

# EVALUACIÓN DE LOS EFECTOS EN DIENTES MAXILAR Y MANDIBULAR CON TRES CORRECTORES DE CLASE II: UN ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

Jessica Paola Basto Tacuma  
Especialista en Ortodoncia y ortopedia maxilar, Unicoc  
Paula Alejandra Rojas plaza  
Especialista en Ortodoncia y ortopedia maxilar, Unicoc

## Resumen

**Objetivo:** El objetivo de este estudio fue comparar la distribución de tensiones y la deformación total en la dentición, en el ligamento periodontal (PDL), hueso cortical y trabecular de tres correctores de Clase II (elásticos de Clase II, el Forsus Fatigue Resistant Divice y el aparato Carrier Motion) mediante análisis de elementos finitos. **Material y Métodos:** Modelos tridimensionales de elementos finitos de elásticos Clase II, Forsus Fatigue Resistant Divice (Forsus FRD) y el dispositivo Carrier Motion appliance (CMA) se construyeron a partir de una imagen de tomografía computarizada de haz cónico (CBTC) de un paciente de ortodoncia Clase II recreando la dentición maxilomandibular, el ligamento periodontal (PDL) y hueso alveolar. Se analizó la distribución de la tensión (tensión de von Mises y tensión principal) y la deformación total (mm) en estas áreas. **Resultados:** La tensión de von Mises más alta y la tensión principal máxima se encontraron en los dientes, seguidos por el hueso cortical, el hueso trabecular y el PDL en los tres modelos. Los esfuerzos máximos y la deformación total se localizaron en el canino superior y el molar inferior en los modelos Clase II elásticos y CMA, en el primer molar superior en el Forsus FRD y CMA y en el primer premolar inferior en el Forsus FRD. Además, los esfuerzos se distribuyeron en las regiones anterior y posterior de los dientes y la deformación total en dirección distal en el arco superior y en dirección mesial en el arco inferior. **Conclusiones:** La concentración de tensiones en los tres modelos se ubicaron cerca de los componentes activos de cada aditamento produciendo diferentes patrones de distribución y desplazamiento de tensiones.

**Palabras clave:** Malocclusion, Angle Class II, Division 1, Appliance, Orthodontic, Finite Element Analysis.

## INTRODUCCIÓN

La maloclusión Clase II es considerada uno de los problemas más frecuentes encontrados en ortodoncia.(1) La prevalencia puede ser de hasta 15% a 30% en diferentes partes del mundo.(2) Un estudio en Colombia que incluyó a 4.724 niños de Bogotá, entre 5 y 17 años, concluyó que el 20,8% de la población presentaba maloclusión Clase II.(3) La etiología es multifactorial y puede presentarse como una maloclusión esquelética (prognatismo maxilar, retrognatismo mandibular o una combinación de ambos) y/o dental.(2) La maloclusión de clase II podría tener un impacto social y psicológico negativo en los sujetos,(4) y un overjet aumentado puede causar una mayor incidencia de trauma incisal.(5) A lo largo de los años se han propuesto diferentes técnicas y biomecánicas para tratar esta maloclusión, entre los protocolos de tratamiento más utilizados de las maloclusiones Clase II se encuentran la aparatología ortopédica, los elásticos intermaxilares, las extracciones y la distalización de la dentición superior.(6–15)

Los elásticos de Clase II son efectivos para corregir las maloclusiones de Clase II, y sus efectos son principalmente dentoalveolares, incluyendo retroinclinación y extrusión de los incisivos superiores, proinclinación de los incisivos inferiores y mesialización y extrusión de los molares inferiores.(16) Sin embargo, uno de los factores que influyen en su efectividad es la adherencia del paciente al tratamiento, una cooperación deficiente de este en el uso de los elásticos puede llevar a un tratamiento fallido.(17) Los correctores de Clase II fijos, como el Forsus Fatigue Resistant Device (Forsus FRD, 3M Unitek, Monrovia, Calif), son una alternativa que supera la necesidad de adherencia del paciente y corrige efectivamente la maloclusión, produciendo una disminución del overjet y overbite, mejorando la relación molar, con retroinclinación de los incisivos maxilares, proinclinación e intrusión de los incisivos mandibulares y mesialización de los molares mandibulares.(18)

