primer y segundo premolar y los primeros y segundos molares, en sus lados vestibular y palatino con 94.630 elementos finitos.(Figura N° 18)⁽²⁴⁾

El segundo varía porque a diferencia del primero, por palatino, no tiene minitorneillos, en su lugar tiene dos ATP de 1.4 mm que unen los primeros molares y otro que uniendo los primeros molares. Estos ATP se separaron del hueso palatino 5 mm. Este modelo se formó con 203.150 elementos finitos (Figura N° 19)

El Tercer modelo a diferencia del segundo modelo solo tiene un ATP a nivel de los primeros molares El ATP se coloca 5 mm del hueso palatino. (Figura N° 20). Este modelo fue constituido por 198.600 elementos finitos.

El uso ATP, se debe, a la necesidad de minimizar el aumento de torque; para simular la soldadura de la banda a ATP, estos anclajes se modelaron como si fuesen una unidad con las bandas.

Cada uno de los nodos tenían 3 grados de libertad translacional, y al igual que en los casos anteriores se introdujeron las características o propiedades de las materias, y las condiciones de frontera se asignaron a los nodos en el piso de la cavidad nasal como un desplazamiento cero en todas las direcciones. Cada segmento dental fue sometido virtualmente a 300gf.⁽²⁴⁾

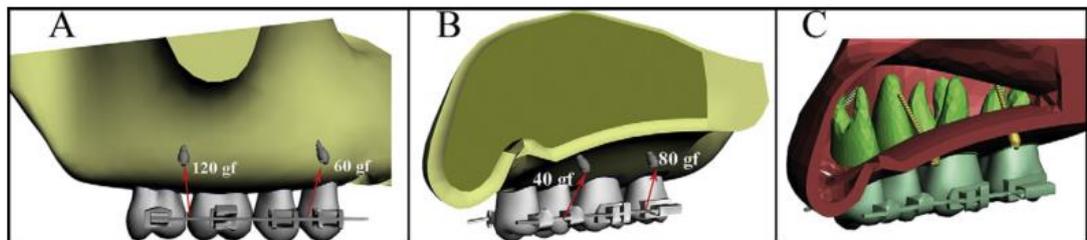


Figura N° 18: Modelo del Movimiento Intrusivo 1⁽²⁴⁾

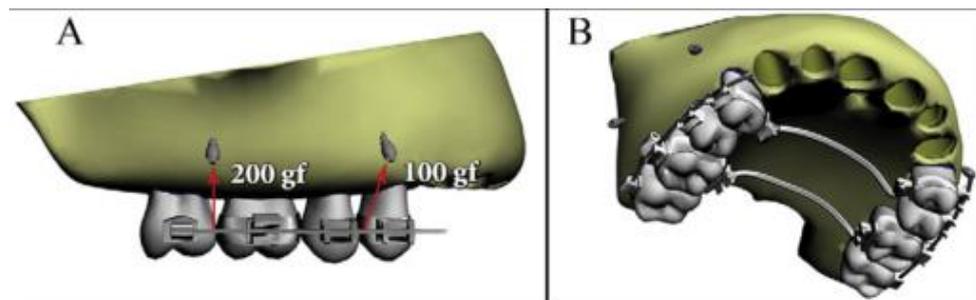


Figura N° 19: Modelo del Movimiento Intrusivo 2⁽²⁴⁾

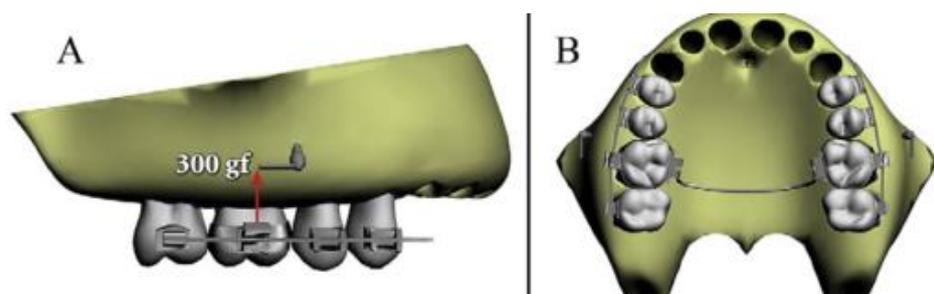


Figura N° 20: Modelo del Movimiento Intrusivo 3⁽²⁴⁾

El análisis de elementos finitos nos permite evaluar el desplazamiento calórico de los dientes posteriores y la distribución de tensión Von Mises (Teoría de la energía de cortadura o teoría de la energía de distorsión máxima) a lo largo de la superficie radicular. Para determinar los movimientos de inclinación, se evalúa los desplazamientos verticales de dos nodos, uno en el ápice y otro en la punta de la cúspide, estos nodos tenían las mismas coordenadas.

El modelo 1 arrojó un estrés máximo de Von Mises fue de 0.07855 N por milímetro cuadrado. Tanto el tercio apical de las primeras premolares y la región radicular mesial de la primera molar mostraron las mayores magnitudes de tensión. Las áreas de trifurcación del primer molar y las regiones adyacentes a los sitios de aplicación de fuerza también mostraron valores de tensión relativamente altos (Figura N° 21). La máxima intrusión fue localizada en la raíz mesial de la segunda molar, y la zona vestibular tuvo mayor intrusión que la palatina, esto generó una ligera inclinación vestibular de los diente; no se mostró cambios de inclinación significativos en dirección antero posterior (Figura N° 22)⁽²⁴⁾

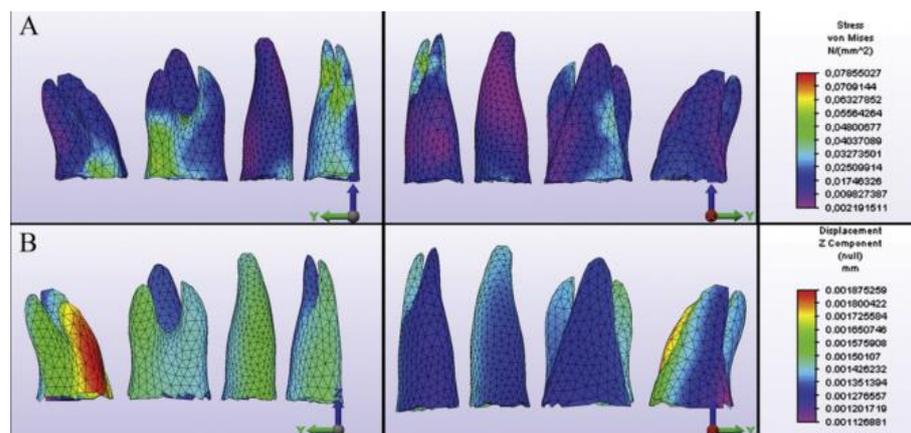


Figura N° 21: Análisis de Elementos Finitos Para el Modelo 1. A Niveles de Estrés. B. Desplazamiento⁽²⁴⁾

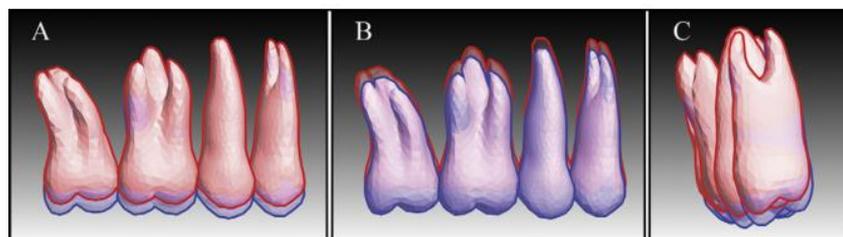


Figura N° 22: Superposiciones que denotan el Desplazamiento Vertical en el Primer Modelo (azul= antes/ rosa = después); A, Identificado en las Coronas B, Identificado en las raíces; C, Desplazamiento en la dirección Vestibulopalatina⁽²⁴⁾

En el segundo modelo, el estrés máximo de Von Mises fue 0.49114 N por milímetro cuadrado. Este valor fue aproximadamente 6.3 veces mayor que el valor de esfuerzo máximo en el primer modelo. Se observaron valores de estrés incrementados en el tercio radicular apical de las primeras premolares. Las

superficies palatinas de las raíces del primer molar y del primer premolar y las regiones adyacentes a los sitios de aplicación de la fuerza. Los mayores movimientos intrusivos se localizaron en las raíces vestibulares del primer y segundo molar. La intrusión de las raíces vestibulares fue considerablemente más alta que en las raíces palatinas (Figura 23). En contraste con la intrusión en las raíces palatinas, la extrusión fue evidente en las cúspides palatinas, como resultado del prominente movimiento de inclinación vestibular del segmento dental. (Figura N° 24)⁽²⁴⁾

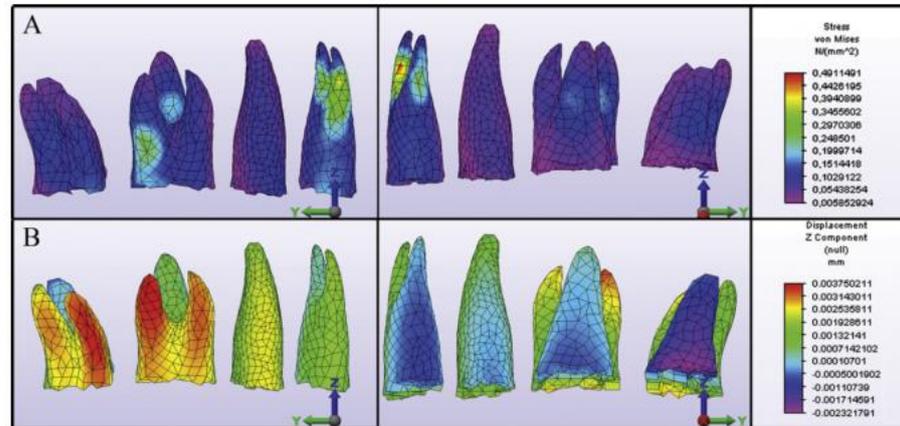


Figura N° 23: Análisis de Elementos Finitos Para el Modelo 2: A Niveles de Estrés. B. Desplazamiento⁽²⁴⁾

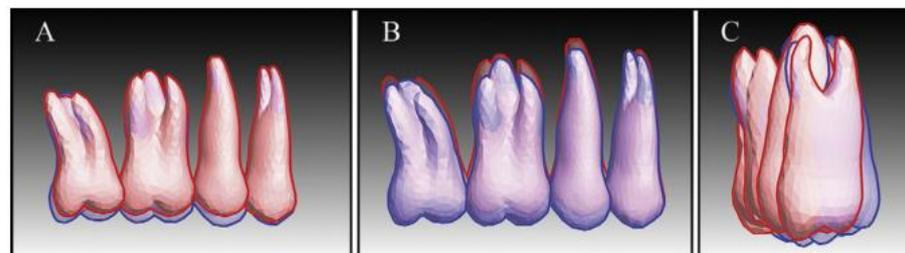


Figura N° 24: Superposiciones que denotan el Desplazamiento Vertical en el Segundo Modelo (azul= antes/ rosa = después); A, Identificado en las Coronas B, Identificado en las raíces; C, Desplazamiento en la dirección Vestibulopalatina⁽²⁴⁾

EL tercer modelo presento el valor máximo de tensión de Von Misses de entre los tres modelos, este fue de 0.52708 N por milímetro cuadrado, que corresponde aproximadamente a 6.7 veces el primer modelo. El estrés fue mayor en la superficie pen las raíces de las primeras molares y en el tercio apical radicular de las primeras premolares. Su intrusión máxima se encontró en la cara vestibular de las raíces del primer molar, la intrusión en general, en este modelo, la intrusión fue disminuyendo en las zonas anterior y posterior del segmento dental, la raíz palatina del segundo molar también se intruyó (Figura N°25). Este modelo tuvo la mayor inclinación vestibular, en consecuencia, tuvo la extrusión más marcada de la raíz palatina. (Figura N° 26).⁽²⁴⁾

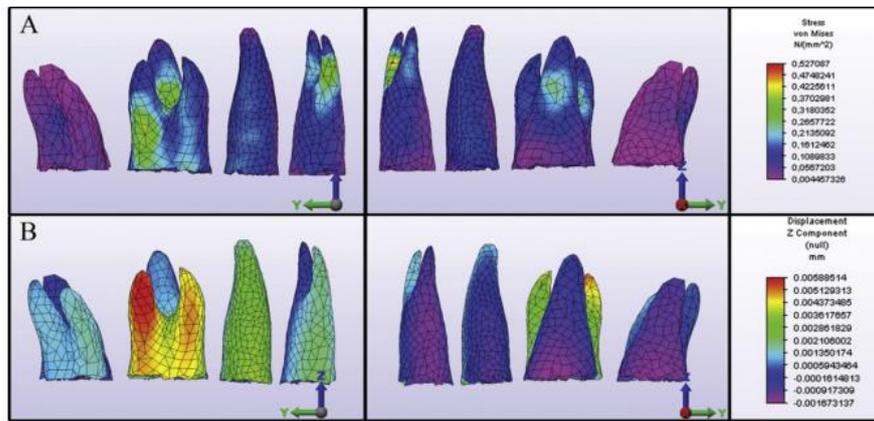


Figura N° 25: Análisis de Elementos Finitos Para el Modelo 3: A Niveles de Estrés. B. Desplazamiento⁽²⁴⁾

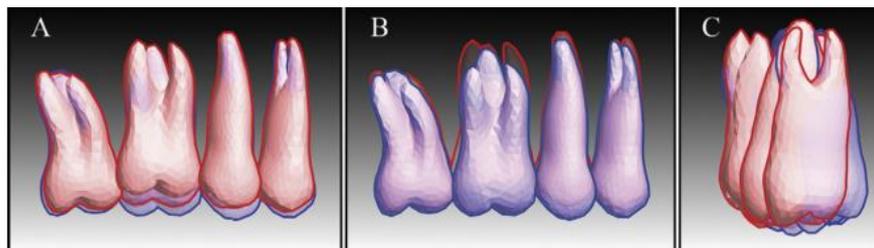


Figura N° 26: Superposiciones que denotan el Desplazamiento Vertical en el Tercer Modelo (azul= antes/ rosa = después); A, Identificado en las Coronas B, Identificado en las raíces; C, Desplazamiento en la dirección Vestibulopalatina⁽²⁴⁾

Como resultado, las fuerzas que fueron aplicadas de acuerdo con las relaciones de área de las superficies de raíz seleccionadas dieron un movimiento de intrusión, que fue particularmente evidente en el primer modelo.

