

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



ESPECIALIDAD EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
TRABAJO ACADEMICO

TEMA

“ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN ORTODONCIA”

AUTOR: C.D. SALAZAR VEGA, GUILLERMO EDUARDO
ASESOR: Mg.Esp.CD. VARGAS CORPANCHO, FRANCISCO
LIMA – PERÚ
2018

DEDICATORIA: Dedico este trabajo a Dios por que sin El nada sería posible; a mi familia que son mi fuente de inspiración y fortaleza; a mis docentes, colegas, amigos por el apoyo y la oportunidad de compartir este crecimiento profesional; a la Universidad Inca Garcilaso de la Vega por bríndame la oportunidad de que este sueño se haga realidad

“ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN ORTODONCIA”

CARATULA	2
DEDICATORIA.....	3
ÍNDICE.....	5
INDICE DE FIGURAS.....	6
RESUMEN.....	8
ABSTRACT.....	8
INTRODUCCIÓN.....	9
1. DESARROLLO DEL TEMA	
2. DESARROLLO HISTÓRICO DE MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS	
2.1 COEFICIENTE DE POISSON.....	11
2.2 EL MÓDULO DE YOUNG O MÓDULO DE ELASTICIDAD.....	11
3. MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS	
3.1 PASOS DE ANÁLISIS DE LOS ELEMENTOS FINITOS.....	13
4. APLICACIÓN DEL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS EN ODONTOLOGÍA	
4.1 EN PRÓTESIS DENTAL.....	17
4.2 EN IMPLANTES DENTALES.....	18
4.3 EN OPERATORIA DENTAL.....	19
5. REVOLUCIÓN EN ORTODONCIA: ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS	
5.1 SIMULACIÓN DE MOVIMIENTO DE ORTODONCIA EN ETAPAS INICIAL Y A LARGO PLAZO.....	22
5.2 INFLUENCIA DE LA ALTURA DEL TORNILLO DE EXPANSIÓN EN LOS EFECTOS DENTALES DEL EXPANSOR DE HYRAX.....	26
5.3 INTRUSIÓN DE INCISIVOS MAXILARES ANALIZADO CON EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	29
5.4 MECÁNICA DE INTRUSIÓN POSTERIOR MAXILAR CON ANCLAJE DE MINIMPLANTE EVALUADO CON EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	32
CONLSUIONES	36
BIBLIOGRAFIA.....	37

INDICE DE FIGURAS

- FIGURA N.-01. Esquema del sistema de ecuaciones.
- FIGURA N.-02. Gráfico del Coeficiente de Poisson.
- FIGURA N.-03. Gráfico del módulo de Young.
- FIGURA N.-04. Gráfico de tensión de Von Mises.
- FIGURA N.-05. (A) Vistas frontales y (B) laterales del modelo tridimensional de elementos finitos del macizo cráneo facial.
- FIGURA N.-06. (A) Vistas proximal (B) vista oclusales del modelo tridimensional de elementos finitos de una pieza dentaria.
- FIGURA N.-07. (A) Vista lateral del modelo tridimensional de elementos finitos del maxilar inferior.
- FIGURA N.-08. Modelo Final 3D de un Diente.
- FIGURA N.-09. Área de mayor estrés en una expansión rápida del maxilar en pacientes con labio paladar fisurado.
- FIGURA N.-10. Áreas de mayor estrés en máxima intercuspidad en diferentes espigos.
- FIGURA N.-11. El Método de Elementos Finitos, elementos y dimensiones a estudiar.
- FIGURA N.-12. Mallado del implante con los vectores que indican la dirección de fuerzas.
- FIGURA N.-13. Simulación de fuerzas oclusales sobre restauraciones de cerámica.
- FIGURA N.-14. Áreas de mayor estrés en restauraciones indirectas de cerámica.
- FIGURA N.-15. Modelo asistido por computadora del maxilar superior.
- FIGURA N.-16. Modelo discretizado del maxilar superior.
- FIGURA N.-17. Simulación de movimientos con el arco TMA 0.016 0.022.
- FIGURA N.-18. Simulación de movimientos con el arco de acero 0.021x 0.025.
- FIGURA N.-19. Simulación de movimientos con el arco de cuerpo rígido 200 x 10.
- FIGURA N.-20. Imagen del expansor Hyrax perfectamente adaptado a los molares y premolares.
- FIGURA N.- 21. (A) Imagen de expansor Hyrax 10 mm por debajo del centro de resistencia. (B) Imagen de expansor a nivel del centro de resistencia. (C) Imagen de expansor Hyrax 10 mm por encima del centro de resistencia.
- FIGURA N.-22. Imagen que presenta los movimientos apico cervicales, el color azul representa desplazamiento.
- FIGURA N.-23. Imagen que presenta los movimientos de inclinación vestibulares el color azul representa desplazamiento.
- FIGURA N.-24. Imagen presenta los movimientos mesioales, el color azul representa desplazamiento
- FIGURA N.-25. (A) Imagen presenta los movimientos de inclinación vestibular, el color azul representa desplazamiento.
- FIGURA N.26. Imagen presenta aplicación de carga

FIGURA N.-27. Vista radicular de los incisivos superiores discretizados en nodos impares

FIGURA N.-28. Esquema del contorno de distribución de fuerzas en las raíces

FIGURA N.-29. Imagen del sistema intrusivo 1, distribuyendo las 300 gf y Demostrando la posición del elemento que la conforman

FIGURA N.-30. Imagen del sistema intrusivo 2 distribuyendo las 300 gf y Demostrando la posición del elemento que la conforman

FIGURA N.-31. Imagen del sistema intrusivo 3 distribuyendo las 300gf y Demostrando la posición del elemento que la conforman

FIGURA N.-32. Imagen del método de elementos finitos del sistema 1 (A) nivel de estrés y (B) nivel de desplazamiento

FIGURA N.-33. Imagen de superposición de desplazamiento vertical del sistema 1 (A) nivel de desplazamiento de corona y (B) nivel de desplazamiento de raíz (C) nivel de desplazamiento en sentido vestibulopalatino del sistema 1.

FIGURA N.-34. Imagen del método de elementos finitos del sistema 2(A) nivel de estrés y (B) nivel de desplazamiento

FIGURA N.-35. Imagen de superposición de desplazamiento vertical de sistema 2 (A) nivel de desplazamiento de corona y (B) nivel de desplazamiento de raíz (C) nivel de desplazamiento en sentido vestibulopalatino del sistema 2.

FIGURA N.-36. Imagen del método de elementos finitos del sistema 3(A) nivel de estrés y (B) nivel de desplazamiento

FIGURA N.-37. Imagen de superposición de desplazamiento vertical de sistema 2 (A) nivel de desplazamiento de corona y (B) nivel de desplazamiento de raíz (C) nivel de desplazamiento en sentido vestibulopalatino del sistema 3.

Resumen

El poder predecir los cambios estructurales que rodean a los movimientos dentales producidos en un tratamiento de ortodoncia, siempre ha sido una preocupación entre los cirujanos dentistas. Es así, que los avances tecnológicos nos brindan una nueva herramienta llamada método de elementos finitos (MEF). (15,9,7) Esta herramienta computarizada nos permitirá visualizar y comprender mejor los cambios que se presentan a nivel dental, periodontal y esquelético. Evitando de esta manera, que los tratamientos tanto ortodoncia fija como los aparatos ortopédicos resulten siendo nocivos a estas estructuras. Sabiendo esto con mayor exactitud nos dará una guía de cómo abordar los casos, aplicar mejor los momentos –fuerza de sus cargas. Con la finalidad de obtener los mejores resultados (3,12)

El presente trabajo dará un mayor alcance sobre el método de elementos finitos y como lo utilizamos para comprender mejor los cambios estructurales producidas por las fuerzas ortodónticas (11)

Palabras claves: Discretización, módulos Young's, coeficiente de Poisson's, momento fuerza, centro de resistencia

Summary

The prediction of the structural changes that are around Dentist movements produced by orthodontics treatments have being always a concern between Dentistry Surgeries. That's why the technology must become a tool called "Finite Element Method" ("métodos de elementos finitos" MEF in Spanish).

This tool is developing by software but will not allow to visualized or understand better the changes on a dental level, periodontal and skeletal. Avoiding by this way all the fixed orthodontics treatments and the orthopedic devices that could be harmful for all this structures. Knowing this with a better accuracy, will be a better guide about "How to approach the clinic cases, and also apply this on the best context" - strength on the charges. The goal must be to obtain better results.

On this essay we will present a better approach about the finite element method and the way to use them for understating the structural changes produced by the orthodontics strengths.