Por otro lado, el Carriere Motion Clase II (CMA, Henry Schein Orthodontics, Melville, NY) es una aparatología combinada con un anclaje fijo en la arcada superior pero necesita el uso de elásticos intermaxilares Clase II para transmitir la fuerza y producir el movimiento distal de los primeros molares y caninos maxilares superiores. Por lo general, se utiliza un arco lingual o una placa Essix en el arco inferior como anclaje a los elásticos intermaxilares, produciendo el movimiento mesial de los molares mandibulares y proinclinación de los incisivos mandibulares.(19,20) Otra alternativa es utilizar como anclaje en la arcada inferior un minitornillo para disminuir la cantidad de pérdida de anclaje en los incisivos mandibulares.(19) Sin embargo, este aparato todavía necesita la cooperación de los pacientes en el uso de los elásticos intermaxilares.

Diversos autores, han estudiado los efectos dento esqueléticos de estos tres correctores Clase II,(20–25) pero sólo unos pocos estudios comparan los efectos entre ellos. Jones y col.(26) evaluó en un estudio clínico los efectos del Forsus FRD y los elásticos de Clase II donde no encontró diferencias estadísticamente significativas en los cambios clínicos entre las dos terapias, pero con mayor movimiento mesial de molares inferiores y mayor corrección de la relación molar en el grupo Forsus FRD. Aras y col.(27) Al comparar la efectividad del Forsus FRD y los elásticos intermaxilares en sujetos con subdivisión de Clase II, encontraron que el aparato de Forsus FRD fue más efectivo para corregir la maloclusión de la subdivisión de Clase II. Yin y col.(28) evaluaron en un estudio retrospectivo la efectividad del tratamiento de CMA en comparación con los elásticos intermaxilares de Clase II y Forsus FRD y encontraron que el tiempo de corrección de Clase II para CMA fue significativamente más corto que el de los elásticos de Clase II y no hubo diferencia en la duración de la corrección de Clase II entre Grupos CMA y Forsus.

Además, encontraron que la cantidad de corrección de Clase II (relación canina/molar) fue significativamente menor para CMA en comparación con el aparato Forsus FRD.

Hasta donde sabemos, ningún otro estudio compara los efectos biomecánicos de estos aparatos que si bien pueden tener efectos clínicos similares en la corrección de la maloclusión de Clase II, tienen diferentes elementos que se anclan en distintas partes de los dientes, por lo que las acciones que ejercen sobre la dentición son diferentes. Existen pocos estudios comparativos entre estas terapéuticas, posiblemente debido a la dificultad de realizar ensayos clínicos controlados aleatorizados y encontrar pacientes que se presten a este tipo de estudios. El método de análisis de elementos finitos (FEM) se convierte entonces, en estos casos, en un excelente instrumento para simular, bajo un modelo matemático, la distribución de esfuerzos y deformación sobre la dentición de estas tres terapias, permitiéndonos analizar estas distribuciones de forma sistemática. De manera que mostramos los posibles efectos biomecánicos en áreas de difícil acceso clínico y libres de riesgo para los pacientes.(29,30) Por esto, el objetivo de este estudio fue comparar la distribución de esfuerzos y la deformación total sobre la dentición, PDL, hueso cortical y trabecular de los elásticos Clase II, Forsus FRD y el aparato Carrier Motion (CMA) mediante análisis de elementos finitos (FEM).

## **MATERIALES Y MÉTODOS**

Este estudio se realizó en base al método de elementos finitos construyendo los modelos maxilo mandibulares a partir de una imagen de tomografía computarizada de haz cónico (CBTC) existente de una paciente de 16 años con maloclusión Clase II división 1 con un overjet de 6 mm. El estudio cumple con los principios éticos de la declaración de Helsinki (15) y fue aprobado por el comité de ética de UNICOC en Bogotá, Colombia.