La región apical radicular de las primera premolar y de la región apical de la raíz mesial de la primera molar registraron mayor aumento de estrés, por lo que son considerados las zonas más propensas a la reabsorción.

Para alcanzar una intrusión balanceada posterior, ellos suponen que la aplicación de fuerzas segmentadas (primer modelo), es la más equilibrada y pura que la alcanzada con los ATP, esto se podría mejorar usando un diámetro mayor de Alambre para el ATP, que salvaguarde mejor el anclaje requerido, siempre que sea usado con fuerzas intrusivas por vestibular, es decir, su efecto de verticalización sería visible a través de un proceso a largo plazo de remodelación ósea, al igual que las interferencias oclusales desaparecerían con el paso del tiempo conforme se alcance la intrusión de las cúspides palatinas, es decir, la distribución del estrés y un mejor control de la inclinación vestibular estarían presentes. Una manera adicional de evitar la vestibularización de las piezas dentales sería el uso de dobleces de compensación y el uso de brackets de slot 0.022.⁽²⁴⁾

3.1.5.4 En Cierre de Espacios

El cierre de espacios, por lo general, consiste en ejercer una fuerza en sentido vestibulo lingual.

Se ha demostrado que el estrés extremo durante esta carga de ortodoncia puede llevar a una funcionalidad reducida, una degeneración significativa del tejido dental y resultados estéticos y clínicos desagradables. De esa manera, la aplicación de magnitudes de fuerza ligera conduce a la oclusión parcial del ligamento periodontal, y la actividad celular en el ligamento reconstruye el hueso alveolar mediante la reabsorción del hueso vestibular. Por el contrario, la aplicación de fuerzas pesadas puede inducir isquemia y muerte celular en el ligamento periodontal que pueden debilitar la reabsorción ósea. A diferencia de las fuerzas ligeras que provocan un movimiento fisiológico y constante de los dientes, las fuerzas pesadas producen necrosis y alteración de la remodelación ósea, por lo que la condición de estrés del ligamento periodontal afecta directamente al grado y la calidad del movimiento dental. ⁽¹⁶⁾

Estudios previos de análisis finitos aseguran que este tipo de fuerza aplicadas en el punto medio de la corona de los incisivos inferiores, en pacientes con estructuras óseas conservadas, producen una mayor presión a nivel distal del ligamento periodontal que su zona mesial, lo que principalmente se atribuye a la anatomía de lo incisivos, y generan una rotación. Cabe mencionar que se tomaron tamaños constantes del ligamento periodontal. ⁽²³⁾

Geramy, Bouserhal, Martin, et al realizaron un estudio para analizar la distribución de esfuerzos y deformaciones en el hueso alveolar entre dos incisivos centrales en el proceso de cierre de diastemas con una fuerza constante. Para ello, se utilizó un modelo de computadora tridimensional basado en técnicas de elementos finitos. Se diseñaron 10 modelos de un segmento anterior de la mandíbula que contenían hueso cortical, hueso esponjoso, gingival, ligamento periodontal y dos incisivos centrales con brackets en la superficie labial de cada diente. Los modelos 1 a 5 eran idénticos, excepto por la distancia entre los dientes, que era de 4,5 mm, 3,5 mm, 3 mm, 2 mm y en contacto. Estos fueron diseñados para evaluar el movimiento corporal de los dientes en el cierre de diastema con un dispositivo fijo. Los modelos 6 a 10 fueron los mismos que los primeros cinco modelos (distancia de dientes) y fueron diseñados para evaluar el movimiento de inclinación en el cierre de diastema. Los modelos fueron mallados, 32373 nodos; 12289 elementos del cuerpo (tetraedro cuadrático de 10 nodos. Todos los nodos en el área de superficie distal de los modelos se restringieron de todos los desplazamientos como condición de frontera. La fuerza aplicada fue 0.5 N en cada diente. En el modelo 1 a 5, se agregó un momento para producir movimiento corporal. El estrés de von Mises se evaluó a lo largo de un camino de nodos definidos en una dirección cresto-apical en la línea media entre dos dientes. Se observó que el estrés y la tensión del hueso alveolar aumentaron en la línea media con una fuerza constante para cerrar el diastema independientemente del tipo de movimiento en pasos graduales de cierre del diastema, sin embargo, el estrés fue mayor en el movimiento de inclinación que en el de cuerpo entero, por lo que, puede ser sugerido la introducción de un protocolo del sistema de fuerza modificadas para compensar los cambios de tensión y deformación causados por la distancia reducida y así evitar la alteración de la tensión no deseada durante el cierre del diastema. Un hallazgo interesante en este estudio durante el movimiento de traslación fue que el valor de la tensión ósea cresta es aproximadamente 49.5% menor que en el movimiento de inclinación con la misma distancia de diastema de 4.5 a 2 mm. Este hallazgo demostró que el

movimiento corporal puede ser más seguro debido a la distribución del estrés más baja y constante en el periodonto.⁽¹⁶⁾

3.1.5.4.1 En Cierre de Espacios en Pacientes Periodontalmente Comprometidos

Fajardo, S; Murillo, Y; Velásquez LM et al realizaron un estudio del análisis de elementos finitos en pacientes con el hueso alveolar reducido. El modelo se basó en el tamaño y forma estándar de los incisivos centrales, laterales, caninos, primer premolar, segundo premolar, primer y segundo molar inferior; sobre estos se digitalizó el hueso alveolar, ligamento periodontal (Figura N°27) Modelaron el ligamento periodontal de 0.25 mm, y este recubría uniformemente cada raíz (Figura N° 28). Los brackets modelados fueron la representación del sistema DAMON en el que, a su vez, se modeló un alambre 0.019 x 0.025 y la ligadura que une en bloque de canino a canino (Figura N° 29).⁽²³⁾

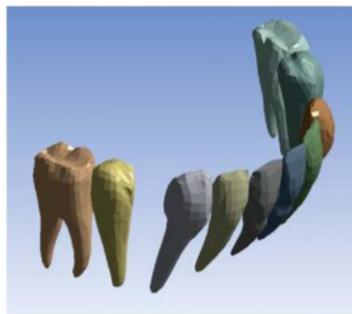


Figura N° 27: Dibujo de los Dientes de Fajardo; Murillo; Velásquez et al⁽²³⁾

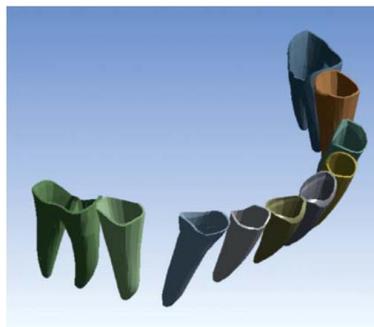


Figura N° 28: Dibujo del Ligamento Periodontal con un Espesor de 0.25 mm⁽²³⁾

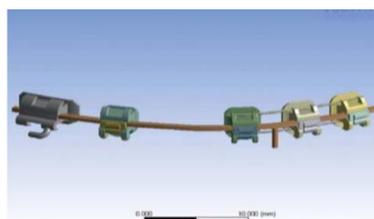


Figura N° 29: Dibujo de los Brackets Damon y el Arco de acero con postes⁽²³⁾

El hueso fue graficado con diferentes grados de reabsorción ósea, estas median 2, 3, 4, 5 y 6 mm y desde la línea amelocementaria al borde tejido óseo. Una vez que fueron ingresadas las propiedades de la materia se procedió a determinar las condiciones de frontera, en donde se restringió el movimiento total del hueso en sentido posterior e inferior representando, de esta manera, la acción de los músculos que intervienen en el proceso masticatorio. Finalmente los modelos se discretizaron y se les aplicó la carga de 1.5 N que equivale aproximadamente a 150 gr., simulando un resorte NiTi cerrado, que iba de distal de la 1ra molar al hook del arco de acero posicionado entre el lateral y el canino (Figura N° 30).⁽²³⁾

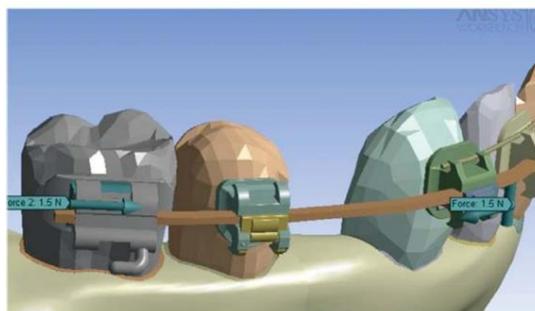


Figura N° 30: Fuerzas aplicada sobre el modelo con Brackets Damon⁽²³⁾

Ellos concluyeron que sin importar las diferencias de alturas de la reabsorción, de 2 a 6 mm, las fuerzas eran aceptables para alcanzar el cierre de espacios si es que estaban entre los rangos de 150 a 91.71; y que el desplazamientos de los dientes durante el primer instante de cierre de espacios con el sistema Damon son mayores en caninos que en premolares, centrales y laterales, en ese orden. Conforme se va perdiendo hueso alveolar también va aumentando el desplazamiento de las piezas dentales. El estrés a nivel ligamento periodontal a nivel cervical del canino, también va aumentando conforme se va perdiendo inserción ósea en el canino, el estrés del premolar y molar también aumentan, pero en menos proporción. Los mayores esfuerzos del bracket están en la zona de unión entre le bracket y el diente canino y molar, debido a su cercanía a la aplicación de la carga. El alambre presentó mayor esfuerzo en su hook. (Tablas N° 8,9, 10, 11,12)⁽²³⁾

Distancia de hueso a la línea amelocementaria (mm)	Movimiento de canino (mm)	Fuerza para que el movimiento sea igual al periodonto normal (N)
2	0.001559	150.00
3	0.00167	140.03
4	0.00189	123.73
5	0.00218	107.27
6	0.00255	91.71

Tabla N° 08: Correlación entre Crecimiento Lineal del Desplazamiento y la Fuerza Aplicada⁽²³⁾

Altura del hueso a la línea amelocementaria (mm)	MOVIMIENTO (mm)			
	incisivo central	incisivo lateral	canino	premolar
2	0.000926	0.000973	0.001559	0.0016855
3	0.00128	0.001109	0.00167	0.0016711
4	0.00141	0.001224	0.00189	0.001713
5	0.001644	0.001381	0.00218	0.0017676
6	0.001834	0.001575	0.00255	0.0018516

Tabla N° 09: Desplazamiento de los Dientes para cada Altura de Hueso⁽²³⁾

Altura del hueso a la línea amelocementaria (mm)	ESFUERZOS (MPa)				
	incisivo central	incisivo lateral	canino	premolar	molar
2	4.30E-03	3.38E-03	7.30E-03	7.44E-03	8.70E-03
3	6.45E-03	4.00E-03	7.89E-03	7.40E-03	7.62E-03
4	4.06E-03	5.05E-03	8.38E-03	7.26E-03	7.90E-03
5	3.65E-03	4.80E-03	9.70E-03	7.34E-03	7.15E-03
6	5.16E-03	5.17E-03	1.01E-02	7.55E-03	7.02E-03

Tabla N° 10: Esfuerzo sobre el Ligamento Periodontal cada Altura de Hueso⁽²³⁾

Altura de hueso a la línea amelocementaria (mm)	Esfuerzos en brackets de central, lateral y canino (MPa)
2	35.528
3	44.667
4	51.744
5	60.245
6	71.096

Tabla N° 11 Promedio de Esfuerzos sobre los Brackets Damon cada Altura de Hueso de Central, Lateral y Canino⁽²³⁾

Altura de hueso a la línea amelocementaria (mm)	Esfuerzos en alambre (MPa)
2	66.505
3	66.511
4	66.524
5	66.538
6	66.555

Tabla N° 12: Esfuerzo en el Alambre 0.019 x 0.025 de Acero inoxidable cada Altura de Hueso⁽²³⁾

3.1.5.5 En 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. 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. ⁽²⁷⁾

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.

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.

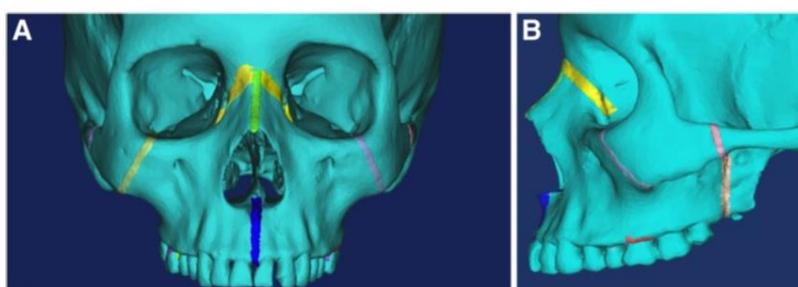


Figura N° 31: Cráneo 3D con Suturas Generadas Manualmente.
A. Una vista frontal. B Vista lateral

El objetivo de este 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.

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.