Keywords: Discretization, Young's modulus, Poisson's coefficient, force moment, Resistance Center

Introducción

El análisis de elementos finitos es un método numérico que nos ayuda a resolver las ecuaciones diferenciales; las ecuaciones diferenciales rigen el comportamiento de un gran número de fenómenos estudiados tal como la flexión y deformación de las estructuras sujeto a aplicación de cargas. La mayor parte de la investigación fue motivada a resolver problemas en los campos de aeronáutica, mecánica e ingeniería civil. (1,20)

Este método se ha llevado al campo de la medicina en los últimos años, viéndose en incremento y con más aceptación en la investigación, ya que nos proporciona conocer y entender por medio de un ordenador; la fisiología humana y el comportamiento mecánico de sus estructuras. En la actualidad se ha lleva a cabo en la simulación del corazón, sistema circulatorio, el ojo, el hígado, el crecimiento patológico de estructuras, etc. Siendo una herramienta más para obtener un mejor diagnóstico y plan de tratamientos más exactos. (3,9,11)

En ortodoncia, las imágenes computarizadas y las reconstrucciones tridimensionales se han convertido en exámenes auxiliares en el diagnóstico cada vez más utilizadas, este tipo de estudios nos permite visualizar y anticipar los cambios a generarse durante el tratamiento, tanto en las estructuras dentarias y periodontales , así como en los materiales utilizados, mediante el cálculo de las propiedades físicas tales como el módulo de elasticidad, flexión y deformación en secciones pequeñas del objeto a estudiar; Por lo tanto, es una herramienta muy importante en la planificación del tratamientos, aumentando la pronostico del movimiento de las estructuras dentales, óseas y minimizándolo efectos secundarios. (2,8,)

El uso de este recurso se encuentra desplazando a las imágenes 2D de manera progresivamente, ya todavía su uso conlleva ha aprendizajes informáticos y adquisición de equipos de alto costo, siendo una limitante y no muy accesible. (8,10)

Desarrollo del Tema

Desarrollo histórico de Método de los Elementos Finitos

En 1943 por Richard Courant, utilizó el método de Ritz de análisis numérico y minimización de las variables de cálculo para obtener soluciones aproximadas a un sistema de vibración. Poco después, en 1956 un documento publicado por M. J. Turner, R. W. Clough, H. C. Martin, y L. J. Topp le dio una definición más amplia del análisis numérico. El documento hablaba de la rigidez y deformación de estructuras complejas. Con los avances tecnológicos de los primeros ordenadores se instaura el cálculo matricial de estructuras, Éste parte de la discretización de la estructura en elementos lineales tipo barra de los que se conoce su rigidez frente a los desplazamientos de sus nodos. (7)

Se plantea entonces un sistema de ecuaciones; resultado de aplicar las ecuaciones de equilibrio a los nodos de la estructura.

$$f = K \cdot u$$

Vector u = Desplazamientos en los nodos . Vector f = Fuerzas en los nodos

Vector K = La rigidez de las barras

figuras 01. Esquema del sistema de ecuaciones

Este esquema nos dará una solución exacta.

En la década de 1950, el método de cross y kani (método iterativo), se realizaba de manera manual, lo cual lo hacía más tedioso. El cálculo de una estructura de un edificio con varios pisos podía llevar podría llevar varias semanas.

En los años 1960 cuando las aplicaciones prácticas de elementos finitos crecieron en tamaño, demandó mayor tiempo de cálculo y mayor capacidad de la memoria de los ordenadores. El ahorro de tiempo es impensable y con ello el uso del método matricial se extiende; es por ello, la necesidad de algoritmos eficientes. Este desarrollo se hace especialmente notable.

En los años 1970 se produce un gran crecimiento de la bibliografía, así como la aplicación del método a otros problemas como los no lineales. Ya que esta década, el MEF estaba limitado a caros generalmente poseído por las aeronáuticas, de automoción, de defensa y nucleares. Se aplican a nuevos tipos de elementos de estudio y se sientan bases matemáticas rigurosas.

En los años 1980 con el desarrollo tecnológico en ordenadores personales, se extiende el uso de los programas comerciales aplican en método en los diversos campos, instaurándose el uso de pre y postprocesadores gráficos que realizan el mallado y la representación gráfica de los resultados. Se continúa estudiando la aplicación del método a nuevos modelos de comportamiento como plasticidad, fractura, daño continuo y también en el análisis de los errores. (14)

En la actualidad, el MEF ha desarrollado una increíble precisión y los ordenadores son capaces de dar resultados exactos para todo tipo de parámetros.

Coefficiente de Poisson es una constante elástica que proporciona una medida del estrechamiento de sección de un prisma de material elástico lineal e isótropo cuando se estira longitudinalmente y se adelgaza en las direcciones perpendiculares a la de estiramiento

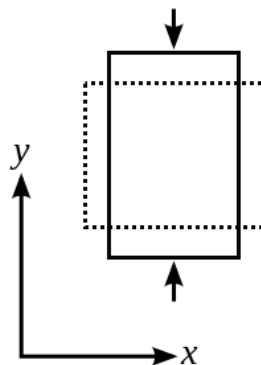


Figura 02. Gráfico del Coeficiente de Poisson (14)

El módulo de Young o módulo de elasticidad longitudinal es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza.

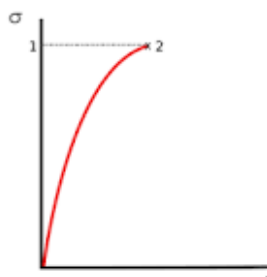


Figura 03 Gráfico del módulo de Young (14)

Tensión de Von Mises es una magnitud física proporcional a la energía de distorsión. En ingeniería estructural se usa en el contexto de las teorías de fallo como indicador de un buen diseño para materiales dúctiles

$$\left\{ \begin{array}{l} \sigma_1 = \frac{\sigma_x + \sqrt{\sigma_x^2 + 4(\tau_{xy}^2 + \tau_{xz}^2)}}{2} \\ \sigma_2 = 0 \\ \sigma_3 = \frac{\sigma_x - \sqrt{\sigma_x^2 + 4(\tau_{xy}^2 + \tau_{xz}^2)}}{2} \end{array} \right.$$

Figura 04 Gráfico de tensión de Von Mises (14)

Método de los Elementos Finitos

Uno de los métodos numéricos más utilizados actualmente a nivel profesional de diferentes ramas de estudio, es el Método de los Elementos Finitos (MEF). Este método fue desarrollado a partir de los años 40 por profesionales matemáticos e ingenieros. Estos interesados básicamente en problemas de cálculo de estructuras y luego que se fue desarrollando el método, fue aplicado en otros muchos campos como la Medicina, Aviación, etc.; El desarrollo del MEF sumado además en el tiempo con otros dos avances. Por un lado, el nacimiento de la Teoría de las Distribuciones, permitió el inicio del estudio de las Ecuaciones en Derivadas Parciales (EDP); Por otro lado, el rápido avance de los ordenadores facilitó el desarrollo del Análisis Numérico, sin duda han marcado gran parte del camino de la investigación en matemáticas. Esta Rama de las matemáticas que se encontraba en un período de estancamiento bastante profundo. (13,1)

La conjunción de estos dos factores junto con el enorme interés que las simulaciones numéricas de modelos matemáticos han ido colocando al MEF en un lugar muy destacado tanto en el mundo de la matemática aplicada como de la investigación.

Durante mucho tiempo los estudios se basaban en los cambios de estructura que sufría un objeto, es decir como una gran unidad, con el desarrollo del MEF, acompañado del estudio de ecuaciones en derivadas y parciales y todo esto llevado a un ordenador, se podía estudiar ya no como una gran unidad, sino finito número de partículas pequeñas. Estas partículas pequeñas adyacentes unidas entre sí por un punto reciben el nombre de NODO. El proceso de selección de nodos recibe el nombre de MODELACION o DISCRETIZACION. (14)

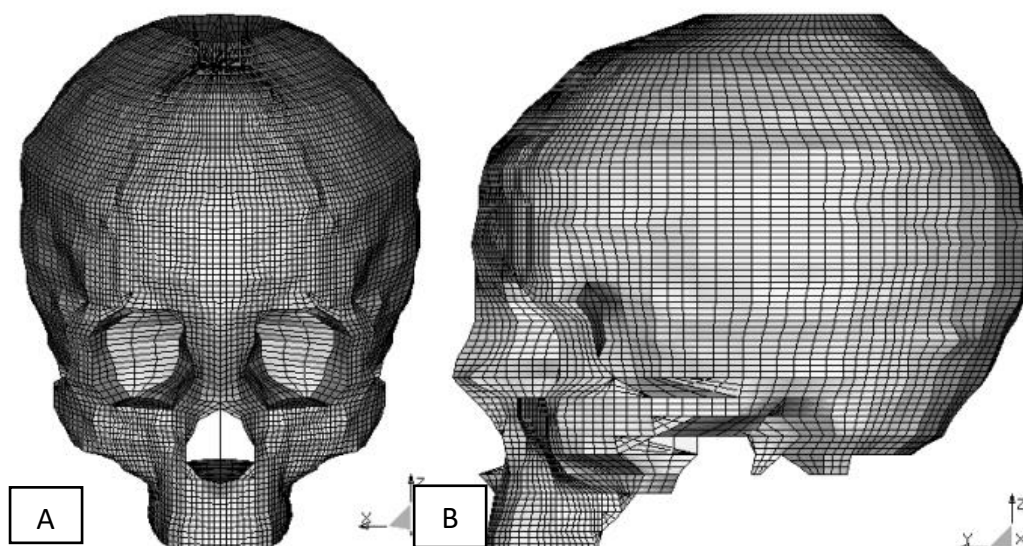


FIGURA 05. (A) Vistas frontales y (B) laterales del modelo tridimensional de elementos finitos del macizo cráneo facial (17)

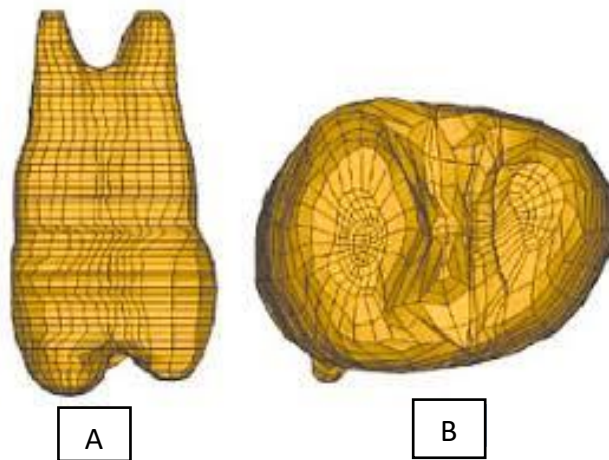


FIGURA 06. (A) Vistas proximal (B) oclusales del modelo tridimensional de elementos finitos de una pieza dentaria. (17)