Para el análisis de elementos finitos se aplicaron los siguientes pasos como procedimiento de solución:

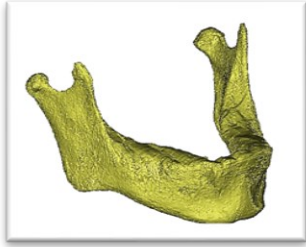
### **1. Imágenes**

#### **a) Imágenes y reconstrucción tridimensional:**

El CBCT se tomó con un equipo de tomografía dental Planmeca (Planmeca OY, Helsinki, Finlandia). Las imágenes se generaron en formato estándar de imagen digital y comunicación en medicina (DICOM), reconstruidas en cortes continuos con un grosor axial de 0,4 mm.

#### **b) Procesamiento de imágenes:**

**Modelos de estructuras anatómicas:** La geometría 3D de los dientes, mandíbula, PDL, hueso cortical y trabecular, fueron reconstruidos mediante un proceso semiautomatizado con el software 3D DOCTOR 4.0 (Lexington, MA, EE. UU.). Una vez finalizada la reconstrucción, se generó un archivo stl (nube de puntos) de cada geometría requerida, luego este se convirtió en un sólido, como el que se muestra en la figura 1 (modelo sólido mandibular). El grosor del hueso cortical y trabecular es variable en cada paciente, por lo tanto en este estudio se reconstruyeron estas dos estructuras según la morfología del paciente a partir de la tomografía computarizada.



**Figura 1:** Modelo sólido mandibular

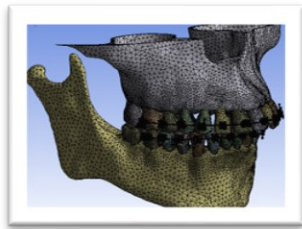
**Modelos de Estructuras No Anatómicas:** En este paso, los elementos mecánicos de los tres aparatos: Elásticos de Clase II, Forsus FRD (modelo de pasador Forsus FRD L, 3M Unitek, Monrovia, California), el dispositivo Carriere Motion de Clase II (CMA, Henry Schein Orthodontics, Melville, NY) fueron modelados como geometría de diseño por computadora a través de fotografías y medidas directas de los componentes de los aparatos e importados al programa de SolidWorks 2018 (Sistemas Dassault, Suresnes, Francia). Para la simulación de los elásticos Clase II y el aparato Forsus FRD se utilizó un juego de brackets superior e inferior con slot 0,22x0,28 pulgadas, prescripción MBT (McLaughlin, Bennett, Trevisi) y un arco de acero inoxidable pasivo de 0,19X0,25 pulgadas también fueron modelados. Para el CMA también se modeló una placa de acetato de 0,060" (Leone Spa, Sesto Fiorentino, Florencia, Italia)(31) de espesor y un tubo para el primer molar inferior. Posteriormente, los aparatos ensamblados a simular fueron colocados en sus posiciones recomendadas en los arcos.

## **2. Enmallado**

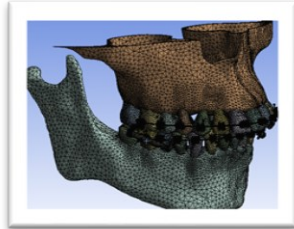
El PDL se modeló con un espesor de 0.25mm y se consideró como no lineal y viscoelástico según la teoría de Mooney-Rivly como en estudios previos,(32,33) las

constantes utilizadas para la ecuación de Mooney-Rivlin se muestran en la tabla 1. Se supuso que los otros componentes de los modelos eran linealmente elásticos, isotrópicos y homogéneos. Se eligió el modelo de Mooney-Rivlin ya que muchos investigadores consideran al PDL como un material hiperelástico como el modelo de Mooney-Rivlin donde el esfuerzo estimado corresponde bien con el experimento in vivo. Modelos propuestos por varios otros investigadores, explica una dependencia del tiempo mediante el uso de modelos viscoelásticos utilizando hasta cuatro constantes de tiempo, estos modelos se conocen como modelos de Maxwell,(75) A.V Shutov,(76) explica que el modelo Maxwell esta muy extendido en la fenomenología del modelado del material , y el modelo de Mooney Rivly se ha convertido en un método de elección en varias aplicaciones, especialmente en aquellas que requieren mayor robustez y eficiencia. El módulo de Young (elasticidad, representa la pendiente de la porción lineal del diagrama tensión/deformación del material) y la relación de Poisson (valor absoluto de la relación entre las deformaciones transversales y longitudinales en un eje de tracción axial) se establecieron en cada componente según lo informado por autores anteriores,(34–37) como se muestra en la tabla 2. Los modelos de elementos finitos ensamblados de los tres aparatos se importaron al software ANSYS (versión 13.1; Canonsburg, Pensilvania) para su análisis. El número total de nodos y elementos para cada modelo fue de 1.207.182 nudos y 748.983 elementos para los elásticos Clase II, 1.280.801 nudos y 771.350 elementos para el Forsus FRD y 933.279 nudos y 599.868 elementos para el CMA (Figura 2).