Simulación	Protocolo clínico	Ubicación de la fuerza (bilateralmente)	Dirección de fuerza (al plano oclusal)
A	FM [-30]	Superficie bucal de los primeros molares maxilares	-30
B	Pal-MI-FM [-30]	3 mm de lateral de la sutura media palatina	-30
C	Ant-MI-FM [-15]	Entre las raíces del canino y el primer premolar	-15
D	Ant-MI-FM [-30]	Entre las raíces del canino y el primer premolar	-30
E	Ant-MI-FM [-45]	Entre las raíces del canino y el primer premolar	-45
F	Ant-MI-FM [+30]	Entre las raíces del canino y el primer premolar	+30
G	Post-MI-FM [-30]	Entre las raíces del segundo premolar y molar	-30
H	Post-MI-FM [-45]	Entre las raíces del segundo premolar y molar	-45

Tabla N° 13: Simulaciones de 8 Protocolos Clínicos para la Protracción Maxilar

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 (Figura N° 32). La simulación B modela un Hyrax soportado por micro implante con máscara facial que se muestra en la Figura N° 33. Las fuerzas se aplican 3 mm a los lados de la sutura palatal media, en un ángulo de 30 ° debajo del plano oclusal (Figura N° 33). 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 (Figura N° 34). 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 (Figura N° 35). 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° 36).⁽²⁷⁾

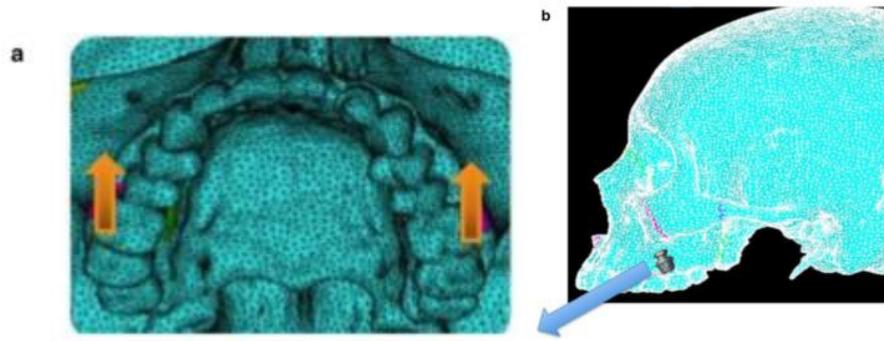


Figura N°32: a, b Ubicación de la aplicación de fuerza para la simulación A-FM [-30°]⁽²⁷⁾

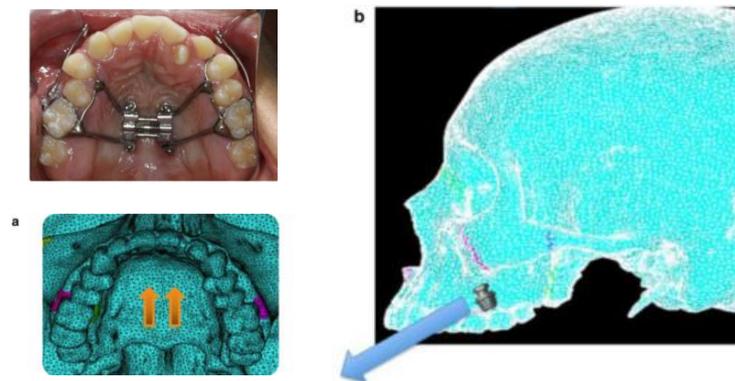


Figura N° 33: Vista intraoral de Hyrax con microimplante y mascarilla con Pal-MI-FM [-30°] / a, b Ubicación de la aplicación de fuerza para la simulación B-Pal-MI-FM [-30°]⁽²⁷⁾

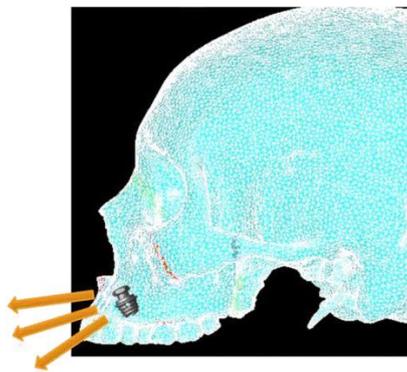


Figura N° 34: Ubicación y dirección de la aplicación de la fuerza para la simulación C-Ant-MI-FM [-15°], simulación D-Ant-MI-FM [-30°] y simulación E-Ant-MI-FM [-45°]⁽²⁷⁾

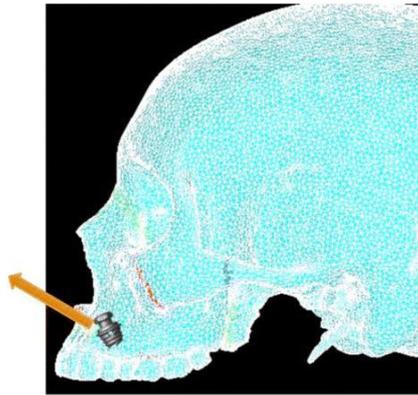


Figura N° 35: Ubicación y dirección de la aplicación de la fuerza para la simulación F-Ant-MI-FM [+ 30 °]⁽²⁷⁾

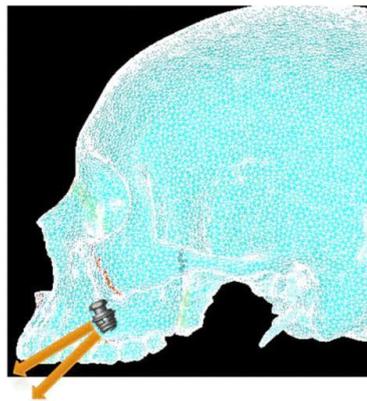


Figura N° 36: Ubicación y dirección de la aplicación de fuerza para simulación G-Post-MI-FM [-30 °] y simulación H-Post-MI-FM [-45 °]⁽²⁷⁾

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).

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.

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 °(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. ⁽²⁷⁾

Simulación	Protocolo clínico	Movimiento del complejo maxilar	Detalles del movimiento maxilar
A	FM [-30]	Rotación en el sentido contrario a las manecillas del reloj	Movimiento hacia delante y hacia arriba; ligero movimiento hacia abajo
B	Pal-MI-FM [-30]	Se traduce hacia adelante y hacia abajo	Igual movimiento hacia delante y hacia abajo
C	Ant-MI-FM [-15]	Rotación en el sentido contrario a las manecillas del reloj	Movimiento hacia delante y hacia arriba; todo el maxilar se mueve hacia arriba
D	Ant-MI-FM [-30]	Avance; ligera rotación en sentido horario	Movimiento hacia delante y hacia abajo
E	Ant-MI-FM [-45]	Rotación en el sentido de las agujas del reloj	Movimiento hacia abajo y hacia atrás; hueso nasal prolongado hacia adelante
F	Ant-MI-FM [+30]	Rotación en el sentido contrario a las manecillas del reloj	Movimiento hacia delante y hacia arriba; todo el maxilar se mueve hacia arriba
G	Post-MI-FM [-30]	Avance	Movimiento hacia adelante significativo; ligero movimiento hacia abajo
H	Post-MI-FM [-45]	Rotación en el sentido de las agujas del reloj	Leve avance, pero principalmente movimiento hacia abajo del maxilar

Tabla N° 14: Efectos Esqueléticos en el Complejo Maxilar⁽²⁷⁾

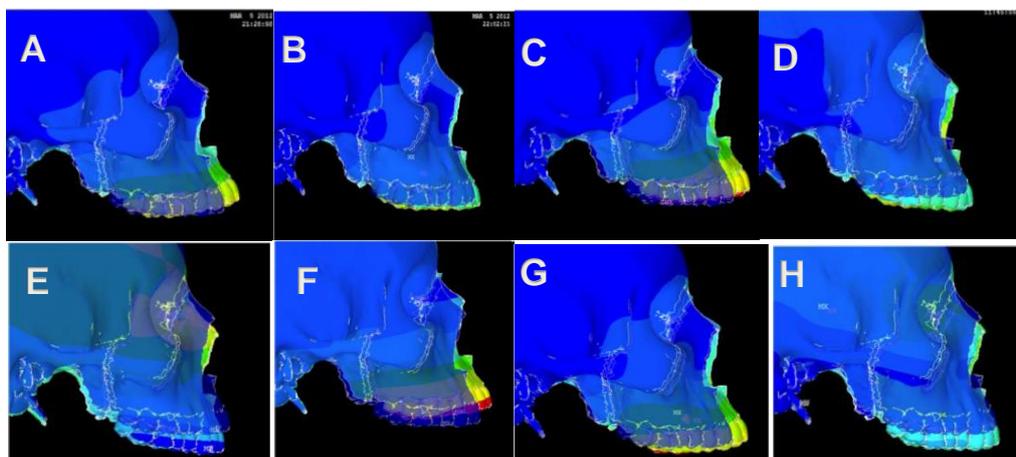


Figura N° 37: Superposiciones de las Simulaciones⁽²⁷⁾

3.1.5.6 En Retracción Maxilar

El arco facial es un aparato bien conocido y útil en tratamientos de ortodoncia. Varias técnicas usan el arco facial como un dispositivo auxiliar para el tratamiento de ortodoncia con diferentes objetivos.⁽²⁸⁾

La distalización molar es un método para recuperar espacio, por ejemplo, en maloclusiones unilaterales clase II. Este tipo de maloclusión a menudo es un desafío para los profesionales. Las modalidades de tratamiento para esta maloclusión incluyen: Arco facial asimétrico, extracciones asimétricas, patrones elásticos diferenciales, dispositivos de anclaje intraoral y, minitornillos. Los datos clínicos extensos han demostrado la efectividad del arco extraoral en la distalización unilateral.⁽²⁹⁾

Geramy, Hassanpour, Mehdi et al diseñaron cinco modelos 3D de elementos finitos de una porción mesiodistal de los maxilares. Los modelos contenían primeros molares superiores, sus ligamentos periodontales, hueso esponjoso, hueso cortical, bandas molares de acero inoxidable ajustadas a coronas molares y un casco cervical. La diferencia en los modelos fue en la longitud del arco exterior en el casquete cervical, que fue simétrico en el primer modelo y asimétrico en los modelos 2 a 4. La diferencia de longitud (acortamiento del arco externo izquierdo) fue de 5 mm (modelo 2), 10 mm (modelo 3) y 15 mm (modelo 4). El diámetro del alambre fue de 1,6 mm en el arco externo y de 0,9 mm en el arco interior (Figura N° 38). El último modelo fue el mismo que el cuarto excepto los dientes molares, que fueron reemplazados por dos bloques. Este reemplazo se realizó para simplificar la visualización de los detalles de los desplazamientos ocurridos en la carga del arco facial y para crear una imagen de la reacción molar (en el cuarto modelo). Los modelos se diseñaron en SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp., MA, EE. UU.) Y luego se transfirieron a ANSYS Workbench ver. 11 (ANSYS, PA, EE. UU.) Para el proceso de resolución. Para encontrar los ángulos formados entre el arco exterior y su tangente al cuello, se realizaron cálculos trigonométricos precisos con SolidWorks. Las distancias necesarias fueron mediadas usando un calibrador vernier clínico. De esta forma, se encontraron los componentes de fuerza exactos en las direcciones anteroposterior y mediolateral. Los componentes de fuerza se cargaron en ANSYS Workbench para realizar un análisis estático. El doblez del arco externo bajo carga fue analizado. Se consideró que el Arco Facial estaba hecho de acero inoxidable (módulo de Young = 200000 MPa, proporción de Poisson = 0,3). La malla fue realizada por el programa de mallado en el banco de trabajo ANSYS.

Los modelos en malla contenían 141.777 nodos y 82.023 elementos (Figura 38). Se definieron los materiales utilizados en los modelos. Los extremos del arco externo se cargaron con una fuerza de 2,5 N en el plano horizontal descompuesto en direcciones mediolateral y anteroposterior. Se evaluó la fuerza distalizante y lateralmente dirigida a los molares y momentos.⁽²⁹⁾

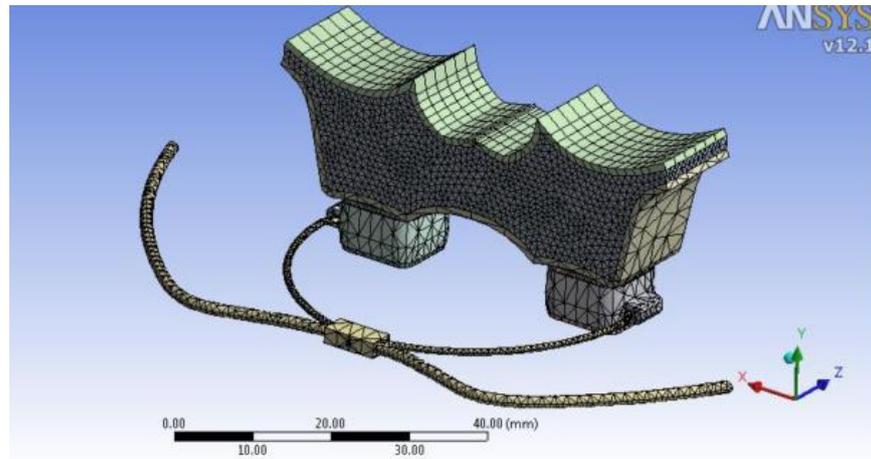


Figura N° 38: El modelo tridimensional de una porción del maxilar superior que contiene los primeros molares, sus PDL, bandas molares superiores, huesos esponjosos y corticales, y un arco facial tracción cervical con longitudes de arco externas desiguales (el arco externo izquierdo se acorta) ⁽²⁹⁾