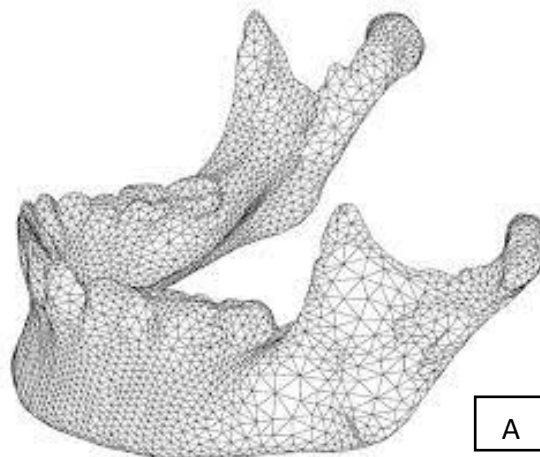


FIGURA 07. (A) Vista lateral del modelo tridimensional de elementos finitos del maxilar inferior (17)

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

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

Aplicación del método de elementos finitos en Odontología

Debido a esta complejidad y acceso limitado de la cavidad oral, la mayoría de las investigaciones biomecánicas del entorno oral se han llevado a cabo in vitro, entendiendo que la cavidad oral es un sistema biomecánico complejo la odontología restauradora. La prostodoncia, la ortodoncia, la implantología y la endodoncia han llevado a cabo pruebas mecánicas en busca de determinar la resistencia a la fractura, el comportamiento y las propiedades mecánicas de las estructuras dentales y los materiales de restauración, pero estas pruebas apenas proporcionan información sobre el comportamiento interno de las estructuras estudiadas(1.14)

La deformación y el estrés que se genera al aplicar una carga sobre una estructura. Si estas cargas superan los límites de tensión de la estructura puede producirse una falla estructural. Estas tensiones no se pueden medir directamente. Por lo tanto, la aplicación del conocimiento de ingeniería en odontología ha ayudado a comprender aspectos de biomecánica oral.

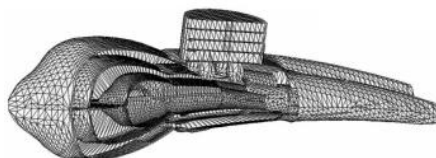


Figura N° 08 Modelo Final 3D de un Diente (8)

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° 01: Características Físicas del Diente y su Tejido de Soporte usada por Begum (6)

	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° 02: Fuerzas Optimas para un Movimiento Dentario según Jarabak (7)

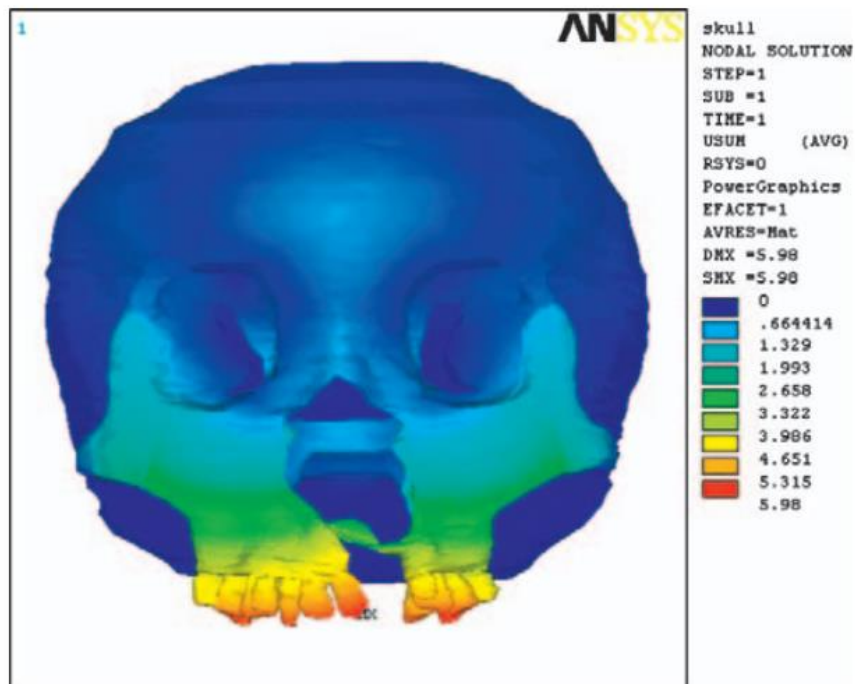


FIGURA 09. Área de mayor estrés en una expansión rápida del maxilar en pacientes con labio paladar fisurado (24)

En Prótesis Dental

El MEF por ejemplo en esta área se ha utilizado para evaluar la influencia del material de los espigos tanto de carbono, fibra de vidrio y cerámica de zirconio en la distribución de esfuerzos de los dientes restaurados con sistemas de espigos

Algunos estudios dieron como resultado que el uso de los espigos de fibra de vidrio resultó con menos tensiones dentro de la raíz que la cerámica de zirconio, fibra de carbono o espigos de metal.

También investigó el uso de cerámicas y polímeros en incrustaciones. Estos dieron como resultado que la cerámica parece ser un material con óptimas cualidades para la restauración porque su estructura mantiene el estrés dentro y, por lo tanto, transfiere menos estrés a las estructuras del diente. Las propiedades mecánicas, la geometría y el grosor del material restaurador pueden influir directamente en la distribución de carga en un diente sobre el complejo de restauración y en consecuencia los resultados.

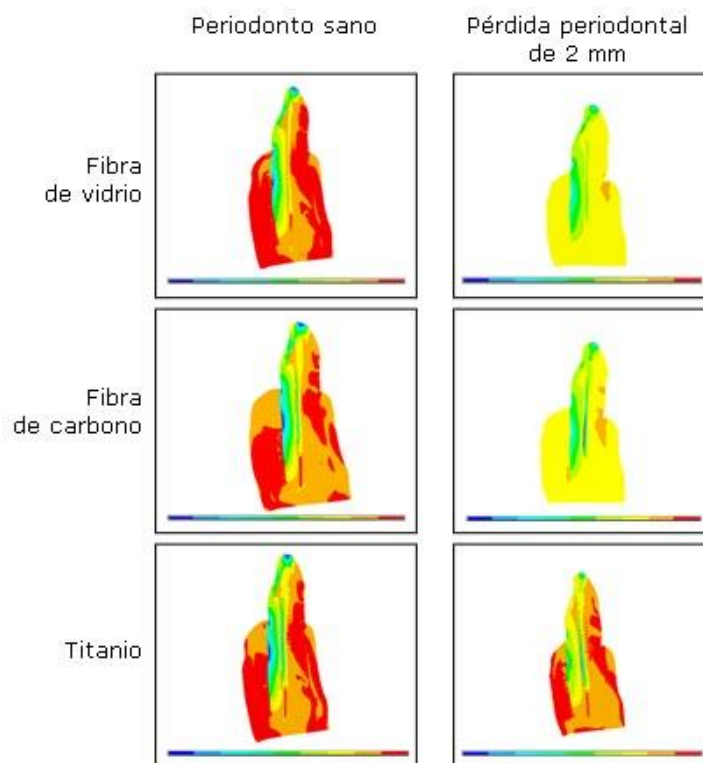


FIGURA 10. Áreas de mayor estrés en máxima intercuspidadación en deferentes espigos (13)

En Implantes Dentales

En el área de implantología, se han realizado un sin fin de estudios con finalidad de poder mejorar y optimizar estos dispositivos. Por medio del MEF se logró entender que la forma cuadrada del hilo fileteado con un radio pequeño era más efectiva en la distribución de las cargas que otros implantes dentales, También se logró entender mejor que uso de revestimientos suaves con implantes sumergidos al parecer es el método más adecuado para ser utilizado durante el período de osteointegración y por último, se mostró que las simulaciones con implantes no sumergidos mostraron valores más altos de concentración de tensión que aquellos que estaban sumergidos.

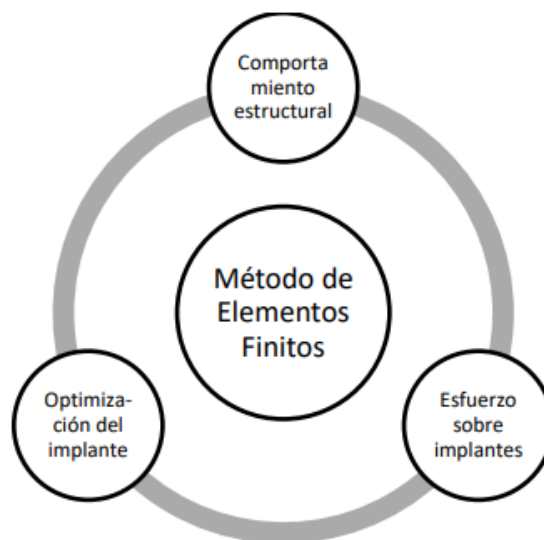


Figura 11. El Método de Elementos Finitos, elementos y dimensiones a estudiar (10)

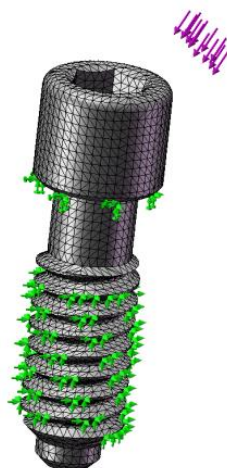


FIGURA 12. Mallado del implante con los vectores que indican la dirección de fuerzas (26)

En Operatoria Dental

En esta área estudios realizados con el MEF Concluyeron que las restauraciones compuestas de resina a nivel oclusal deben tener un alto módulo de elasticidad para reducir el riesgo de deterioro marginal pueden recibir hasta 100 N en dirección axial a la cara oclusal.

Que el material de mejor elección para restauraciones indirectas son las cerámicas sobre los polímeros, las cerámicas tienen la característica mantener el estrés dentro del material, por lo tanto, se transfiere menos a las estructuras de diente.