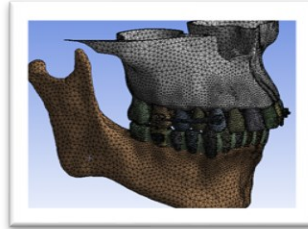
**Figura 2:** Enmallado



**A.** *Elásticos intermaxilares*



**B.** *FRD*



**C.** *CAM*

**Tabla 1** Constantes para la ecuación de Mooney-Rivlin

Constante	Valor (MPa)
C10	-0.2055
C01	0.42
C11	4.24

**Tabla 2.** Propiedades materiales de estructuras anatómicas y materiales en el modelo FEM.

<i>Estructura</i>	<i>Módulo de Young N/mm<sup>2</sup></i>	<i>coeficiente de Poisson</i>	<i>Tipo de elemento</i>	<i>Tipo de material</i>
Dientes(1)	20.300	0,30	Tetraedro	Elástico homogéneo isotrópico
Esmalte(2)	84.120	0,33	Tetraedro	Elástico homogéneo isotrópico
Dentina(2)	18.600	0,31	Tetraedro	Elástico homogéneo isotrópico
Cemento(1)	18.600	0,31	Tetraedro	Elástico homogéneo isotrópico
Ligamento periodontal(1)	69.000	0,45	Tetraedro	Viscoelástica no lineal
Hueso(1)	140.000	0,30	Tetraedro	Elástico homogéneo isotrópico
Hueso esponjoso(1)	13.700	0,38	Tetraedro	Elástico homogéneo isotrópico
Hueso cortical(1)	34.000	0,26	Tetraedro	Elástico homogéneo isotrópico
alineador transparente(3)	1000	0,40	Cubierta	Elástico homogéneo isotrópico
Acero inoxidable(4)	210000	0,3	Prismático	Elástico homogéneo isotrópico

#### **4. Condiciones de contorno y carga**

Las condiciones de contorno para el maxilar fueron el proceso maxilar hasta la espina nasal anterior y el proceso cigomático. Para la mandíbula las condiciones de contorno fueron el cuello del proceso condilar. Para los tres modelos la magnitud de la fuerza fue de 2N para cada lado, aplicando tensión con los elásticos Clase II y CMA en canino superior y primer molar inferior, presión para CMA en el primer molar superior y compresión para Forsus FRD en el primer molar superior y el primer premolar inferior de acuerdo con los componentes ensamblados de cada aparato.

#### **5. Tipos de soluciones**

Para analizar la distribución del esfuerzo (resistencia interna de un objeto a una fuerza que actúa sobre él) en las estructuras, se midieron los valores estimados de esfuerzo de von Mises y los esfuerzos principales en megapascales (Mpa). El esfuerzo de von Mises es la combinación de tres esfuerzos principales en un esfuerzo equivalente y el esfuerzo principal, es el esfuerzo máximo o mínimo que puede desarrollarse en un objeto cargado.(38) El esfuerzo principal máximo nos ayuda a comprender el esfuerzo de tracción máxima inducida en la pieza debido a las condiciones de carga y esfuerzo principal mínimo ayuda a comprender el esfuerzo máximo de compresión.(38) La deformación total (desplazamientos por tensiones, da una raíz cuadrada de la suma del cuadrado de la dirección x, la dirección y y la dirección z) se midió en mm. La escala de colores en el lado izquierdo de cada figura se usó para identificar los valores máximos (rojo) y mínimos (azul) de tensión/deformación. Las cifras de deformación total fueron aumentadas en una escala de  $2.2 \times 10^4$ , con el fin de ayudar a observar de forma didáctica los resultados de la deformación total sobre el área de desplazamiento.