Se notó una deformación en el casco cuando se lo conectó a la almohadilla para el cuello. Las deformaciones del arco exterior no fueron simétricas lo que produjo un movimiento complejo que proporcionó una nueva percepción de los eventos de desplazamiento que ocurren en los usuarios de arco facial. En la fuerza lateral se desplazó a la molar hacia bucal del lado intacto del arco y a lingual en lado del arco corto. En otras palabras, la fuerza lateral produce mordida cruzada en el lado del arco corto y mordida en tijera en el lado intacto del arco. Al aumentar la diferencia en la longitud del arco externo, la fuerza lateral disminuyó en el arco corto; pero en el arco intacto, observamos un incremento en la magnitud. Entre las tres situaciones del uso de arco facial, se observó el mayor efecto asimétrico cuando la diferencia de longitud fue de 15 mm, seguida de 10 mm y 5 mm. El efecto lateral se adquirió al restar la fuerza lateral producida en el arco intacto de la del arco exterior corto. Este valor mostró la tendencia a mover los molares en una dirección transversal (arco intacto-dirección corta del arco). La fuerza distal tenía la misma tendencia que la fuerza lateral. Pero, debe notarse que las diferencias de fuerza fueron mayores para las fuerzas distales que para las fuerzas laterales en las mismas diferencias de longitud. Significa que el efecto asimétrico se debe más a la fuerza distal que a la lateral. Las diferencias de momento mostraron el mismo comportamiento. A medida que disminuía la longitud del arco externo, la diferencia del movimiento aumentaba; en condiciones simétricas, la diferencia era pequeña e insignificante, y no se consideró ninguna diferencia. En 5 mm de longitud, la diferencia fue de 1.645 N. mm y luego aumentó a 5.044 N. mm en 15 mm. Un efecto menos notorio es la rotación alrededor del eje vertical, lo que hace que sea difícil resumir todos los efectos del tratamiento con el propósito de explicar o instruir (Figura N°39 al 42) ⁽²⁹⁾

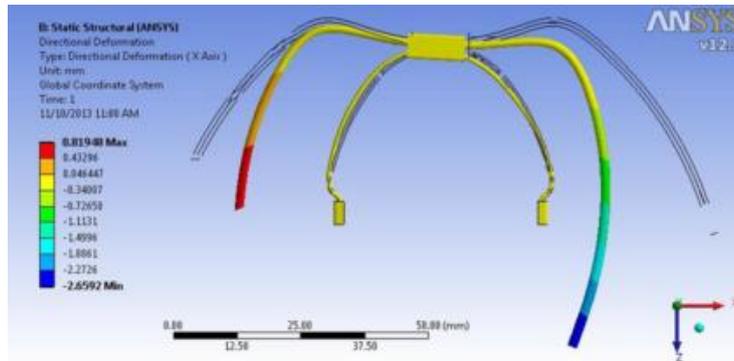


Figura N° 39: Desplazamiento del arco externo (X5) para mostrar la manera de deformación de respuesta a la carga. ⁽²⁹⁾

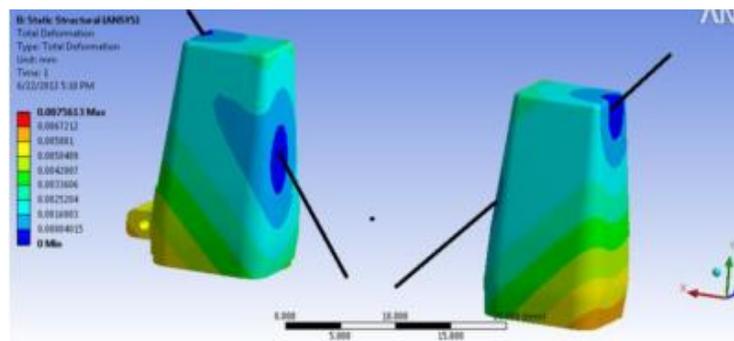


Figura N° 40: Reemplazar los dientes con dos bloques facilitó mostrar los desplazamientos. Las líneas negras representan los ejes de rotación (se mantuvo la banda derecha). ⁽²⁹⁾

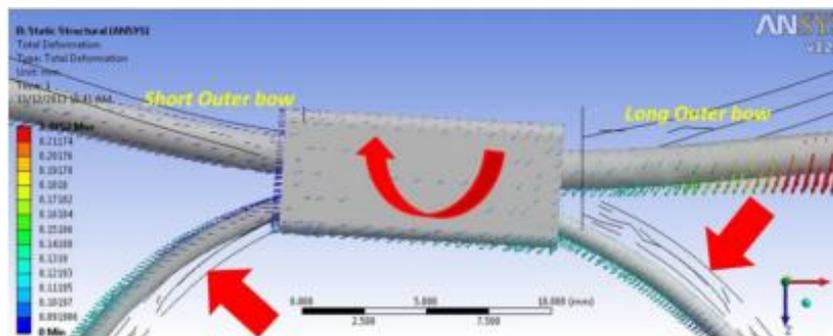


Figura N° 41: Una vista más cercana que muestra el efecto de un momento en el sentido de las agujas del reloj en la unión del arco exterior / arco interior. Tenga en cuenta la forma de la deformación del arco interior que representa el sistema de desviación lateral a la fuerza que se había planificado. La estructura antes de la deformación se muestra en líneas negras finas. ⁽²⁹⁾

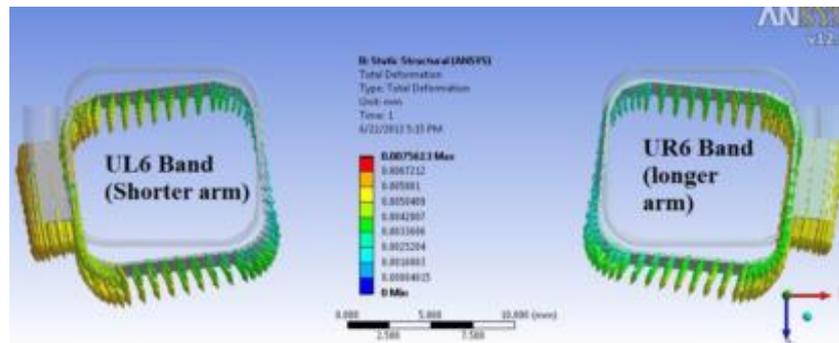


Figura 42: Una vista apico-oclusal del movimiento distal de las bandas (dientes), una rotación causada por la aplicación de fuerza descentrada (la distancia entre el tubo bucal y el eje largo del diente) y un momento de guiñada(desviación lateral a la fuerza planificada) en el sentido de las agujas del reloj; aunque no fácilmente perceptible (UL6 = primer molar superior izquierdo; UR6 = primer molar superior derecho). ⁽²⁹⁾

Geramy, Mortezaei, Omid et al realizaron un estudio cuyo objetivo principal fue analizar el sistema de fuerza de arcos faciales asimétricos de arco externo expandido unilateral para movimiento distal unilateral del molar durante un tratamiento de ortodoncia por el método de elementos finitos. Usaron seis modelos de elementos finitos tridimensionales de una porción mesiodistal de la maxila que contiene los primeros molares superiores, sus ligamentos periodontales, hueso esponjoso, hueso cortical y un arco facial de tracción cervical expandido unido al maxilar primero.

Los modelos eran los mismos, excepto por la forma del arco externo, que era simétrico en el modelo uno y unilateral (lado derecho) expandida en los cuatro modelos restantes.

La expansión del arco externo derecho se diseñó teniendo en cuenta un arco dibujado con el centro en el punto más anterior del arco externo. Cuatro posiciones diferentes del arco exterior simétrico y el más expandido se diseñaron dividiendo la diferencia de ángulo entre dos posiciones externas extremas (la posición simétrica y la más expandida). De esta forma, las expansiones graduales del arco externo fueron casi las mismas entre los modelos dos y cinco. El diámetro del alambre fue de 1,6 mm para el arco exterior y de 0,9 mm para interno (Figura N° 43).

Debido a la complejidad de la forma de los molares, los resultados no se pueden mostrar fácilmente en los dientes molares. Para resolver este problema, los molares fueron reemplazados por partes cúbicas en el último modelo para que sea más fácil mostrar los desplazamientos en el modelo 6.

Los molares se diseñaron en SolidWorks 2010 y se engarzaron en ANSYS Workbench ver. 12.1. Los modelos eran iguales excepto por el grado de expansión del arco externo. Los extremos del arco exterior se cargaron con una fuerza de 2 N. La fuerza de distalización y el momento neto fueron evaluados. Encontraron una disminución en la fuerza distalizadora en el molar lateral normal de 1.69 N a 1.37 N al aumentar el grado de expansión unilateral. Al mismo tiempo, la fuerza aumentó de 2.19 N a 2.49 N en el molar lateral expandido. También se mostró un momento neto que aumenta de 2.26 N.mm a 4.64 N.mm. Por lo que se concluyó que la expansión unilateral del arco externo puede producir diferentes fuerzas distalizantes en los molares, que aumentan al aumentar la expansión. ⁽²⁸⁾

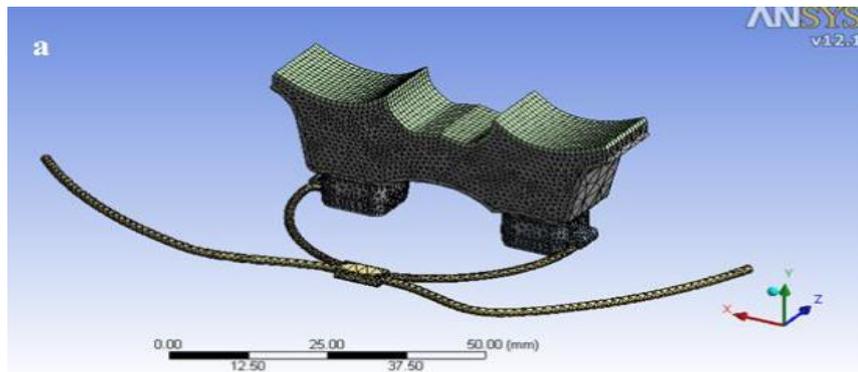


Figura N° 43: El mallado del modelo 3D ⁽²⁸⁾

3.1.5.7 En Expansión Maxilar Rápida

El término "mordida cruzada posterior" fue descrito por Wood en 1962 como la relación anormal bucal o lingual de los dientes maxilares y mandibulares cuando ambas hemiarcada están en oclusión. Si el problema tiene un origen esquelético el tratamiento consistirá en generar una expansión rápida maxilar (RME) y así producir cambios en las estructuras adyacentes, generando una apertura en la sutura medio palatina, es decir, es la técnica para aumentar la dimensión transversal de la mandíbula superior mediante fuerzas laterales aplicadas por el expansor palatino. La mayoría de los dispositivos de expansión rápida tienen un desplazamiento lateral en cada activación, que es de 0,2 mm. Después de la activación, se genera fuerza y se disipa con el tiempo; sin embargo, debido a las activaciones consecutivas, se genera fuerza residual, definida como la fuerza que permanece entre 2 activaciones consecutivas. Este tratamiento aplica fuerzas de activación iguales en pacientes de diferentes edades con variaciones en la densidad ósea, diferentes grados de osificación de las suturas circunmaxilares y diferentes patrones musculares y hábitos asociados. El tratamiento convencional requiere del desplazamiento del tornillo independientemente de la deformidad del dispositivo, esto se resta del desplazamiento total del tornillo. Por lo tanto, no solo se desconoce la fuerza real, sino también el desplazamiento real. Se ha demostrado que las fuerzas están constantemente presentes; las fuerzas desarrollan un RME residual durante la fase activa y continúan durante la fase de retención. Por lo tanto, el tipo de tornillo de la activación y protocolo de retención debe ser diferente para cada paciente. La inclinación bucal de los dientes posteriores es un efecto secundario no deseado que podría limitar la cantidad de expansión ortopédica obtenida, teniendo que suspender la expansión antes de tiempo evitando una mordida en tijera. La RME debe interrumpirse prematuramente para evitar una mordida cruzada ^(6,30,31)

Marques, Landre, Almeida et al gracias al análisis de elementos finitos investigaron la influencia del tornillo de expansión rápida hyrax en el grado de inclinación dental; para lo cual, se modeló un expansor hyrax y un arco de acero de 0.9 mm usando el software Solidworks (Dassault Systèmes, París, Francia) y una maxila, este último fue reconstruido a partir de imágenes tomográficas de 2 mm de espesor de un paciente que solo tenía ausencia de las terceras. Se diseñaron las bandas para evitar su movimiento en el diente. Se realizó tres diferentes modelados, a cada uno se les dio diferentes alturas de colocación del hyrax en la maxila: el primer modelo (FEM 1) tenía el tornillo colocado en un plano paralelo al plano oclusal que cruzaba las coronas de los dientes maxilares en el centro de la corona, 10 mm por debajo del centro de resistencia del primer molar maxilar. El segundo modelo (FEM 2) tenía

el tornillo simulado en una posición más alta e intermedia que era coincidente con el plano que intersectaba el centro de resistencia de los primeros molares maxilares. El modelo final (FEM 3) simuló el tornillo más cerca del paladar, 10 mm por encima del centro de resistencia de los primeros molares maxilares. Para los 3 modelos, las mallas se generaron con elementos que medían 2 mm con una tolerancia de 0,1 mm. Se realizaron estudios estáticos y los desplazamientos dentales, para cada uno de los 3 modelos se registraron en las direcciones bucolingual (eje x), coronoapical (eje y) y mesiodistal (eje z). Las simulaciones probadas mostraron que las 3 alturas de tornillo hyrax tenían diferentes tendencias de inclinación dental. Cuando se simuló el tornillo por debajo del centro de resistencia de los primeros molares maxilares, se registraron las inclinaciones bucales de las coronas y la inclinación lingual de las raíces. Esta tendencia disminuyó cuando el tornillo se simuló al mismo nivel que el centro de resistencia de los primeros molares maxilares. Sin embargo, cuando se simuló el tornillo por encima del centro de resistencia de los primeros molares maxilares, la tendencia de inclinación se invirtió, con las coronas mostrando inclinación lingual y las raíces mostrando inclinación bucal. (Figura N° 44, 45,46 y 47) ⁽⁶⁾