FIGURA 13. Simulación de fuerzas oclusales sobre restauraciones de cerámica (19)

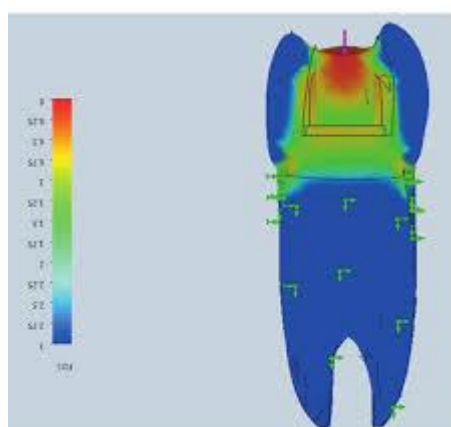


FIGURA 14. Áreas de mayor estrés en restauraciones indirectas de cerámica (19)

Revolución en Ortodoncia: Análisis de Elementos Finitos

El MEF se viene utilizado en la medicina, odontología y con mayor auge en el área de la ortodoncia. Esta nueva herramienta nos ayuda a calcular el stress de un elemento, en una estructura modelo. Este análisis computarizado nos permitirá medir la fuerza, presión, el cambio térmico entre otros.

Esta herramienta no proporcionara los aspectos mecánicos de los biomateriales y tejidos humanos que difícilmente pueden medirse en vivo. Los resultados logrados serán estudiados por el software de visualización del MEF para obtener una variedad de parámetros e identificar completamente las implicaciones del análisis.

Siempre que se aplique una fuerza sobre una estructura, esta presentará tensión y deformación que no se pueden medir directamente. En la cavidad oral que está compuesto de estructuras complejas es difícil poder medir estas alteraciones por lo tanto recurrimos al MEF poder comprender el comportamiento de la biomecánica.

En el pasado este tipo de información la obteníamos de pruebas realizadas en in vitro, tratando de simular las estructuras.

En la actualidad la ortodoncia a cambio sustancialmente, gracias a las nuevas herramientas que nos ofrece la tecnología, ahora la practica está basada en la evidencia clínica. En comportamientos más exacto que fundamentan y en evidencia del comportamiento de las estructuras son basado los fundamentos científicos que respaldan las técnicas de tratamiento.

El movimiento dentario ocurre por diferentes fuerzas aplicadas sobre los dientes, lo que dará como resultados que el periodonto inicie el proceso de absorción y aposición Oseas lo que conduce el movimiento del diente.

Varios artículos nos ofrecen explicar el comportamiento de las estructuras, cuando son sometidas a cargas, sin embargo; muchas veces el método de estudios tiene sus propias dificultades, es por ello que el MEF se ha convertido en el más avanzado y confiable. Este método numérico de análisis permite entender las tensiones y desplazamientos por medio de la discretización del continuo en una serie de elementos.

El proceso presenta 3 pasos:

1 procedimiento previo:

Este es la creación de un modelo geométrico y su elemento finito, representando los datos del material y sus propiedades, tales como la como la conformación del contorno y la configuración de cargas.

2 El Procedimiento:

este se encarga de resolver las ecuaciones algebraicas lineales

3 El Post Procedimiento:

este paso se encarga de la interpretación de los resultados del MEF.

Mediante el modelo asistido por computadora (CAD), se pueden construir modelos geométricos de alta calidad y precisión entre ellos tenemos el Mimics o Simpleware para el sistema maxilofacial esta construcción de imágenes se llevará a cabo por las tomografías computarizadas (1)

La Tomografía computarizada se obtiene por medio de secciones transversales de al menos 0,25 mm de distancia una resolución avanzada. Esto se graba en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) y se lleva en un software de procesamiento de imágenes y reconstrucción digital. (3.8.11)

Este es un procedimiento no invasivo, proporciona la información que no puede obtenerse mediante estudios experimentales.



FIGURA 15. Modelo asistido por computadora del maxilar superior (1)



FIGURA 16. Modelo discretizado del maxilar superior (1)

Simulación de Movimiento de Ortodoncia en Etapas Inicial y a Largo Plazo, Analizados por el Método de Elementos Finitos

Yukio Kojima et al., Noviembre 2011 realizó un estudio donde simuló, midió y comparó la deformación elástica del ligamento periodontal en piezas dentarias maxilares. Estas mediciones se comparan en los momentos iniciales y a largo plazo.

Para este estudio se utilizó 3 tipos de arcos

- 1.- Un arco de baja rigidez 0.016 x 0.022 titanium molybdenum alloy (TMA) con un modelo de Young de 69GPa.
- 2.- Un alambre de acero de 0.021 x 0.025 con un modelo de Young de 200 GPa.
- 3.- Un arco rígido de con un modelo de Young de 200 x 10 GPa.

Para calcular este estudio se realizó el modelo i21D-400C; Nissin Dental Products Inc., Kyoto, Japan. Y este procedimiento se realizó en 3 pasos.

- 1.- imágenes seccionadas del modelo de estudio dental obtenidas con una tomografía computarizada de haz de cono dental AZ300CT (Asahi Roentgen, Co., Ltd., Kyoto, Japan
- 2.- un software 3D-Doctor (Able Software Corp., Lexington, Massachusetts, USA.
Cuya superficie está construida por pequeñas placas triangulares.
- 3.- un software que convierte en elementos finitos ANSYS AI*Environment (ANSYS, Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA)
suponiendo que se aplicará una fuerza de 2N con un ángulo de 30 grados sobre el canino obteniendo las siguientes imágenes.

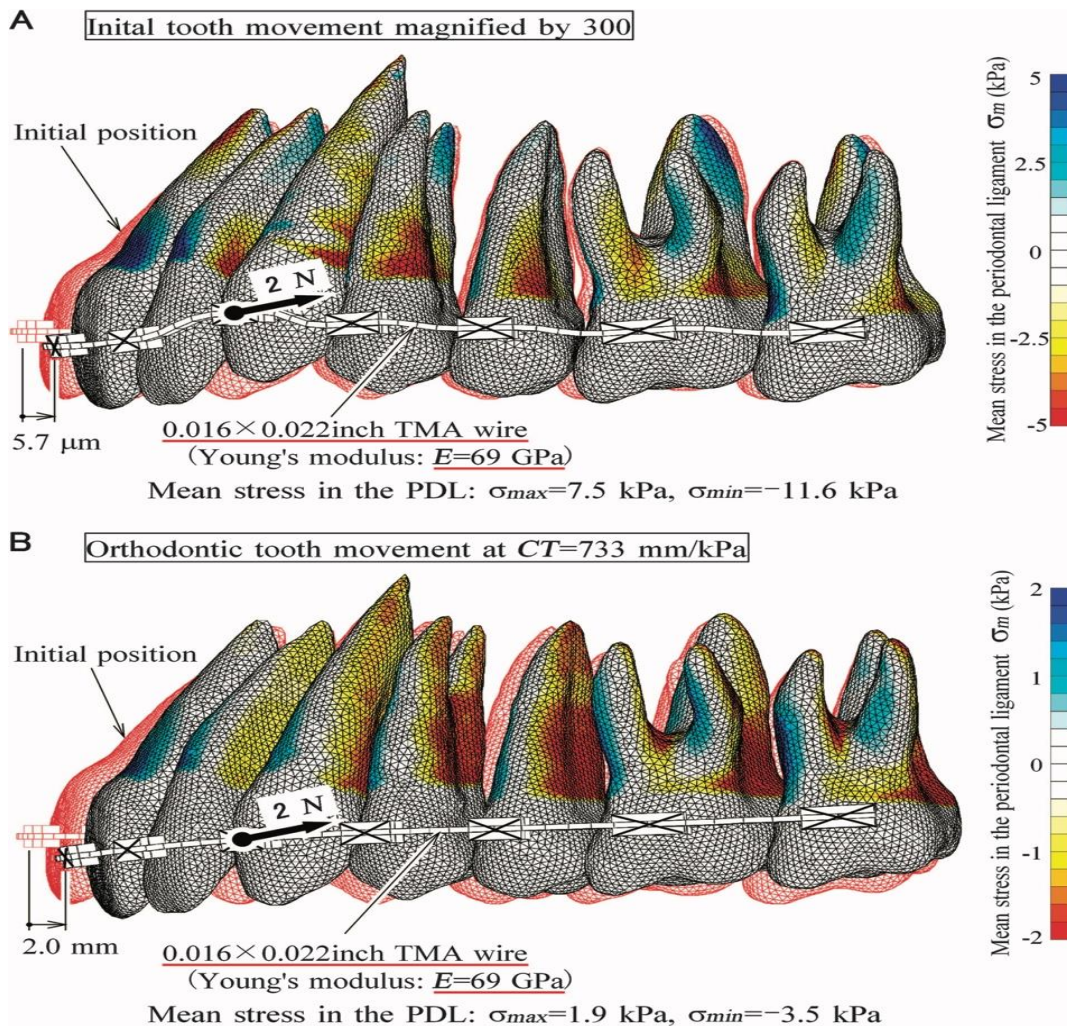


FIGURA 17. Simulación de movimientos con el arco TMA 0.016 0.022 (28)

(A) Movimiento dental inicial. El canino se mueve en la dirección de la fuerza. La corona se mueve distalmente y el ápice de la raíz se mueve mesialmente. Todos los dientes se mueven individualmente debido a la propiedad elástica del arco. (B) Movimiento de ortodoncia a largo plazo. Los incisivos se extruyen ligeramente y se vuelcan debido a la deformación elástica del arco. El arco maxilar se mueve distalmente y gira en sentido antihorario, como si el arco de alambre fuera un material rígido.