## RESULTADOS

Los resultados de los valores de esfuerzo principal y de esfuerzo de von Mises se muestran en las tablas 3 a 6. En general, el esfuerzo de von Mises más alto se encontró en los dientes, seguidos por el hueso cortical, el hueso trabecular y el PDL en los tres modelos. El rango de los valores máximos de esfuerzo de von Mises fue de 1,8991 (CMA, dientes, canino superior) y 0,0014541 (elásticos de clase II, PDL, segundo molar inferior). Se encontraron resultados similares para el esfuerzo principal máximo que fue de 1,5163 (Forsus FRD, dientes, primer molar superior) a 0,0016788 (elásticos Clase II, PDL, segundo molar inferior) (Figuras 3, Figuras 4, Figuras 5 y Figuras 6). En la arcada superior, estos esfuerzos se localizaron en el canino superior para los elásticos Clase II y el CMA y en el primer molar superior para el Forsus FRD y CMA. En la arcada inferior se observó el esfuerzo de von Mises y el esfuerzo principal en el primer molar inferior en los elásticos Clase II y el CMA y en el primer premolar inferior para el Forsus FRD.

La deformación total en la arcada superior en todas las estructuras estudiadas mostró que los desplazamientos máximos en los elásticos Clase II y CMA se localizaron en el canino superior, pero para el Forsus FRD se localizó en el primer molar superior, todo en sentido distal. Los desplazamientos en los dientes anteriores superiores fueron palatinos para las tres simulaciones, siendo el CMA el dispositivo que presentó el mayor desplazamiento palatino de los incisivos superiores, seguido de los elásticos Clase II y el Forsus respectivamente. Además, Forsus FRD y CMA mostraron un mayor movimiento distal del primer molar superior, comparados con el modelo de elásticos Clase II. También en el Forsus FRD se observó un desplazamiento bucal de los primeros molares superiores pero no en los elásticos Clase II ni en los modelos CMA. La deformación total en el arco inferior

en PDL mostró el máximo desplazamiento en los elásticos de Clase II y el CMA en los molares inferiores con proinclinación de los incisivos inferiores. En el Forsus FDR se observó en el primer premolar con menor proinclinación de los incisivos inferiores en este modelo (Figura 7 y Figura 8).

Además, la deformación total mostró desplazamientos verticales en cada modelo. Para los elásticos Clase II observamos extrusión de los dientes anterosuperiores, especialmente del canino, y extrusión de los molares inferiores. En el Forsus FRD se observó intrusión del primer molar superior y extrusión de los dientes anteriores superiores. En la mandíbula en el modelo Forsus FRD se observó una intrusión de los dientes anteriores inferiores. El Carriere mostró extrusión de los dientes anterosuperiores, siendo mayor en el canino superior, y en la mandíbula para el Carriere se observó extrusión del primer molar inferior.

**Tabla 3.** Resultados de esfuerzo de von Mises maxilar

<b>Modelos FEM</b>			
	<b>Elásticos clase II</b>	<b>FRD</b>	<b>CAM</b>
<b># Nodos</b>	1.207.182	1.280.801	933.279
<b>#Elementos</b>	748.983	771.350	5.99.868
<b>ESTRUCTURAS</b>	<b>Esfuerzo de von Mises (MPa)</b>	<b>Esfuerzo de von Mises (MPa)</b>	<b>Esfuerzo de von Mises (MPa)</b>
<b>Hueso cortical</b> Lugar de valor máximo	Centro palatino del área cervical del canino superior	Centro bucal del área cervical del primer molar superior	Centro bucal del área cervical del segundo premolar superior
Valor máximo	1,5116	0,15695	0,2353
Valor mínimo	2,684e-9	2,0227e-9	5,0969e-9
<b>Hueso trabecular</b> Lugar de valor máximo	Área cervical distal-palatina del canino superior	Centro bucal del área cervical del primer molar superior	Centro bucal del área cervical del primer molar superior
Valor máximo	0,69233	0,0355369	0,037463
Valor mínimo	0,00013874	0,00016105	0,00041316