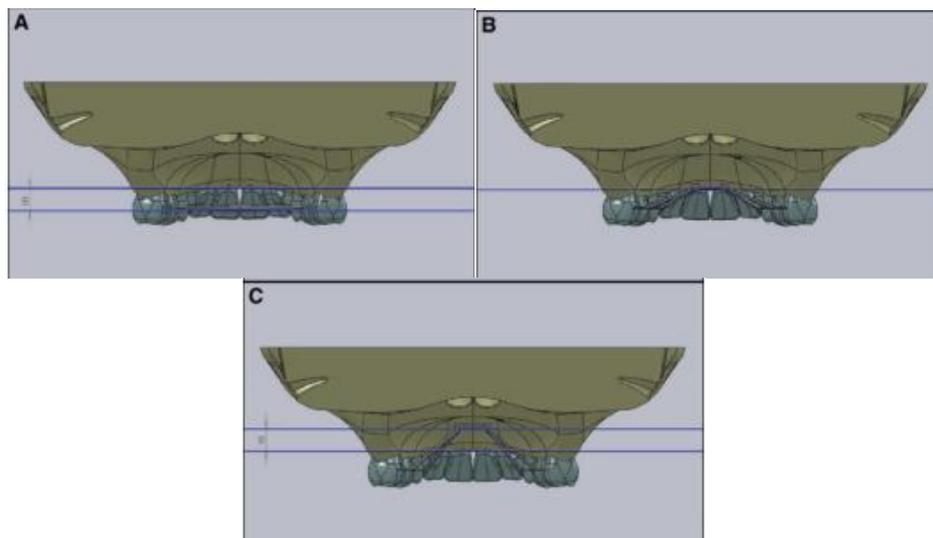


Figura N° 44: Aparato de expansión: A, posición más baja, tornillo simulado en un plano paralelo al plano oclusal en el centro de los dientes maxilares y 10 mm por debajo del centro de resistencia de los primeros molares maxilares; B, posición intermedia, tornillo paralelo al plano oclusal al mismo nivel que el centro de resistencia de los primeros molares maxilares; C, la posición más alta, con el tornillo más cercano al paladar, 10 mm por encima del centro de resistencia de los primeros molares ⁽⁶⁾

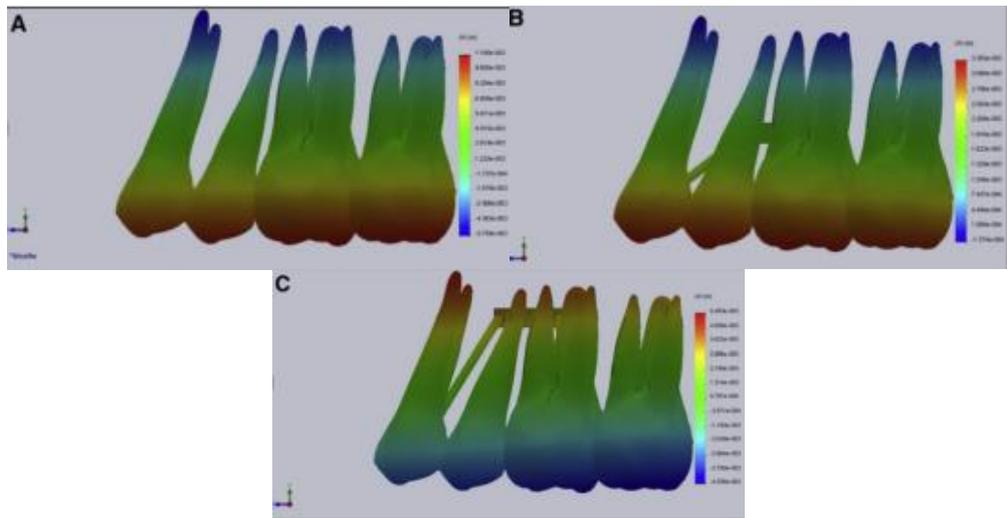


Figura N° 45: Desplazamiento en la dirección buco-lingual. En cada imagen de esta figura, los valores positivos están representados por colores cálidos e indican el desplazamiento en la dirección bucal; los valores negativos están representados por colores fríos e indican desplazamientos en la dirección lingual. Sin embargo, la escala de magnitudes de desplazamiento varía entre las diferentes imágenes, al igual que la posición relativa y el color del desplazamiento cero. A, en FEM 1, el desplazamiento cero está representado por verde; B, en FEM 2, el cero se representa en azul, cerca de los ápices de las raíces; C, en FEM 3, el desplazamiento cero está representado por verde. ⁽⁶⁾

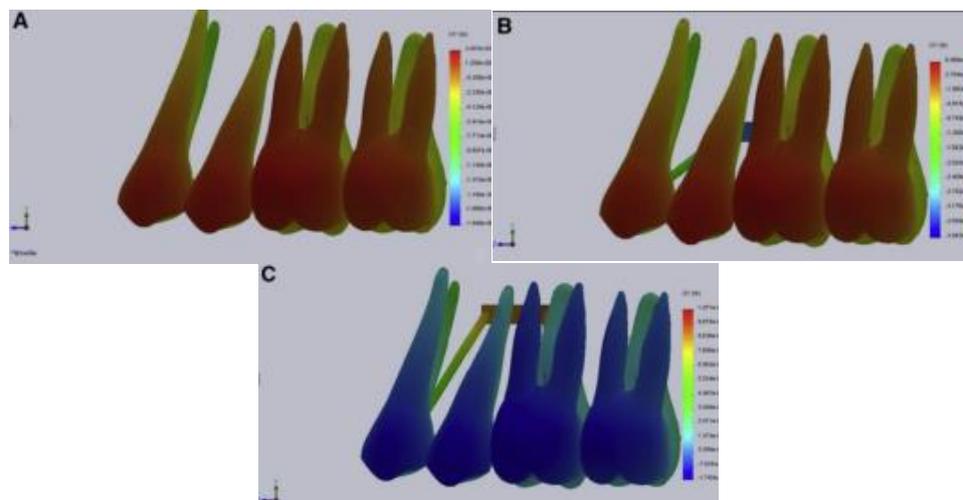


Figura 46: Desplazamiento en la dirección corono-apical. En cada imagen de esta figura, los valores positivos están representados por colores cálidos e indican el desplazamiento en la dirección apical; los valores negativos están representados por colores fríos e indican desplazamientos en la dirección oclusal. Sin embargo, la escala de magnitudes de desplazamiento varía mucho entre las diversas imágenes. A, FEM 1; B, FEM 2; C, FEM 3 ⁽⁶⁾.

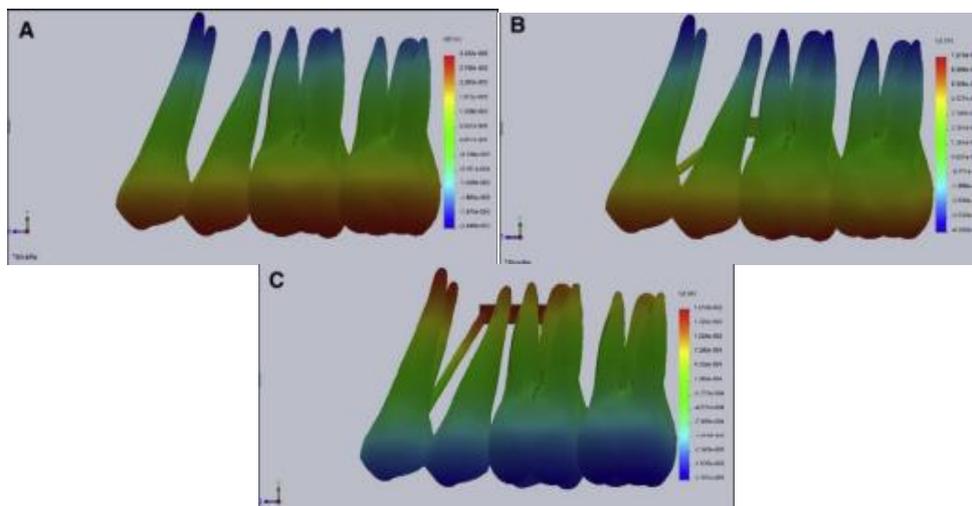


Figura N° 47: Desplazamiento en la dirección mesio-distal. En cada imagen de esta figura, los valores positivos están representados por colores cálidos e indican desplazamientos en la dirección mesial; los valores negativos están representados por colores fríos e indican desplazamientos en la dirección distal. Sin embargo, la escala de magnitudes de desplazamiento varía mucho entre las distintas imágenes. Un valor cero se representa con verde para todas las partes de esta figura, aunque el matiz preciso de este color varía entre las diferentes partes de la figura. A, FEM 1; B, FEM 2; C, FEM 3. ⁽⁶⁾

3.1.5.8 En Verticalización de Molar

La pérdida de una pieza dental trae a largo la inclinación de las piezas adyacentes al espacio edéntulo que puede provocar un defecto óseo vertical resultando en bolsas periodontales infraóseas en la superficie mesial del diente inclinado. Además, se pueden presentar contactos prematuros en relación céntrica, interferencias en los movimientos excéntricos que podrían provocar recesiones gingivales, inflamación del ligamento periodontal, dolor, etc. de los dientes opuestos. Por otro lado, la rehabilitación del diente perdido es difícil en el caso de que haya mucha inclinación y problema periodontal, de manera que es necesaria la intervención del ortodoncista para la alineación correcta del sector posterior afectado. La verticalización de molares permite la salud oclusal y periodontal, la paralelización de las raíces y su correcta posición con respecto al plano oclusal y el cumplimiento de la ley de carga axial.

Durante el tratamiento de verticalización de molares aparecen efectos no deseados tales como la extrusión del molar los sistemas empleado (el cantiléver, dobleces en arcos seccionales, minitornillos, entre otros) no tienen un correcto control vertical. Además, la verticalización dependerá del grado de inclinación del molar afectado. Una vez evaluada la biomecánica se debe programar el tipo de anclaje que se ha de usar para evitar efectos adversos; debiéndose realizar una evaluación exhaustiva del punto donde se va a aplicar las fuerzas, dónde está ubicado el centro de resistencia y su relación con el centro de rotación, la existencia de momentos, etc.

En la planificación de un caso lo primero que se debe de determinar es la cantidad de dientes que van a servir como anclaje. Adicional a esto, se debe analizar el tipo de movimiento que se va necesitar; es decir, intrusión, extrusión, distalización, mesialización.

El plan de tratamiento para la verticalización depende de la cantidad de dientes ausentes, el tiempo transcurrido desde la extracción, el tipo de tejido óseo

remanente, la posición y angulación de los dientes adyacentes y antagonistas al espacio libre, estado periodontal, oclusión y biotipo facial del paciente.

Cabe recalcar que la mayoría de dispositivos usados para la verticalización tienen fuerzas extrusivas para la molar, lo cual en ciertos casos puede ser un efecto perjudicial para la estética y salud oclusal del paciente. Sin embargo, se conoce que el cantilever doble confeccionado en TMA 0.01 7" x 0,025", con una activación tip back de 45° y 30 mm de longitud puede evitar la extrusión del molar e inclusive provocar un movimiento de intrusión en el mismo, lo que es considerado una ventaja importante para el tratamiento.⁽³²⁾

Reyes y Oliveira realizaron un estudio usando el análisis de elementos finitos para determinar el sistema de fuerzas y efectos que provoca la aplicación del cantilever doble en la verticalización del primer molar pos pérdida de la primera. El modelo se generó a partir del diseño de los dientes y estructuras anatómicas mandibulares, a las que se tomaron medidas con calibrador digital marca TRUPER y representó con la ayuda del software Autodesk Inventor Professional 3D; de la misma manera, se diseñó los resortes cantilever de TMA, los brackets estándar slot 0.022, tubos simple y doble slot 0.022 y arco de anclaje de acero inoxidable (Figura N° 48)⁽³²⁾

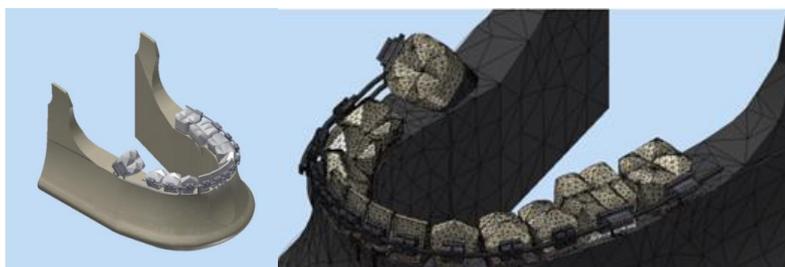


Figura N° 48: Modelado en 3D y Discretización en Verticalización Molar usado por Reyes y Oliveira⁽³²⁾

El primer cantilever tiene una activación tip back de 45° y una longitud de 30mm; mientras que el segundo cantilever, cuyo objetivo es evitar la extrusión del molar durante la verticalización, se lo diseñó con una activación de 45° en el brazo anterior. 7 Ambos cantilever se realizaron con la misma curvatura del arco de alambre 0.01 9x0.025" utilizado como anclaje. Por otro lado, también se dibujó un tubo criss-cross con sus dimensiones exactas, del cual emerge el segundo cantilever. Por último, se dibujó un arco de acero inoxidable 0.01 9x 0.025 que se usará como anclaje. Todas estas estructuras virtuales diseñadas por separado se deben unir mediante un comando del software. Los dientes fueron colocados dentro de sus alveolos con la separación de 0.20mm correspondiente al espacio del ligamento periodontal. Asimismo, los brackets fueron colocados en la mitad de la corona clínica de premolar a premolar, en el segundo molar derecho mesioinclinado se situó el tubo doble y en los molares del lado contrario primer y segundo molar los tubos simples. El arco de sección 0.01 9 x 0.025" se colocó en el slot de los tubos y brackets desde el molar 3.7 al premolar 4.5. El tubo criss-cross se ubicó entre el canino 4.3 y el premolar 4.4. Por último, el primer cantilever parte desde el tubo del molar 47 y se engancha en el arco 0.01 9 x 0.025 entre 4.3 y el 4.2. El segundo cantilever sale desde el tubo criss-cross para sujetarse en el tubo doble del molar 47.