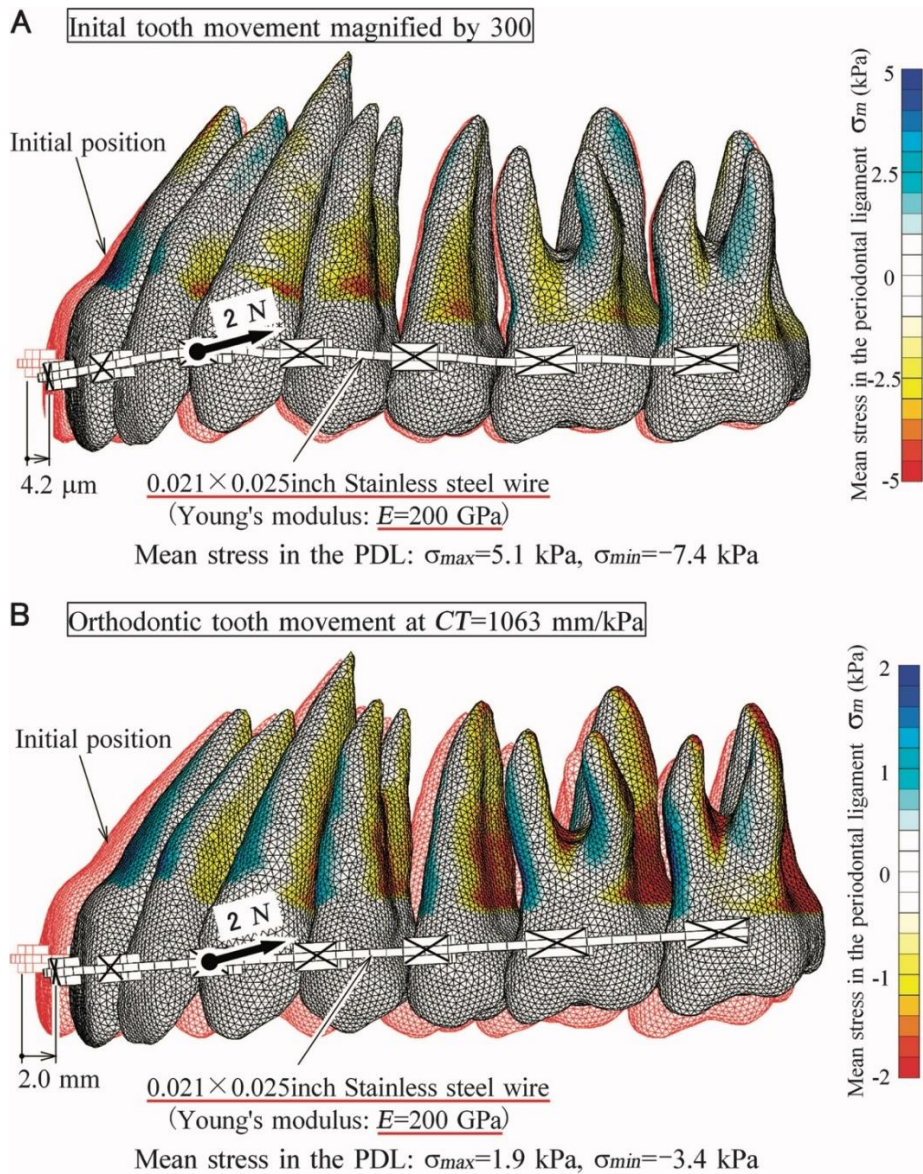


FIGURA 18. Simulación de movimientos con el arco de acero 0.021x 0.025 (28)

(A) Movimiento dental inicial en el caso del arco de alta rigidez. (B) Movimiento de ortodoncia a largo plazo. La diferencia entre ambos movimientos es similar a la del arco de baja rigidez. La deformación elástica del arco se reduce con un aumento de la rigidez.

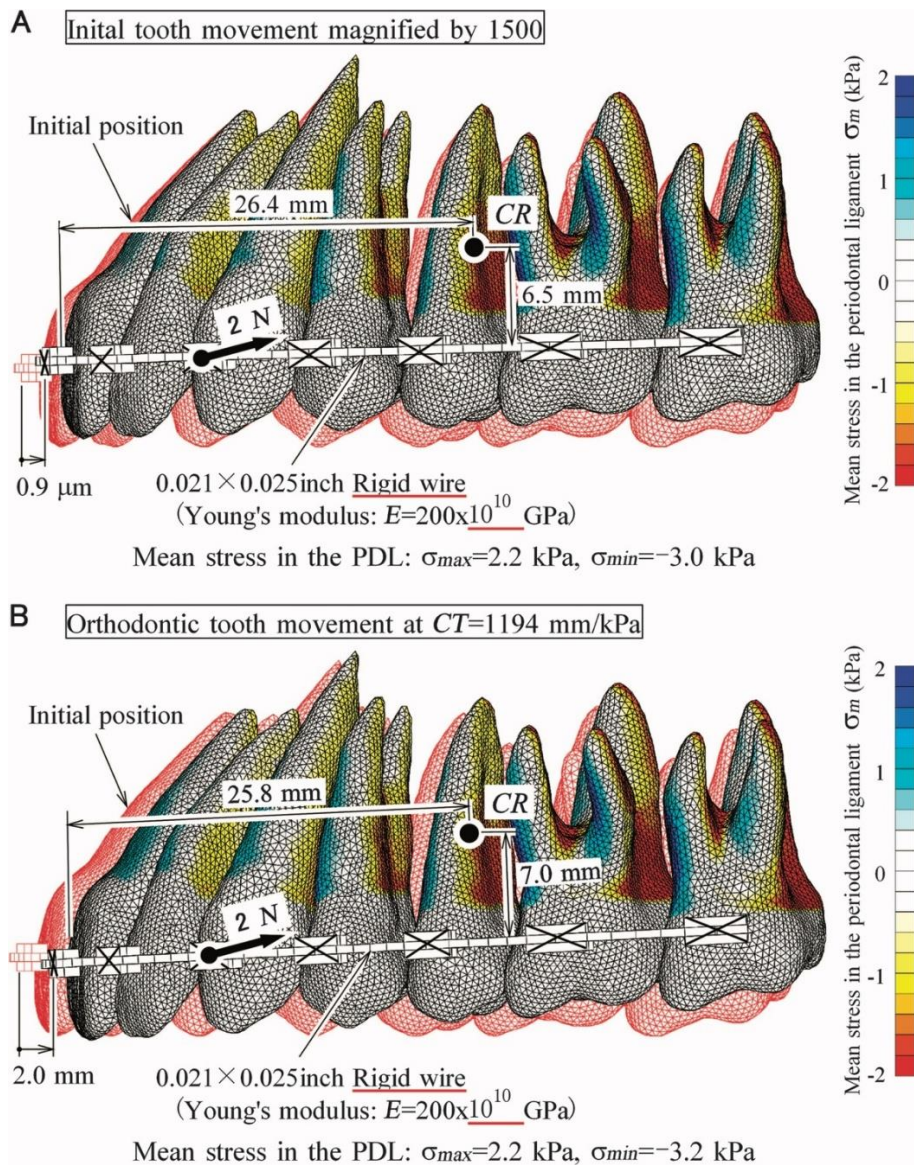


FIGURA 19. Simulación de movimientos con el arco de cuerpo rígido 200 x 10 (28)

Patrones de movimiento en el caso en que el arco es un cuerpo rígido. (A) Movimiento dental inicial. (B) Movimiento de ortodoncia a largo plazo. Todos los dientes deben moverse como un cuerpo unido. El centro de resistencia (CR) se puede definir. Las ubicaciones de CR de ambos movimientos son casi las mismas. Sus patrones de movimiento son similares a los del movimiento a largo plazo con los arcos elásticos (Figuras 1B y 2B).

Concluyendo en este estudio, el que Patrón de movimiento de ortodoncia inicial por la deformación elástica del alambre, los dientes se mueven individualmente, el patrón de movimiento a largo plazo fue diferente del movimiento inicial de diente. Este resultado debe tenerse en cuenta cuando se inicia los movimientos dentales, los movimientos son calculados o medidos por la ubicación de la RC del arco maxilar; podría entonces estimarse el movimiento largo plazo a partir del diente inicial movimiento.

Influencia de la Altura del Tornillo de Expansión en los Efectos Dentales del Expansor de Hyrax

Rafael Marques de Sousa Araugio et al. Febrero 2013 realizó un estudio donde simulo, midió y comparo la influencia de la altura del tornillo de expansión de hyrax en la inclinación de las piezas dentarias en una expansión rápida de maxilar. Para ello simulo tres episodios de expansión rápida del maxilar donde el tornillo de expansión se ubicaba por encima, sobre y por debajo del centro de resistencia de los primeros molares del maxilar superior. Queriendo evidencia los diferentes momentos resultantes

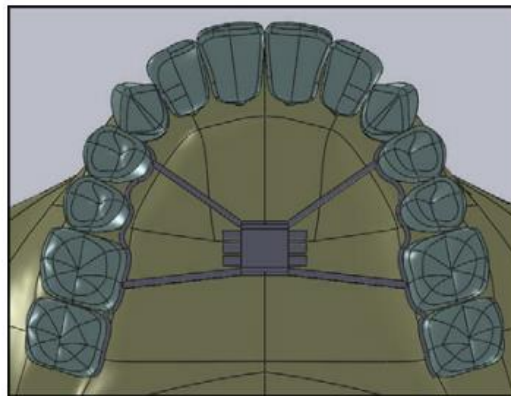


Figura 20. Imagen del expansor Hyrax perfectamente adaptado a los molares y premolares (5)

Se construyeron los modelos de métodos con un software Solidworks con el paquete de simulación (Dassault) Systemes, París, Francia)

El expasor de hyrax de 12 mm de la marca Dentaurum, el cual se conformaba por 2 brazo de alambre de acero de 0-9 mm de diámetro que delimitaban desde los primero premolares hasta los segundos molares.