<b>PDL</b> Lugar de valor máximo	Zona cervical distal del canino superior	Área cervical palatina del segundo premolar superior	Área cervical mesial bucal del canino superior
Valor máximo	0,00533578	0,0036597	0,0019451
Valor mínimo	2,9148e6	1,5693e-6	2,5304e-6
<b>Dientes</b> Lugar de valor máximo	Centro bucal de la corona del canino superior	Zona bucal distal de la corona del segundo premolar superior	Área bucal mesial de la corona del canino superior
Valor máximo	1,4963	1,768	1,8991
Valor mínimo	4,7529e-7	6,3594e-7	3,2949e-6

**Tabla 4.** Resultados de esfuerzo de von Mises en la mandíbula

<b>Modelos FEM</b>			
	<b>Elásticos clase II</b>	<b>FRD</b>	<b>CAM</b>
<b># Nodos</b>	1.207.182	1.280.801	933.279
<b>#Elementos</b>	748.983	771.350	5.99.868
<b>ESTRUCTURAS</b>	<b>Esfuerzo de Von Mises (MPa)</b>	<b>Esfuerzo de Von Mises (MPa)</b>	<b>Esfuerzo de Von Mises (MPa)</b>
<b>Hueso cortical</b> Lugar de valor máximo	Mesial del primer molar inferior	Mesial del primer molar inferior	Área vestibular mesial cervical del segundo molar inferior
Valor máximo	0,11757	0,10481	0,14147
Valor mínimo	9,912e8	2,2431e-7	2,6799e-7
<b>Hueso trabecular</b> Lugar de valor máximo	Mesial del primer molar inferior	mesial del primer premolar inferior	mesial del primer premolar inferior
Valor máximo	0,01577	0,025965	0,028055
Valor mínimo	4,3312e-5	5,8152e-5	7,1578e-5
<b>PDL</b> Lugar de valor máximo	Área cervical mesial demás bajosegundo molar	Área cervical vestibular del segundo premolar	Área distal-cervical del primer molar inferior
Valor máximo	0,0014541	0,0019431	0,02955
Valor mínimo	2,3025e-7	1,8178e-6	1,3569e6
<b>Dientes</b> Lugar de valor máximo	Vertiente distal del canino inferior	Centro de la corona del primer premolar inferior	Oclusal en el surco distovestibular del primer molar inferior
Valor máximo	1,2002	1,8195	1,1349
Valor mínimo	1,572e-6	8,169e-5	3,2438e-7

**Tabla 5.** Resultados del esfuerzo principal máximo y mínimo maxilar

<b>Modelos FEM</b>						
	<b>Elásticos clase II</b>		<b>FRD</b>		<b>CAM</b>	
<b># Nodos</b>	1.207.182		1.280.801		933.279	
<b>#Elementos</b>	748.983		771.350		5.99.868	
<b>ESTRUCTURAS</b>	<b>Esfuerzo principal máximo</b>	<b>Esfuerzo principal mínimo</b>	<b>Esfuerzo principal máximo</b>	<b>Esfuerzo principal mínimo</b>	<b>Esfuerzo principal máximo</b>	<b>Esfuerzo principal mínimo</b>
<b>Hueso cortical</b> Lugar de valor máximo	Área cervical distal del canino superior	Área cervical distal palatina del canino superior	Centro bucal del área cervical del primer molar superior	Centro palatino del área cervical del primer molar superior	Área apical bucal del canino superior	Centro palatino del área cervical del primer premolar superior
Valor máximo	0,78584	0,035843	0,13943	0,012317	0,13745	0,039633
Valor mínimo	-0,055553	-1,0322	-0,017601	-0,096899	-0,034549	-0,23899
<b>Hueso trabecular</b> Lugar de valor máximo	Área cervical distal del canino superior	Área cervical distal del canino superior	Centro bucal del área cervical del primer molar superior	Área cervical Distopalatina del segundo molar superior	Centro bucal del área cervical del primer molar superior	Centro palatino de la zona cervical del primer molar superior
Valor máximo	0,38881	0,053984	0,031887	0,0020251	0,033297	0,0012738
Valor mínimo	-0,079162	-0,41059	-0,002508	-0,025914	-0,0048221	-0,041427
<b>PDL</b> Lugar de valor máximo	Área cervical mesial del canino superior	Zona cervical distal del canino superior	Centro palatino del área cervical del segundo premolar superior	Zona palatina distal del segundo premolar superior	Área cervical bucal del canino superior	Centro palatino del área cervical del primer premolar superior
Valor máximo	0,0060156	9,286e-5	0,0035253	0,00013054	0,002048	0,00013952