Fueron registrados las propiedades mecánicas de los elementos usados (Tabla N° 15).

Ellos concluyeron que el sistema cantilever doble evita la extrusión del molar durante el movimiento de verticalización del mismo. El sistema cantilever doble produce un movimiento de intrusión promedio de 1 .29mm al realizar la verticalización de un molar., y que según el análisis del “Safety Factor”, la fuerza de 40gf y el momento de 1 200gf.mm aplicados en el sistema cantilever doble simulado no producen efectos adversos en la raíz de los molares e inclusive el estudio sugirió se puede aumentar la fuerza. Mencionan además, que la fuerza aplicada al sistema produce estrés tanto en tensión como en compresión en diferentes partes del diente y del tubo, pero sobretodo en las paredes de la cavidad pulpar. En conclusión su estudio demostró que el sistema cantilever doble puede ser útil para verticalización de molares en pacientes en que se debe evitar la extrusión molar, ya que no solamente produce dicho efecto, sino que también provoca intrusión de la pieza. ⁽³²⁾

MATERIAL	MÓDULO DE YOUNG	COEFICIENTE DE POISSON
Esmalte	20GPa	0.3
Cemento	18.6MPa	0.3
Dentina	18.6MPa	0.3
Pulpa	2.7MPa	0.4
Ligamento periodontal	0.71MPa	0.4
Hueso	345MPa	0.3
Acero inoxidable	200GPa	0.3
TMA	69GPa	0.3

Tabla N° 15: Propiedades Mecánicas de los Materiales usado por Reyes y Oliveira ⁽³²⁾

3.1.5.9 En Minitornillo Ortodóntico (OMis)

Es importante encontrar una fuerza óptima con que se pueda cargar en un minitornillo de ortodoncia para satisfacer las demandas biomecánicas del tratamiento de ortodoncia sin disminuir la estabilidad del mismo⁽³³⁾

Teniendo en cuenta que su retención ósea es mecánica, cualquier alteración en el interfaz hueso/OMi podría afectar negativamente la estabilidad primaria de estos dispositivos y, en consecuencia, provocar su aflojamiento o incluso fracaso. Este daño puede ser el resultado de las tensiones acumulativas durante la inserción de los OMis o las implicaciones biomecánicas posteriores, especialmente si estos esfuerzos están más allá del umbral del hueso. De hecho, el desarrollo de tales tensiones alrededor del minitornillo es de origen multifactorial, entre los cuales se ha postulado la fuerza de ortodoncia. Debido a que se ha informado que la falla de OMI ocurre predominantemente durante los primeros 3-4 meses después de la inserción y, como las fuerzas de ortodoncia están actualmente cargado inmediatamente, la falla se puede atribuir a este último. Por esta razón, es esencial durante el tratamiento establecer una magnitud de fuerza máxima que pueda cargarse de manera segura en los OMI para cumplir con los requisitos biomecánicos sin afectar la estabilidad de los microimplantes. ⁽³⁴⁾

Alrbata, R; Momani, M; Al-Tarawneh, A. et al con el objetivo de encontrar una magnitud de fuerza óptima para cargar en OMI realizaron un análisis de elementos finitos analizando las tensiones de compresión desarrolladas en el área ósea cerca del minitornillo para encontrar una magnitud de fuerza óptima para cargar sobre OMIs.

Se establecieron modelos CAD 3-D de OMI basados en aleación de titanio y una pieza ósea cilíndrica de 7,5 mm de altura y 5,6 mm de diámetro (Figura N° 45) y se exportaron al software FE (Deform v6.1, Scientific Forming Technologies, Columbus, Ohio). Los OMIs tenían una cabeza pequeña, diámetro de cuello de 1,4 mm, diámetro de punta de 1,3 mm y una longitud de 7 mm (Absoanchor, Dentos Inc, Daegu, Corea del Sur). Se incorporaron varias CBT de 0,5, 1,2, 2,0 y 3,0 mm, que se eligieron para representar los datos disponibles para los huesos maxilares y mandibulares humanos, siendo la parte restante hueso esponjoso. Los elementos finitos fueron de 0.5 mm.

Se aplicaron diversas fuerzas de 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 3.5 y 4.0 N se aplicaron horizontal y separadamente al cabezal OMI cuando se insertaron en los diferentes conjuntos óseos con diferentes CBT para simular las fuerzas ortodóncicas típicas cargadas en minitornillos (Figura N° 49). Para esto, se prepararon un total de 32 simulaciones para su procesamiento. Cada parte del ensamblaje recibió propiedades materiales apropiadas, tal como se adoptó en estudios previos. Se asumió homogeneidad, isotropía y elasticidad lineal tanto para el OMI como para el hueso, y se asignó un coeficiente de fricción de 0.3 entre el minitornillo y ambas partes corticales y esponjosas, mientras que el contacto entre las dos últimas partes se asignó como íntimo sin fricción. ⁽³⁵⁾

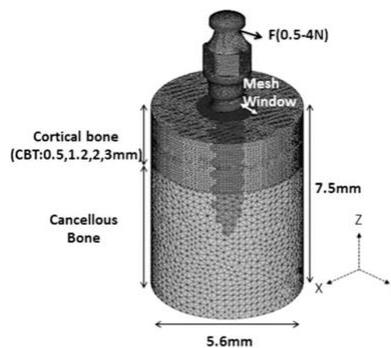


Figura N° 49: Conjunto Geométrico de OMI y Muestras de Hueso Utilizadas en el Estudio Después del Paso de Mallado, la Fuerza (F) Aplicada a lo Largo del Eje Y. ⁽³⁴⁾

Para determinar los valores de compresión radial, las tensiones desarrolladas para cada conjunto de CBT / fuerza utilizado, se registraron cinco puntos de referencia (P1-P5) a intervalos de 0,1 mm seguidos a lo largo de la superficie del hueso cortical en la dirección de la fuerza (Figura N° 50). El esfuerzo de compresión máximo (esfuerzo máximo [PS]) desarrollado en un punto de contacto íntimo de la OMI y el hueso cortical (punto A) se calculó utilizando los cinco puntos; este nivel de estrés se consideró una referencia para comparar con el estrés máximo de compresión reportado de alrededor de 54,8 MPa, que es equivalente a 24000 microstrange, el punto en el que podría ocurrir la resorción ósea cortical patológica. Las tensiones máximas resultantes mostraron que las piezas de hueso con hueso cortical más grueso toleraron magnitudes de fuerza mayores mejor que las piezas más delgadas. Para espesores óseos corticales de 0.5, 1.2, 2.0 y 3.0 mm, las magnitudes máximas de fuerza que podrían aplicarse con seguridad fueron 3.75, 4.1, 4.3 y 4.45 N, respectivamente. Por lo que, con el propósito de disminuir la falla de minitornillos de ortodoncia, una fuerza óptima que pueda cargarse de manera segura en un minitornillos no debe exceder un valor de alrededor de 3.75-4.5 N. ⁽³⁴⁾

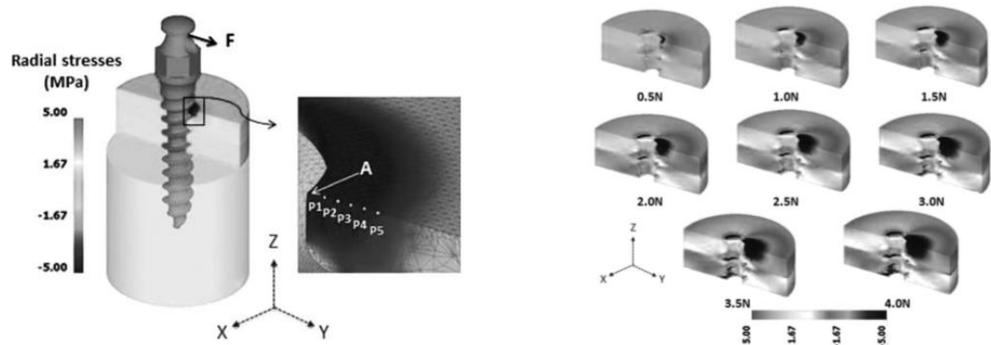


Figura N° 50: A. Los resultados obtenidos a partir del proceso de simulación FE, con una sección transversal ampliada del área del hueso cortical de interés con el Punto A y los puntos de referencia (P1-P5) mostrados / B. Las tensiones radiales de compresión se desarrollaron como resultado de la aplicación de diferentes magnitudes de fuerza en la misma CBT (se muestra 2mm).⁽³⁴⁾

3.1.5.10 En Alineadores Transparentes

Los alineadores transparentes tienen sus inicios en el año 1999. Es una serie secuencial de dispositivos transparentes, hecho de un material termoplástico fabricados gracias a la tecnología CAD –CAM, que tiene su propia biomecánica. Las fuerzas de ortodoncia de la tecnología de corrección dental transparente se deben principalmente a la fuerza de rebote de la deformación elástica del alineador.⁽²⁰⁾

Cai, Y; Yang, X; He, B et al realizaron un estudio con el objetivo de simular el proceso dinámico de la traducción, inclinación y rotación de la cavidad mandibular durante el tratamiento con alineadores transparentes mediante el análisis de los elementos finitos y determinar los patrones de cambio en el desplazamiento del canino y las tensiones del ligamento periodontal durante el movimiento dental. El modelado de los dientes anteriores mandibulares, ligamento periodontal y hueso alveolar, se desarrollaron de acuerdo con las imágenes de una tomografía computarizada secuencial (CT, Philips / Brilliance64) (intervalos de 0,5 mm) de el craneofacial normal de un voluntario. La geometría de la mandíbula y los modelos dentales se reconstruyeron con el software MIMICS (Materialise) y Geomagic Studio (Geomagic). Los dientes se trasladaron utilizando el software 3-matic (Materialise) para eliminar el contacto entre los dientes. Las capas de 0.25 mm de espesor alrededor de la raíz del diente se crearon para representar el ligamento periodontal; los modelos geométricos construidos se importaron al software ABAQUS para su posterior análisis previa introducción de propiedades mecánicas que se asumieron como elásticas lineales, homogéneas e isotrópicas (Tabla N° 16). El canino mandibular izquierdo 3.3 fue seleccionado como el diente tratado. Se creó un sistema de coordenadas local (Figura N° 51) para aplicar y medir los movimientos del canino. El inicio se ubicó en la interfaz de la corona y la raíz. El eje Z coordinado coincidió con el eje largo canino. El eje Y se ubicó en la dirección labial-lingual, y el eje X se colocó en dirección mesial-distal. Se investigaron tres tipos de movimiento dental: traslación de 0,25 mm en la dirección negativa del eje Y (desde el lado labial al lado lingual), rotación 2 ° (alrededor del eje largo canino, la parte distal se mueve del lado labial al lado lingual), y una inclinación de 2 ° a lo largo del eje X (la corona se mueve del lado lingual al lado labial). Las cantidades de cargas inducidas por el alineador se determinaron usando la cantidad de desplazamiento dado en el alineador. Se asumió que el espesor del alineador era 0.8 mm, y se realizó el proceso de modelado del alineador de ortodoncia⁽²⁰⁾:

- **Obtención de los modelos pos tratamiento de mandíbula, el ligamento periodontal y el diente:** El canino se movió a la posición deseada de la caja usando el software 3-matic.
- **Engrosamiento de coronas:** Las coronas del modelo obtenido en el paso 1: Se engrosaron 0,8 mm en la dirección normal de las coronas utilizando Geomagic Studio.
- **Combinando las coronas engrosadas:** Las coronas engrosadas obtenidas se importaron en ABAQUS y se fusionaron como un todo
- **Restando los modelos de pos tratamiento de los modelos fusionados de corona engrosada:** El correspondiente modelo posterior al tratamiento (Obtenido en el Paso 1) se resta (operación booleana) del modelo obtenido en el paso 3 para obtener modelos alineadores.