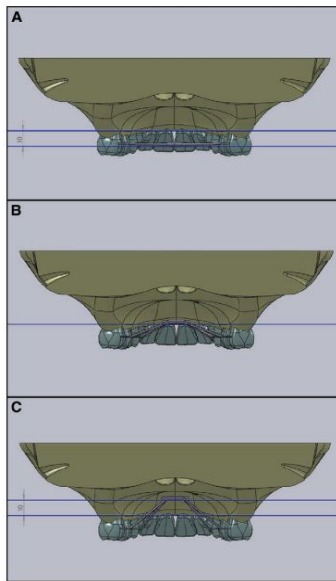


Figura 21. (A) Imagen de expansor Hyrax 10 mm por debajo del centro de resistencia . (B) Imagen de expansor a nivel del centro de resistencia.(C) Imagen de expansor Hyrax 10 mm por encima del centro de resistencia (5)

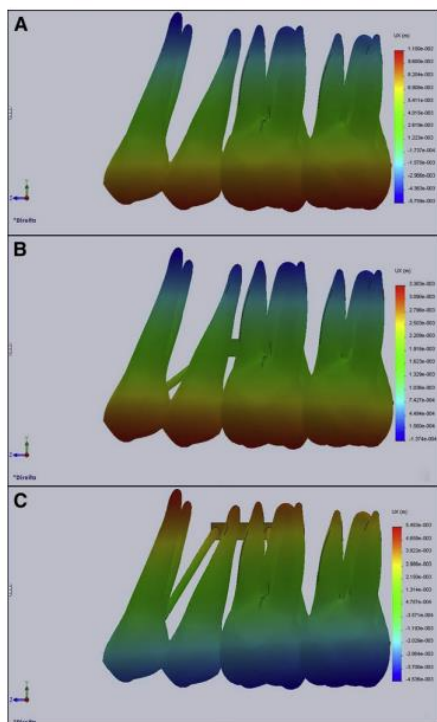


Figura 22. Imagen que presenta los movimientos apico cervicales, el color azul representa desplazamiento (5)

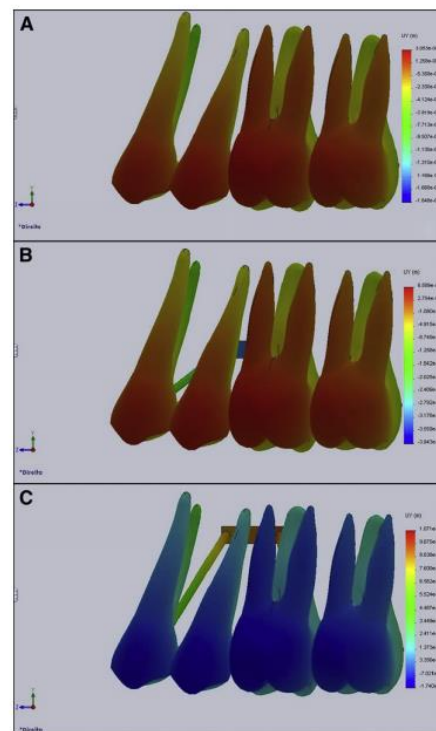


Figura 23. Imagen que presenta los movimientos de inclinación vestibulares el color azul representa desplazamiento (5)

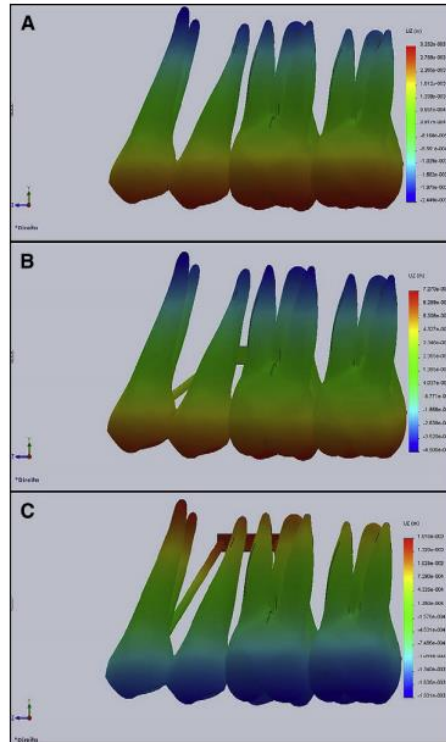


Figura 24. Imagen presenta los movimientos mesioales, el color azul representa desplazamiento (5)

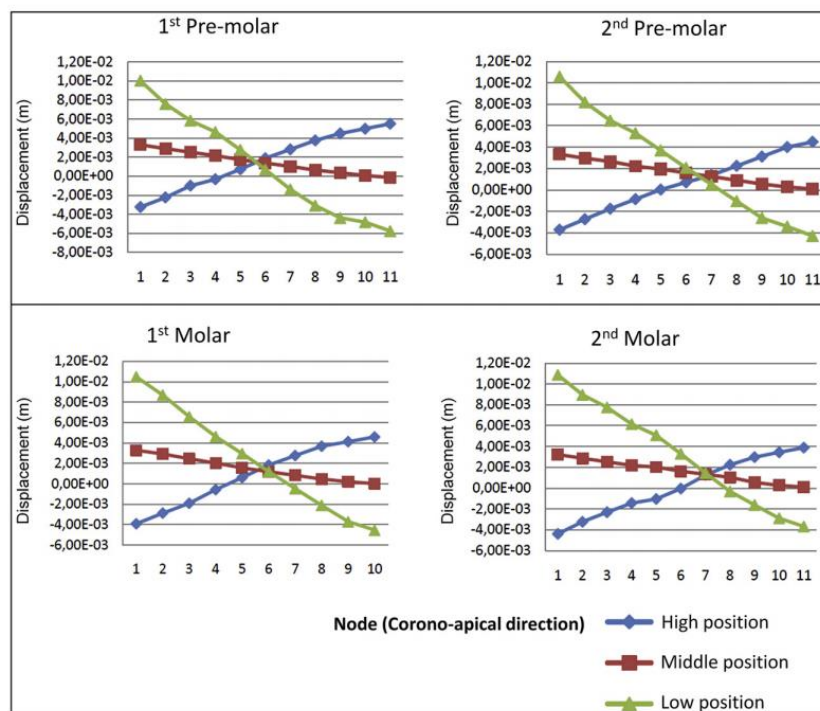


Figura 25. (A) Imagen presenta los movimientos de inclinación vestibular, el color azul representa desplazamiento (5)

El estudio por medio de los gráficos nos revela que (A) Presenta mayor estrés a nivel apical, ligera inclinación vestibular con ligera inclinación mesial. (B) Presenta mayor estrés a nivel apical, ligera inclinación vestibular con ligera inclinación mesial. (C) presenta un mayor estrés a nivel coronal, mayor inclinación vestibular y mayor inclinación mesial.

Dándonos a entender que para obtener mejores resultados en una expansión rápida del maxilar con la utilización del expansor hyrax, este deberá estar unos milímetros por encima del centro de resistencia de las primeras molares.

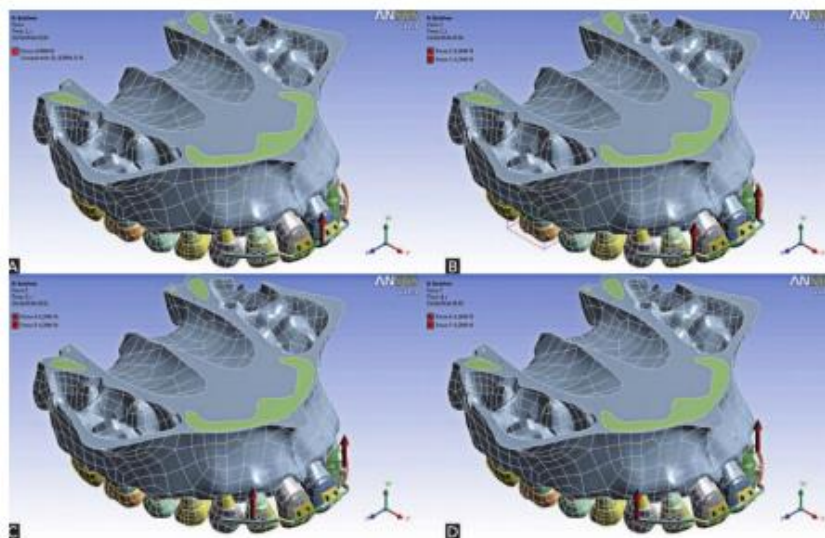
Intrusión de Incisivos Maxilares Analizado con el Método de Elementos Finitos

Armando Yukio Saga et al. Febrero del 2016 realizó un estudio donde simulo, midió y comparo la dirección de fuerza más recomendada para el proceso de intrusión dentaria anterior del maxilar superior. Esto se lo logra en 4 diferentes lugares de aplicación de fuerza (15 gf).

La carga 1 tiene la fuerza aplicada entre los bracket de los incisivos centrales
la carga 2 tiene la fuerza aplicada ente los bracket de los incisivos centrales y laterales de ambos lados

la carga 3 con una aplicación de fuerza a distal de los bracket de los incisivos laterales de ambos lados.

La carga 4ta a 7 mm hacia distal del centro delos bracket de los incisivos laterales de ambos lados.



**Figura 26. (A) Imagen presenta aplicación de carga 1
(B) Imagen presenta aplicación de carga 2(C) Imagen presenta aplicación de carga 3(D) Imagen presenta aplicación de carga 4 (6)**

Bean (i-CAT TM, Imaging Sciences, Hatfield, PA, EE. UU.), se modeló también el bracket y el alambre (un bracket metálico estándar de slot 0.022 y Alambre de acero 0.019 x 0.025). con un procesador y utilizando el software el ANSYS TM v 12.1 para la discretización del módulo, se obtuvo elementos finitos de 322450 de elemento tetraédricos con una longitud de borde de 0.25 a 1.50 mm y 63380 nodos.