Valor mínimo	- 0,000108 51	- 0,00613 79	- 0,000208 14	- 0,0030942	- 0,000122 15	- 0,001358 3
Dientes Lugar de valor máximo	Zona distal de la cúspide palatina del primer premolar superior	Centro bucal de la corona del canino superior	Centro mesial de la corona del primer molar superior	Zona vestibular distal de la corona del primer molar superior	Zona mesial de la cúspide bucal del segundo premolar superior	Centro mesial de la corona del primer premolar superior
Valor máximo	1,4099	0,12533	1,5163	0,43566	1,4962	0,053157
Valor mínimo	-0,16684	-1,7844	-0,52428	-1,7792	-0,48979	-2,1044

**Tabla 6.** Resultados del esfuerzo principal máximo y mínimo mandibular

<b>Modelos FEM</b>						
	<b>Elásticos clase II</b>		<b>FRD</b>		<b>CAM</b>	
<b># Nodos</b>	1.207.182		1.280.801		933.279	
<b>#Elementos</b>	748.983		771.350		5.99.868	
<b>ESTRUCTURAS</b>	<b>Esfuerzo o principal máximo</b>	<b>Esfuerzo principal mínimo</b>	<b>Esfuerzo o principal máximo</b>	<b>Esfuerzo o principal mínimo</b>	<b>Esfuerzo principal máximo</b>	<b>Esfuerzo principal mínimo</b>
<b>Hueso cortical</b> Lugar de valor máximo	Zona vestibular cervical del segundo molar inferior	Área vestibular cervical mesial del primer molar inferior	Zona vestibular cervical del primer molar inferior	Área cervical central palatina del primer premolar inferior	Área bucal interproximal del primer y segundo molar inferior	Zona cervical lingual del primer molar inferior
Valor máximo	0,11348	0,016923	0,10482	0,00973 23	0,17516	0,027626
Valor mínimo	- 0,00602 4	-0,085963	- 0,00282 91	- 0,08126 2	-0,015373	-0,091316
<b>Hueso trabecular</b> Lugar de valor máximo	Área cervical distal de la raíz distal del primer	Área cervical lingual de la raíz distal del primer	Área cervical mesial del primer premolar inferior	Disto Área cervical palatina del primer	Área cervical bucal mesial del primer molar inferior	Área cervical bucal mesial del primer molar inferior

	molar inferior	molar inferior		molar inferior		
Valor máximo	0,017273	0,002287	0,0019279	0,0020251	0,021999	0,0018585
Valor mínimo	-0,0012414	-0,010084	-0,014848	-0,02591	-0,00099793	-0,027899
<b>PDL</b> Lugar de valor máximo	Área cervical mesial del segundo molar inferior	Segundo tercio de la raíz distal del primer molar inferior	Zona vestibular cervical del segundo premolar inferior	Zona vestibular cervical del segundo premolar inferior	Área distal-cervical del primer molar inferior	Área cervical mesial-vestibular del primer molar inferior
Valor máximo	0,0016788	3,7326e-5	0,0016986	2,5051e-5	0,031956	9,8617e-5
Valor mínimo	-4,3922e-5	-0,0011698	-1,4712e-5	-0,0018019	-7,9945e-5	-0,0023449
<b>Dientes</b> Lugar de valor máximo	Vertiente distal del canino inferior	Oclusal en el surco distovestibular del primer molar inferior	Centro distobucal de la corona del primer premolar inferior	Centro de la corona del primer premolar inferior	Oclusal en el surco distovestibular del segundo primer molar inferior	Oclusal en el surco distovestibular del primer molar inferior
Valor máximo	0,75376	0,11501	1,2061	0,14016	1,4676	0,34877
Valor mínimo	-0,143443	-1,1678	-0,24373	-2,0897	-0,59101	-1,3271