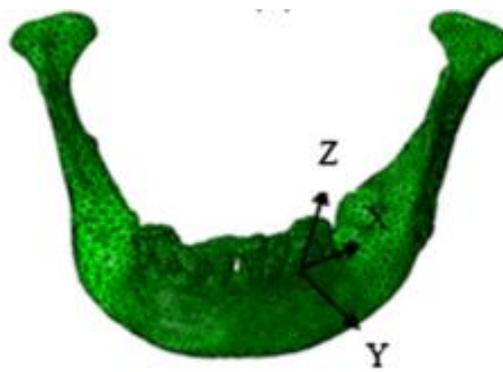


Figura N° 51: Discretización del Modelo Geométrico y Ubicación de Ejes de Coordenadas en 3.3 ⁽²⁰⁾

Material	Modulus of Elasticity/MPa	Poisson's ratio	Number of elements	Number of nodes
Teeth	18600	0.31	15457	26371
Alveolar bone	13700	0.30	51502	80282
periodontal ligament	0.68	0.49	12891	26396
Aligner	816.31	0.30	19256	37024

Tabla N° 16: Propiedades de la materia y Números de Elementos Finitos y Nodos usadas por Cai, Y; Yang, X; He, B et al ⁽²⁰⁾

Ellos asumieron que la remodelación ósea se adaptaba a la deformación del diente y a la estructura circundante producida por la fuerza ortodóncica. Como resultado encontraron que los patrones de desplazamiento del canino difirieron en el proceso de tratamiento ortodóncico, lo que indicó una variación del centro de rotación durante el proceso de tratamiento con el alineador transparente. La ubicación del desplazamiento mínimo es la ubicación aproximada del centro de

rotación. El centro de rotación para el caso de traslación se ubicó en la raíz al principio y luego se movió a la parte central y luego a la parte de la corona. El centro de rotación para el caso de inclinación se movió desde la raíz hasta la parte de la corona. Eso demostró que la traslación y la inclinación del canino se lograron por movimiento de inclinación por partes, la parte de la corona se movió primero y luego la parte de la raíz se movió. En el caso de rotación, el canino giraba a lo largo del eje largo del canino al principio, sin embargo, con el movimiento del canino, el eje de rotación se desvió del eje largo. (Figura N° 62).⁽²⁰⁾

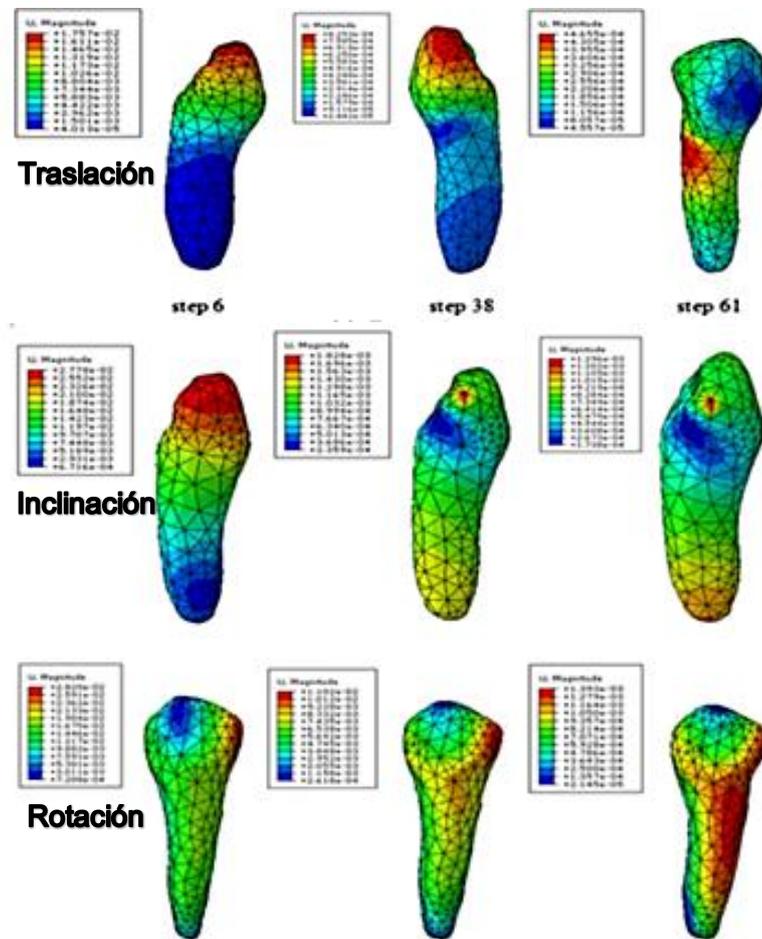


Figura N° 52: Tendencia de Distribución de Desplazamiento en Caninos al Principio, Intermedio y al Final.⁽²⁰⁾

Las tendencias de distribución del estrés del ligamento periodontal fueron correlativas a cada uno de los movimientos del diente durante toda la duración del proceso. Sin embargo, la distribución de las tensiones y los desplazamientos fueron determinados principalmente por los tipos de movimiento del canino. El desplazamiento máximo para los casos de traslación e inclinación se encontró principalmente en la corona, mientras que el desplazamiento mínimo en la raíz y la corona. El desplazamiento máximo para el caso de rotación se localizó en la corona y la parte media. Para el canino rotado a lo largo del eje largo, el desplazamiento mínimo se encontró en el apical de la corona y la raíz.(Tabla N° 17) ⁽²⁰⁾

Cases		Beginning	Later	Final
Translation	Maximum displacement	Crown apical	Crown apical	Middle part
	Minimum displacement	Root part	Crown's cervix & Root's apical part	Crown part
Inclination	Maximum displacement	Crown part	Crown part	Crown part
	Minimum displacement	Root part	Crown part	Crown part
Rotation	Maximum displacement	Crown part	Crown & Middle part	Crown & Middle part
	Minimum displacement	Crown apical & Root apex	Root distal side & crown apical	Root distal side & crown apical

Tabla N° 17: El Cambio de Ubicación de Desplazamiento Máximo y Mínimo del Canino⁽²⁰⁾

El mayor estrés de von Mises del ligamento periodontal para la traslación y los casos de inclinación se encontraron a nivel del cuello.

El mayor estrés de von Mises para el caso de rotación se localizó de cervical a apical del ligamento periodontal.

La tensión de tracción para el caso de la traslación se observó principalmente en las superficies mesial y distal cerca del lado lingual, y el esfuerzo de compresión se localizó en la parte inferior de la superficie labial.

El estrés de tracción para el caso de inclinación se encontró principalmente en cérvico labial y el ápico lingual, y se observó tensión de compresión en cérvico lingual y el ápico labial.

Se observó tensión de tracción para el caso de rotación en la superficie distal, y el esfuerzo de compresión se localizó en la superficie mesial. Los cambios en el desplazamiento máximo del canino y las mayores tensiones en el ligamento periodontal del canino durante el proceso de movimiento del diente ortodóncico fueron todos exponenciales. Eso significa que el cambio de la fuerza de ortodoncia durante el movimiento del diente de ortodoncia puede ser exponencial en el sistema de corrección del diente transparente. Con todo los hallazgos encontrados se concluyó que el movimiento del diente y la fuerza en el sistema de alineadores transparentes se pueden dividir en dos etapas. En la primera etapa, el movimiento dental y la fuerza ortodóncica son los máximos al principio y luego disminuyeron rápidamente. En la segunda etapa, el movimiento dental y la fuerza ortodóncica se mantienen invariables⁽²⁰⁾

3.1.5.11 En el Bracket , Arcos y Adhesivos

En los últimos años, el aumento de las demandas estéticas de los pacientes que buscar tratamiento de ortodoncia ha llevado al desarrollo de diversos materiales estéticos, incluidos brackets de ortodoncia. Los dos principales tipos de soportes estéticos son soportes de cerámica y plástico, Los brackets cerámicos más frágiles que los brackets metálicos quienes a su vez pueden causar fracturas de esmalte durante su retiro. Las principales desventajas de los soportes de plástico es que reducen la transmisión de torque, los cambios de color, alteraciones en su morfología y su dureza desarreglos estructurales o de dureza. Por otra parte, la eficacia clínica de los soportes de cerámica y plástico podría reducirse considerablemente durante el tratamiento con forme pasa el tiempo.

Las tensiones desarrolladas en el brackets y su distribución en la interfaz del bracket /adhesivo subyacente puede llevar a la formación de grietas y posterior desacoplamiento del brackets. Las propiedades elásticas del bracket y el adhesivo son diferentes por lo que el desarrollo de tensiones excesivas en el arco puede

conducir a una deformación permanente, lo que puede obstaculizar movimiento dental.⁽³⁶⁾

Pacheco, Malaver; Forero et al compararon la distribución de esfuerzos y deformaciones en la unidad dento-alveolar del molar 3.7, el alambre y el tubo utilizando un arco de Gummetal (titanio-niobio-tantalio- zirconio y oxígeno) y Nitinol(Níquel Titanio) 0.018 x 0.022 mediante análisis de elementos finitos. Con tal objetivo se realizó un estudio de tipo descriptivo donde la unidad de observación fue tubo edgewise slot 0.018 * 0.025 con arco de Gummetal y Nitinol full site en la unidad dento alveolar del molar 3.7. Con el software de Elementos finitos, Ansys 14.0, se simuló la unidad de observación. Se procedió a realizar la simulación de carga mecánica de 0.9807 N aplicada por estrés mecánico del arco en el tubo y distribuida a lo largo del cuadrante inferior izquierdo. El arco de Gummetal genera menor esfuerzo 214.28 MPa que el Nitinol 219.93 MPa y presentan la misma deformación 0.007mm. El molar, el hueso alveolar, el tubo presentaron mayor esfuerzo y deformación al usarse el arco Nitinol comparado con el Gummetal. Demostrando que bajo las mismas condiciones mecánicas el Gummetal demuestra menor esfuerzo y deformación comparado con el Nitinol.⁽³⁷⁾

Papageorgiou, Keilig, Hasan et al utilizaron el análisis de elementos finitos para evaluar el efecto relativo de la alteración del material de los diversos componentes del aparato de ortodoncia en el comportamiento biomecánico del movimiento dental. Para lo cual construyeron un modelo sólido tridimensional (3D) que incluye un canino inferior derecho, un primer premolar y un segundo premolar, con el ligamento periodontal y los alvéolos correspondientes. El ligamento periodontal fue recreado espesor uniforme de 0,2 mm y todas las capas de hueso cortical tenían un grosor de uniforme de 0,5 mm. La capa de adhesivo fue de 0.2 mm. Se construyó brackets, basados en los brackets discovery de dentaurum de slot 0.018 x 0.025, colocados en la mitad de a cara bucal de la corona clínica, entre ellos, pasó el modelo de un alambre redondo de 0.016 (Figura N° 53). Durante la discretización se dio la capacidad de deslizamiento en el slot al alambre. Esto significa que el alambre no se deforma hasta que entra en contacto con las paredes del slot y, por lo tanto, la movilidad del alambre estaba restringida por las paredes de la ranura y la ligadura, respectivamente. Se utilizó un coeficiente de fricción entre el brackets y el alambre. El modelo constó de 624 118 elementos sólidos tetraédricos isoparamétricos y 756 067 nodos. Se determinaron sus propiedades mecánicas, y de acuerdo con los objetivos de este estudio, se utilizaron los siguientes parámetros materiales para la capa de adhesivo, el bracket y el alambre para evaluar el efecto de esta variación sobre las tensiones y deformaciones desarrolladas: (1) adhesivo: resina compuesta o resina cemento de ionómero de vidrio modificado, (2) Bracket: acero inoxidable, aleación de titanio, cerámica o plástico (policarbonato) y (3) alambre: acero inoxidable o aleación de β -titanio (β -Ti). Se generaron un total de 11 modelos diferentes con variación aleatoria de estos materiales. La simulación fue diseñada para reflejar la situación clínica de un alambre deformado que actúa sobre un primer premolar extruido por 0.5 mm., el alambre se insertó en los slots de los tres brackets y se aseguró pasivamente con las ligaduras. Para simular la activación del alambre, el alveolo del primer premolar se desvió en 0,5 mm en dirección oclusal perpendicular al eje axial del diente, se calcularon y analizaron descriptivamente las tensiones / deformaciones medias entre los modelos de acuerdo con las diversas propiedades de los materiales (Tabla N° 18). Todas las simulaciones del movimiento del diente se realizaron con el software. Los modelos se crearon en una estación de trabajo Dell Precision T5500 (Dell, Frankfurt, Alemania) y se transfirieron a un clúster de servidores Dell de 30 procesadores para ser resueltos, lo que llevó un promedio de 38-109 horas por simulación individual.⁽³⁶⁾

Material	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Bone (29)	2000	0.30
Periodontal ligament (26)	Bilinear: 0.05/0.20 Ultimate strain E_{12} : 7.0%	0.30
Tooth (29)	20 000	0.30
Adhesive—composite resin (43)	8823	0.25
Adhesive—RMGI (40)	7600	0.30
Bracket—stainless steel (30)	200 000	0.30
Bracket—titanium (44)	114 000	0.30
Bracket—ceramic (45)	379 000	0.29
Bracket—plastic (10)	2200	0.30
Elastic ligature (31)	100	0.30
Wire—stainless steel (30)	200 000	0.30
Wire— β -Ti (46)	65 000	0.30

Tabla N° 18: Propiedades Mecánicas de los Materiales a Usar por Papageorgiou Keilig, Hasan et al (36)

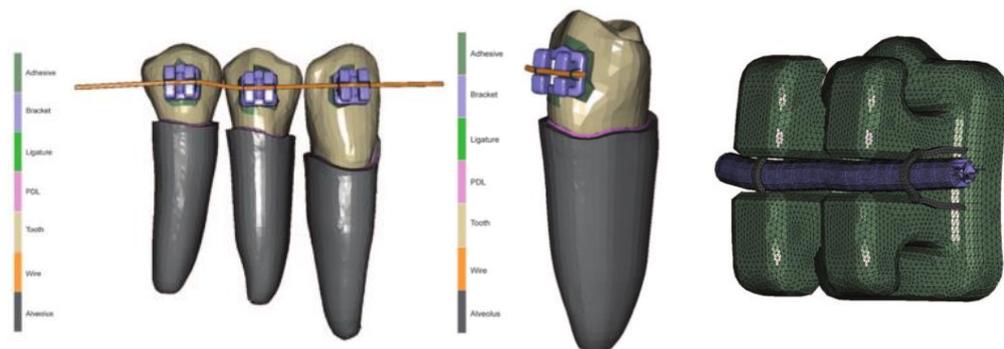


Figura N° 53: El modelo Construido con sus Componentes, Incluyendo Capa de Hueso Cortical, Ligamento Periodontal, Diente, Capa Adhesiva, Brackets, Alambre y Ligaduras. (36)

Después de la activación vertical del primer premolar en 0,5 mm en dirección oclusal, se realizaron cálculos de tensión en el ligamento periodontal y el aparato ortodóncico. El estrés del ligamento periodontal se distribuyó uniformemente en las regiones apicales, donde se produjo principalmente el desplazamiento vertical del diente. Por el contrario, las tensiones en la pared vestibular del ligamento periodontal fueron considerablemente más altas que las deformaciones en la pared lingual del ligamento periodontal, ya que el diente se desvió en dirección buco-lingual con el arco (Figura N°54). Las tensiones desarrolladas en el bracket se concentraron principalmente en la base del ala del bracket, cerca de su intersección con la base del bracket, donde el alambre entró en estrecho contacto con el bracket. Finalmente, las tensiones desarrolladas se distribuyeron uniformemente en la parte central del alambre y se transmitieron al bracket a través de pequeñas áreas de contacto entre el bracket y el alambre. (Figura N°55). (36)