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

Cuadro 03. Cuadro con valores de módulo de Young y coeficientes de Poisson de cada estructura (6)

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

Cuadro 04. Cuadro con valores de respuesta del ligamento periodontal (6)

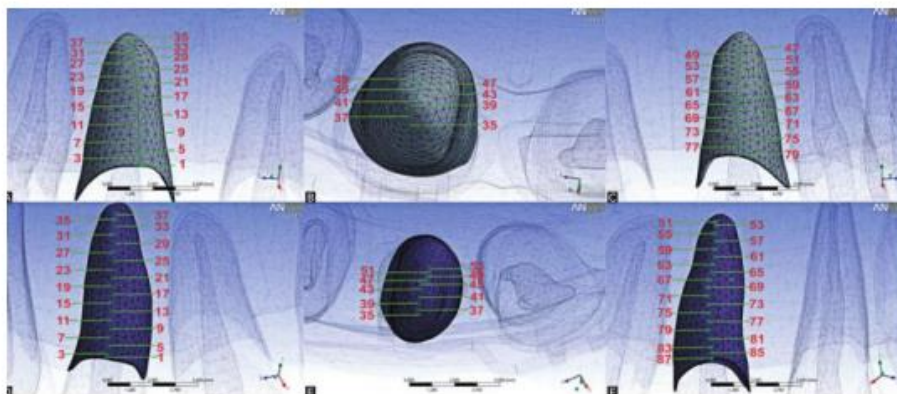


Figura 27. Vista radicular de los incisivos superiores discretizados en nodos impares

(A) vista de la cara labial de IC (B) vista de la oclusal de IC (C) vista de la cara palatina de IC (D) vista de la cara labial de IL (E) vista de la cara labial de IL (F) vista de la cara palatina de IC (6)

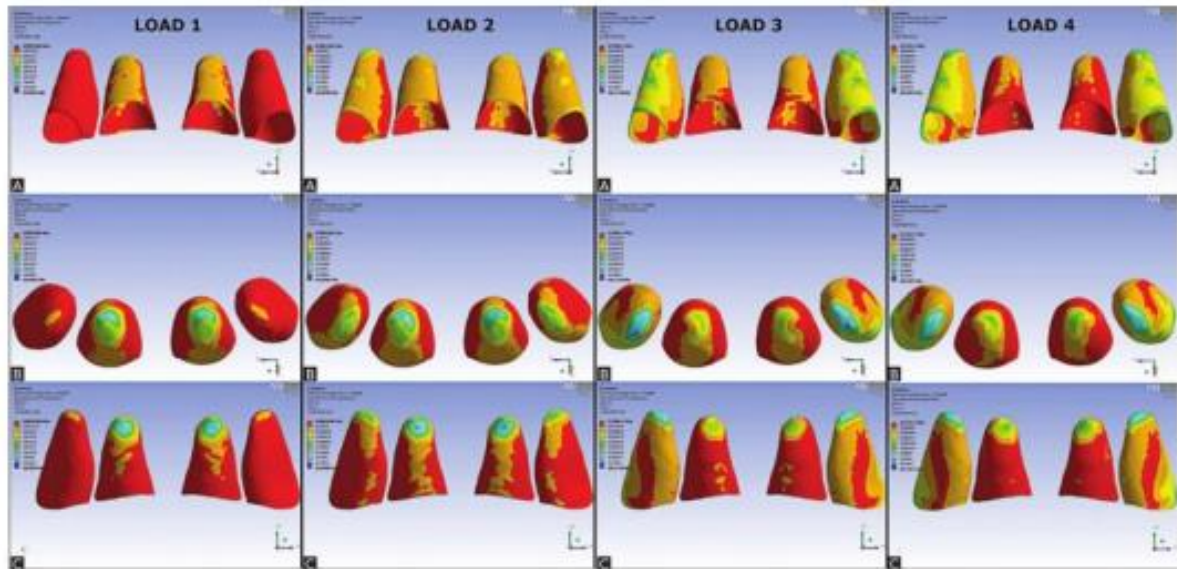


Figura 28. Esquema del contorno de distribución de fuerzas en las raíces (6)

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

Para la carga 2, el área de compresión es mayor a nivel apical de los incisivos centrales, pero con un ligero desplazamiento a mesial. En los incisivos laterales el área de compresión es a nivel apical, con mayor compresión a nivel bucal.

Para la carga 3, el área de compresión más alto está a nivel ápices de los incisivos laterales. En los incisivos Centrales el área de mayor estrés en la región palatina de ápice, en la cara palatina reporto menos estrés con respecto a la bucal.

En la carga 4 el área de compresión también está en los ápices de los incisivos laterales. En los incisivos Centrales el área de mayor estrés en la región palatina de ápice, en la cara bucal reporto menos estrés con respecto a la carga 3.

En este estudio se concluyó que en la carga 1 y 2 presentaban mayor estrés a nivel apical de los incisivos, mayor compresión a nivel bucal; todo ello favoreciendo a la reabsorción radicular y pro inclinación de los incisivos dando como resultados movimientos no deseados en una intrusión de incisivos

Tomando en cuenta que el centro de resistencia de los 4 incisivos superiores se encuentra de 8 a 10mm hacia a apical y de 5 a 7 mm a distal de los laterales, se concluyó que la carga 4 era la que mejor producía los movimientos de intrusión.

Mecánica de intrusión posterior maxilar con anclaje de mini-implante evaluado con el método de elementos finitos.

Çifter y Saraç, en noviembre 2011 realizó un estudio donde simuló, midió y comparó los efectos biomecánicos como el estrés y la tensión de las estructuras dentales en tres sistemas diferentes de la intrusión del segmento posterior con anclaje de minitornillos aplicándole una fuerza a 300gf .

Sistema 1 las piezas del sector posterior están unidos por un arco segmentado tanto por vestibular y palatino, los microtornillos están ubicados entre ambos premolares y otro entre ambos molares.

Sistema 2 por el lado vestibular es el mismo sistema que el primero, por el lado palatino ya no lleva arco segmentados, ni minitornillos. estos serán reemplazados por dos arcos transpalatinos de 1.4mm, ubicados a 5 mm del hueso palatino, que unirán los primeros premolares y los primeros molares entre sí.

Sistema 3 por el lado vestibular es el mismo sistema que el primero y segundo, por el lado palatino ya no lleva dos arcos transpalatinos, este sistema contará con un solo arco que unirá las primeras molares entre sí.

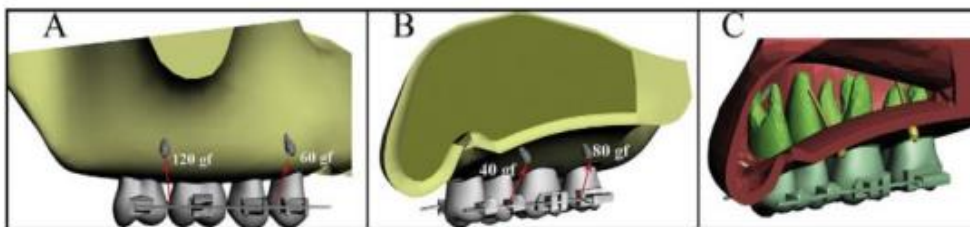


Figura 29. Imagen del sistema intrusivo 1, distribuyendo las 300 gf y Demostrando la posición del elemento que la conforman (19)

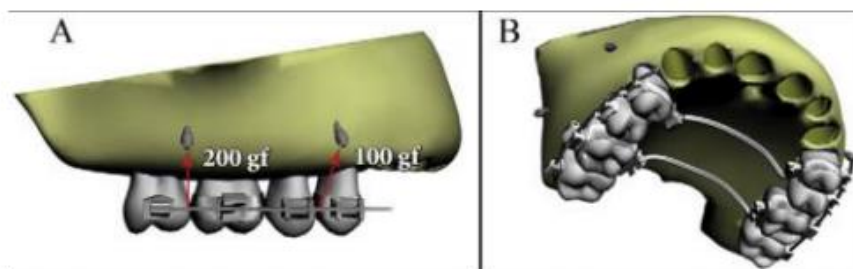


Figura 30. Imagen del sistema intrusivo 2 distribuyendo las 300 gf y Demostrando la posición del elemento que la conforman (19)

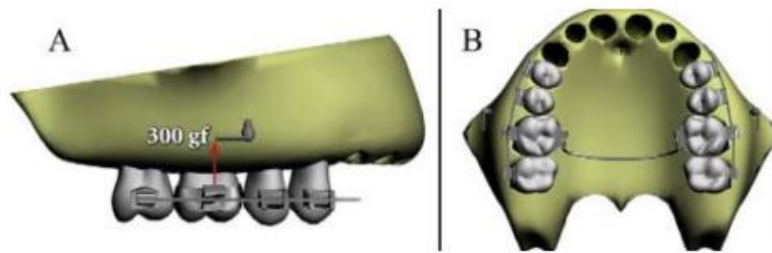


Figura 31. Imagen del sistema intrusivo 3 distribuyendo las 300gf y Demostrando la posición del elemento que la conforman (19)

Se evaluará el nivel de estrés y desplazamiento calorico de las superficies radiculares y para medir la inclinación de medida el desplazamiento de dos nodos, uno a nivel apical y otra nivel de corona.

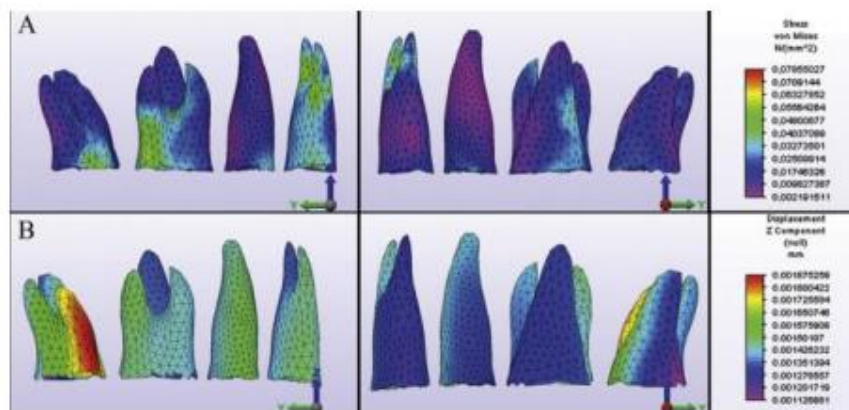


Figura 32. Imagen del método de elementos finitos del sistema 1 (A) nivel de estrés y (B) nivel de desplazamiento (19)

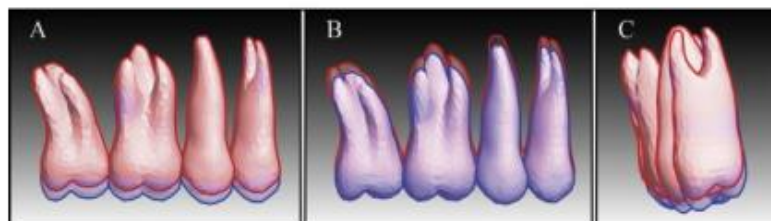


Figura 33. Imagen de superposición de desplazamiento vertical del sistema 1 (A) nivel de desplazamiento de corona y (B) nivel de desplazamiento de raíz (C) nivel de desplazamiento en sentido vestibulopalatino del sistema 1. (19)

Dio como resultado en el sistema 1 podemos apreciar que tanto el tercio apical de las primaras premolares y la región mesial de los primeros molares presentaron mayor tensión, a nivel de la segunda molar la raíz vestibular tuvo mayor intrusión que la palatina, esto genero una ligera inclinación a vestibular, no presento cambios significativos en sentido antero posterior

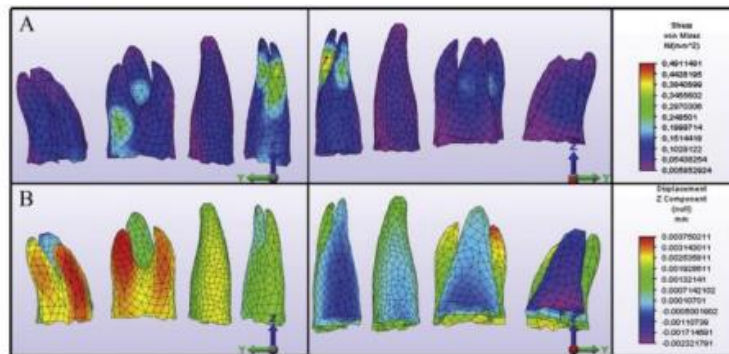


Figura 34. Imagen .del método de elementos finitos del sistema 2(A) nivel de estrés y (B) nivel de desplazamiento (19)

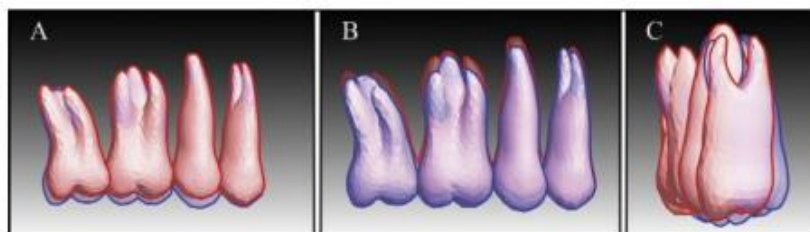


Figura 35. Imagen de superposición de desplazamiento vertical de sistema 2 (A) nivel de desplazamiento de corona y (B) nivel de desplazamiento de raíz (C) nivel de desplazamiento en sentido vestibulopalatino del sistema 2. (19)

El resultado en el sistema 2, podemos apreciar que el nivel de estrés es mayor a aproximadamente 6.3 veces que el sistema uno, esto en las raíces de las molares y el tercio apical de las raíces los primeros premolares, en las raíces palatinas se observaron niveles de intrusión y en las cúspides palatinas presento extrusión, dando como resultado un movimiento de inclinación vestibular más pronunciado.

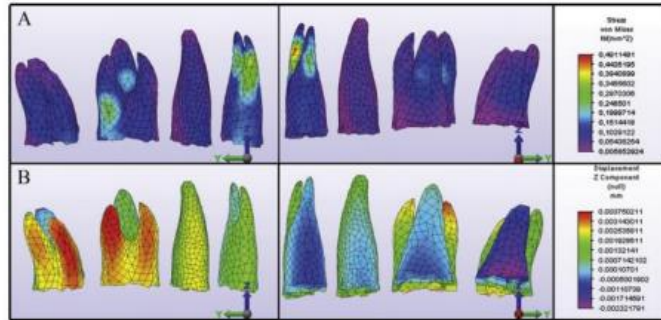


Figura 36. Imagen del método de elementos finitos del sistema 3(A) nivel de estrés y (B) nivel de desplazamiento (19)

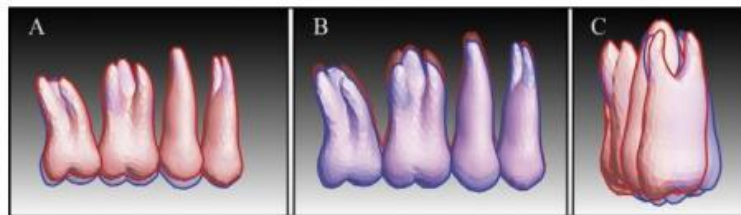


Figura 37. Imagen de superposición de desplazamiento vertical de sistema 2 (A) nivel de desplazamiento de corona y (B) nivel de desplazamiento de raíz (C) nivel de desplazamiento en sentido vestibulopalatino del sistema 3. (19)

El resultado en el sistema3, podemos apreciar que el nivel de estrés es mayor a aproximadamente 6.7 veces que el sistema uno, esto en las raíces de los moles y el tercio apical de las raíces los primeros premolares, en las raíces palatinas se observaron mayores niveles de intrusión y en las cúspides palatinas presento mayor extrusión, dando como resultado un movimiento mayor de inclinación vestibular más pronunciado.

Este artículo concluyó que el sistema 1 tuvo mejores resultados de intrusión y presentó menor zonas de estrés, lo cual se consideran zonas propensas a la reabsorción.

Para alcanzar una intrusión balanceada posterior, el sistema de fuerzas segmentadas fue la más equilibrada y controló mejor los efectos de inclinación vestibular de las piezas dentarias

CONCLUSIONES

1. El método de elementos finitos es un método numérico de análisis, el cual nos ofrece como resultado una respuesta un número exacto, haciendo de este método una herramienta muy confiable
2. El Método elementos finitos nos permite predecir los resultados de momento-fuerza sobre un objeto, así como los movimientos indeseados que podrían suscitarse durante el tratamiento.
3. Al tener conocimientos prematuros algunos de movimientos no deseados, podemos mejorar la biomecánica del tratamiento acercarnos así a resultados más óptimos.
4. El Análisis de elementos finitos, en conjunto los avances tecnológicos logran simular, comprender y analizar los tejidos dentarios que los rodean, otorgándoles características reales
5. El análisis de elementos finitos en ortodoncia, nos permiten comprobar conocimientos ya establecidos en ortodoncia
6. El análisis de los elementos finitos, al ser una técnica aplicada ya al campo de la ortodoncia, nosotros los profesionales necesitamos capacitación y manejo de esta nueva herramienta.

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. 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.
3. 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.
4. 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.
5. 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 finite elements. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2013;143(2):221–7.
6. 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.
7. Begum, Msameea; Dinesh, MR; Tan KF et al. Construction of a three-dimensional finite element model of maxillary first molar and its supporting structures. *J Pharm Bioallied Sci.* 2015;7(6):443.450.
8. Del Sol M, Kuramochi G. Método para la Generación de Modelos de Elementos Finitos de Dientes. *Int J Morphol.* 2013;31(3):997–1002.
9. 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>
10. 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
11. Piccioni MAR V. Application of the finite element method in Dentistry. *Rev Sul-Brasileira Odontol.* 2013;10(4):369–77.
12. Mizuno Y, Gonda T, Takahashi T, Tomita A, Maeda Y. Root Fracture of Abutment Teeth for Partial Removable Dental Prosthesis. *Int J Prosthodont.* 2016;29(5):461–6.
13. 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.
14. Chavez Guardian, Shirley, Analisis de Elementos Finitos en Ortodoncia. Monografía Universidad Inca Garcilaso de la Vega LIMA – Peru 2017
15. 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.* 2015;15(1):106.

16. Checa S. Finite Element Modelling in Premolar Teeth. *Rev Av en Ciencias e Ing.* 2013;5(2):2–6
17. Alireza Jafari, MDS. Study of Stress Distribution and Displacement of Various Craniofacial Structures Following Application of Transverse Orthopedic Forces—A Three-dimensional FEM Study. *Angle Orthodontist*, Vol 73, No 1, 2003
18. 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.
19. 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.
20. 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.
21. 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.
22. Moon W, Wu KW, MacGinnis Ma, Sung J, Chu H, Youssef G, et al. The efficacy of maxillary protraction protocols with the micro-implant-assisted rapid palatal Expander (MARPE) and the novel N2 mini-implant—a finite element study. *Prog Orthod.* 2015;16(1):16 .Method. *J Dent (Tehran).* 2015;12(3):216–25.
23. 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.
24. Xiaogang Pan, D.D.S.. Biomechanical Effects of Rapid Palatal Expansion on the Craniofacial Skeleton With Cleft Palate: A Three-Dimensional Finite Element Analysis, *Cleft Palate—Craniofacial Journal*, March 2007, Vol. 44 No. 2
25. Madariaga I. Estudio del comportamiento de tres microtornillos mediante el análisis con elementos finitos. Master Thesis. Universidad de Oviedo España. 2012. 1-34 p.
26. 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.
27. 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 JOrthod.* 2016;38(3):300–7.
28. Yukio Kojima and Hisao Fukui. A finite element simulation of initial movement, orthodontic movement, and the centre of resistance of the maxillary teeth connected with an archwire *European Journal of Orthodontics* 36 (2014) 255–261