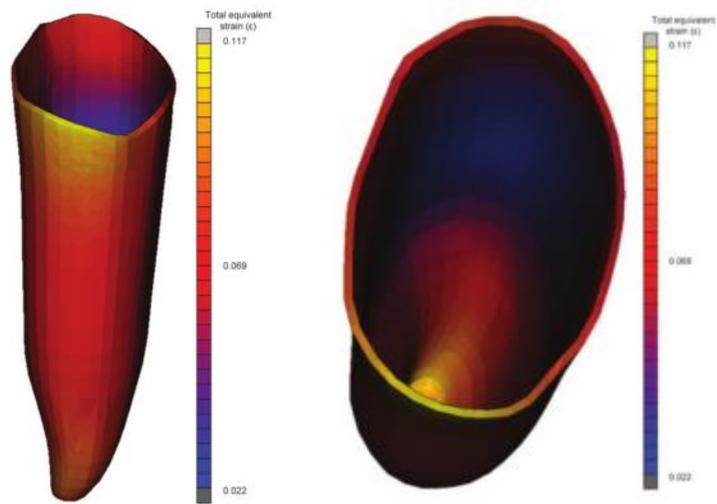


Figura N° 54: Ejemplo que Muestra la Distribución de Estreses Equivalentes Totales en el Ligamento Periodontal desde la Vista Bucal y Oclusal⁽³⁶⁾

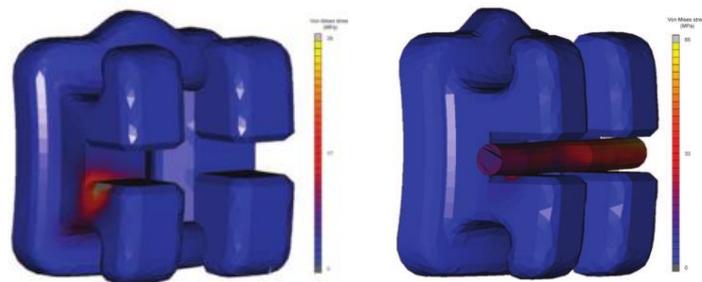


Figura N° 55: Ejemplo que Muestra la Distribución de Tensiones de Von Mises en el Bracket y en el Alambre. ⁽³⁶⁾

El análisis de elementos finitos indicó que las deformaciones desarrolladas en el ligamento periodontal estaban principalmente influenciadas por el arco de ortodoncia (hasta +63 por ciento), seguido por el bracket (hasta +44 por ciento) y el adhesivo (hasta +4 por ciento). En lo que respecta a las tensiones desarrolladas en el aparato de ortodoncia, el material del arco tuvo la mayor influencia (hasta +155 por ciento), seguido por material del bracket (hasta +148 por ciento) y material adhesivo (hasta +8 por ciento). Según los resultados de este estudio de elementos finitos, todos los componentes del aparato ortodóncico fijo, incluidos los arcos, el soporte y el adhesivo, parecen influir, en cierta medida, en la biomecánica del movimiento dental. (Tabla N° 19, 20 y 21).⁽³⁶⁾

Factor	Material	Mean strain	Strain change	Strain change %
Adhesive material	Composite resin	0.164	Ref	Ref
	RMGI	0.170	+0.006	+4%
Bracket material	Ceramic	0.133	Ref	Ref
	Stainless steel	0.178	+0.045	+34%
	Titanium	0.191	+0.058	+44%
	Plastic	0.191	+0.058	+44%
Wire material	β -Ti	0.136	Ref	Ref
	Stainless steel	0.221	+0.085	+63%

Tabla N° 19: Se obtuvo el estrés en el Ligamento Periodontal según las Diversas Propiedades del Material. ⁽³⁶⁾

Factor	Material	Bracket		
		Mean stress	Stress change	Stress change %
Adhesive material	Composite resin	27.3	Ref	Ref
	RMGI	29.4	+2.1	+8%
Bracket material	Ceramic	14.7	Ref	Ref
	Plastic	25.0	+10.3	+70%
	Stainless steel	30.6	+15.9	+108%
	Titanium	36.5	+21.8	+148%
Wire material	β -Ti	18.2	Ref	Ref
	Stainless steel	45.9	+27.7	+152%

Tabla N° 20: Se Obtuvieron Tensiones (MPa) en el Bracket y el Alambre de Acuerdo con las Diversas Propiedades del Material⁽³⁶⁾

Factor	Material	Wire		
		Mean stress	Stress change	Stress change %
Adhesive material	Composite resin	101.3	Ref	Ref
	RMGI	108.1	+6.8	+7%
Bracket material	Titanium	60.8	Ref	Ref
	Stainless steel	69.0	+8.2	+14%
	Ceramic	119.3	+58.5	+96%
	Plastic	137.3	+76.5	+126%
Wire material	β -Ti	66.8	Ref	Ref
	Stainless steel	170.1	+103.3	+155%

Tabla N° 21: Se Obtuvieron Tensiones (MPa) en el Alambre Según las Diversas Propiedades de la Material. ⁽³⁶⁾

CONCLUSIONES

1. El uso de los elementos finitos nos permite anticipar movimientos resultantes, así como los indeseados que podrían suscitarse durante el tratamiento.
2. Al conocer de manera anticipada algunos movimientos no deseados, podemos mejorar la dirección e intensidad de las cargas, y así acercarnos más a resultados más ideales.
3. El Análisis de elementos finitos necesita procesar imágenes que pueden ser obtenidas por modelado manual o importadas del tomógrafo o de scanner.
4. El análisis de los elementos finitos al ser procesado a través de un software representa una técnica no invasiva, predecible, relativamente más rápida y segura.
5. El análisis de elementos finitos en ortodoncia, nos permite evaluar las respuesta tanto de la estructura dental como de sus tejidos de soporte, además la de los elementos que hacen posible la viabilización de las fuerzas aplicadas.
6. El análisis de los elementos finitos, al ser una técnica relativamente nueva en ortodoncia, necesita de una mayor capacitación e implica mayores costos
7. Si bien es cierto este método nos permite reproducir en la medida de lo posible la mayoría de las características a analizar, no representan completamente la totalidad de las variantes intervinientes individuales.

BIBLIOGRAFÍA

1. Knop L, Gandini L, Lima Shintcovsk R, Gandini MR. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental Press J Orthod*. 2015;20(2):119–25.
2. Mckay R, Primiano C, Sun W, Mao W. Fully-coupled fluid-structure interaction simulation of the aortic and mitral valves in a realistic 3D left ventricle model. *PLoS*. 2017;12(9):1–21.
3. Miller L, Urban J, Stitzel J. Validation performance comparison for finite element models of the human brain. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2017;20(12):1273–88.
4. Tonutti M, Gras G, Yang G. A machine learning approach for real-time modelling of tissue deformation in image-guided neurosurgery. *Artif Intell Med*. 2017;80:39–40.
5. Wang K, Johnstone MA, Xin C, Song S, Padilla S, Vranka JA, et al. Estimating Human Trabecular Meshwork Stiffness by Numerical Modeling and Advanced OCT Imaging. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2017;58(11):4808–17.
6. Marques de Sousa Araugio R, Janes L, Almeida Silva D de L, Pacheco W, Melo Pithon M, Oliveiraf Belo DD. Influence of the expansion screw height on the dental effects of the hyrax expander: A study with fi nite elements. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2013;143(2):221–7.
7. 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.
8. Begum, Msameea ; Dinesh, MR ; Tan KF et al. Construction of a three-dimensional finite element model of maxillary first molar and it's supporting structures. *J Pharm Bioallied Sci*. 2015;7(6):443.450.
9. Del Sol M, Kuramochi G. Método para la Generación de Modelos de Elementos Finitos de Dientes. *Int J Morphol*. 2013;31(3):997–1002.
10. Cubillos IA. Introducción al método de los elementos finitos [Internet]. Universidad de Ibagué. 2007. p. 14. Recuperado 08 de diciembre 2017, a partir de: <http://almec.files.wordpress.com/2007/10/resumen.pdf>
11. Da Fonseca Z. Conceptos básicos del método de los elementos finitos [Internet]. Universidad Rafael Urdaneta. 2011. p. 1–15. Recuperado 08 de diciembre 2017, a partir de: <http://www.uru.edu/fondoeditorial/libros/pdf/elementosfinitos/CAP 1 COMPLETO.pdf>
12. Piccioni MAR V. Application of the finite element method in Dentistry. *Rev Sul-Brasileira Odontol*. 2013;10(4):369–77.
13. Ayali A. Evaluating the biomechanical effects of implant diameter in case of facial trauma to an edentulous atrophic mandible : a 3D finite element analysis. *Head Face Med. Head & Face Medicine*; 2017;13(5):1–7.
14. Mizuno Y, Gonda T, Takahashi T, Tomita A, Maeda Y. Root Fracture of Abutment Teeth for Partial Removable Dental Prostheses. *Int J Prosthodont*. 2016;29(5):461–6.
15. McCormack SW, Witzel U, Watson PJ, Fagan MJ, Gro¨ning F. Inclusion of periodontal ligament fibres in mandibular finite element models leads to an increase in alveolar bone strains. *PLoS*. 2017;12(11):1–23.
16. Geramy A, Bouserhal J, Martin D, Baghaeian P. Modification de la contrainte et de la deformation osseuses pendant la fermeture des diastemes : Analyse 3D par la methode des elements finis. *Int Orthod. Elsevier Masson SAS*; 2015;13(3):274–86.

17. Poiate IAVP, Vasconcellos AB, Mori M, Poiate E. 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. *Comput Methods Programs Biomed.* 2011;104(2):292–9.
18. Trevejo-bocanegra A. Estereolitografía: Conceptos básicos. *Rev Estomatolol Hered.* 2013;23(2):96–100.
19. Itero Support. <http://www.itero.com/es-es/> [Internet]. Actualizado 08 de diciembre del 2017. Recuperado a partir de: <http://www.itero.com/es-es/>
20. Cai Y, Yang X, He B, Yao J. Finite element method analysis of the periodontal ligament in mandibular canine movement with transparent tooth correction treatment. *BMC Oral Health.* *BMC Oral Health*; 2015;15(1):106.
21. Checa S. Finite Element Modelling in Premolar Teeth. *Rev Av en Ciencias e Ing.* 2013;5(2):2–6.
22. Liao Z, Chen J, Li W, Darendeliler MA, Swain M, Li Q. Biomechanical investigation into the role of the periodontal ligament in optimising orthodontic force: A finite element case study. *Arch Oral Biol.* Elsevier Ltd; 2016;66:98–107.
23. Fajardo Y, Murillo LM, Velásquez R SJ. Distribución de las deformaciones y esfuerzos en el arco, bracket y unidad dentoalveolar en cierre de espacios con el sistema damon en pacientes con periodonto disminuido en dientes anteriores inferiores. análisis por elementos finitos tridimensional. *Rev Odontos.* 2013;40:35–54.
24. Çifter M, Saraç M. Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011;140(5):233–41.
25. Geramy A, Tanne K, Moradi M, Golshahi H, Farajzadeh Jalali Y. Finite element analysis of the convergence of the centers of resistance and rotation in extreme moment-to-force ratios. *Int Orthod.* Elsevier Masson SAS; 2016;14(2):161–70.
26. Minch L, Sarul M, Nowak R, Kawala B, Antoszezewska-Smith J. Orthodontic intrusion of periodontally-compromised maxillary incisors: 3-dimensional finite element method analysis. *Adv Clin Exp Med.* 2017;26(5):829–33.
27. 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. *Prog Orthod.* ???; 2015;16(1):16.
28. Geramy A, Mortezaei O, Esmaily M, Darvishpour H. Unilateral Outer Bow Expanded Cervical Headgear Force System: 3D Analysis Using Finite Element Method. *J Dent (Tehran).* 2015;12(4):271–80.
29. Geramy A, Hassanpour M, Emadian Razavi ES. Asymmetric Outer Bow Length and Cervical Headgear Force System: 3D Analysis Using Finite Element Method. *J Dent (Tehran).* 2015;12(3):216–25.
30. Garcia VJ, Comesana R, Kasem K, Usrtell-Torrent JM, Badaoui A, Manzanares-Cespedes MC, et al. Short-term effects of strain produced on a split palatal screw-type hyrax appliance after rapid maxillary expansion: A clinical trial. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2015;148(6):990–8.
31. Carvalho Trojan L, González-Torres A, Moreira Melo A C, De Las Casas B. Stresses and Strains Analysis Using Different Palatal Expander Appliances in Upper Jaw and Midpalatal Suture. *Artif Organs.* 2017;41(6):E 41. E 51.

32. Reyes GM, Oliveira C. Cantilever Doble : Análisis de Elementos Finitos Verticalization of molars with double cantilever system : finite. Rev Odonto Investigación. 2017;3(2):25–39.
33. Madariaga I. Estudio del comportamiento de tres microtornillos mediante el análisis con elementos finitos. Master's Thesis. Universidad de Oviedo España. 2012. 1-34 p.
34. Alrbata RH, Momani MQ, Al-Tarawneh AM, Ihyasat A. Optimal force magnitude loaded to orthodontic microimplants: A finite element analysis. Angle Orthod. 2016;86(2):221–6.
35. 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):300–7.
36. Pacheco D, Malaver P, Forero C, Girón F, Sánchez C. Comparación de la distribución de esfuerzos y deformaciones en la unidad dento alveolar, el alambre y el bracket utilizando arco de gummetal y nitinol 0.018 x 0.022 mediante análisis de elementos finitos. Rev Odontos. 2014;42:27–35.