**Tabla 7.** Deformación total Maxilar

<b>Modelos FEM</b>			
	<b>Elásticos clase II</b>	<b>FRD</b>	<b>CAM</b>
<b># Nodos</b>	1.207.182	1.280.801	933.279
<b>#Elementos</b>	748.983	771.350	5.99.868
<b>ESTRUCTURAS</b>			
<b>Hueso cortical</b> Lugar de valor máximo	Área cervical bucal del canino superior	Área cervical mesialbucal del	Área cervical distobucal del

		primer molar superior	incisivo lateral superior
Valor máximo	0,0004136	0,00011101	0,00038139
Valor mínimo	0	0	0
<b>Hueso trabecular</b> Lugar de valor máximo	Área cervical mesial bucal del canino superior	Área cervical mesial del primer molar superior	Área cervical mesialvestibular del incisivo lateral superior
Valor máximo	0,00029127	9,5358e-5	0,00031251
Valor mínimo	1,8664e-5	4,211e-6	3,9908e-5
<b>PDL</b> Lugar de valor máximo	Área cervical distal del canino superior	Área cervical mesial del primer molar superior	Área cervical distobucal del canino superior
Valor máximo	0,00057144	0,00018185	0,00042292
Valor mínimo	2,6298e-5	6,2173e-6	5,8067e-5
<b>Dientes</b> Lugar de valor máximo	cúspide del canino superior	Distovestibular de la corona del primer molar inferior	Vertiente distal del canino superior
Valor máximo	0,0021973	0,0004985	0,0010067
Valor mínimo	1,828e-6	6,228e-6	3,7279e-5

**Tabla 8.** Deformación total Mandibular

<b>Modelos FEM</b>			
	<b>Elásticos clase II</b>	<b>FRD</b>	<b>LEVA</b>
<b># Nodos</b>	1.207.182	1.280.801	933.279
<b>#Elementos</b>	748.983	771.350	5.99.868
<b>ESTRUCTURAS</b>			
<b>Hueso cortical</b> Lugar de valor máximo	Zona vestibular distal del segundo molar inferior	Área cervical distovestibular del primer molar inferior	Área cervical bucal del segundo molar inferior
Valor máximo	0,00017524	0,00013852	0,00035402
Valor mínimo	2,6426e-5	0	0
<b>Hueso trabecular</b> Lugar de valor máximo	Zona vestibular distal del segundo molar inferior	Área cervical meso lingual del segundo molar inferior	Área cervical distobucal del incisivo lateral inferior
Valor máximo	0,00017524	0,00013088	0,0003424
Valor mínimo	2,6426e-5	1,195e-5	6,2269e-5
<b>PDL</b> Lugar de valor máximo	Área cervical bucal del primer molar inferior	Área cervical bucal del canino inferior	Área cervical bucal del primer molar inferior
Valor máximo	0,00016886	0,00015397	0,00039321
Valor mínimo	6.3767e-5	3,3218e-5	0,00016493

Dientes Lugar de valor máximo	Área cervical bucal del primer molar inferior	Centro bucal de la corona del canino inferior	Centro bucal de la corona del primer molar inferior
Valor máximo	0,00016886	0,00043169	0,00051005
Valor mínimo	6,3767e-5	3,2813e-5	0,0001214

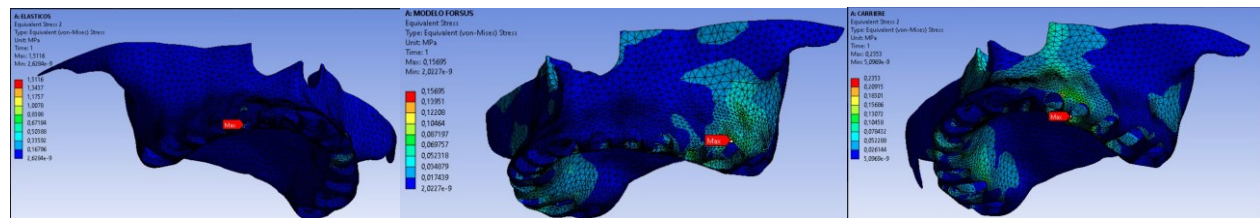
Figura 3. Efectos comparativos del esfuerzo de Von Mises entre los modelos FEM de los 3 aparatos en el maxilar.

ELASTICOS CLASE II

FRD

CAM

**a. Hueso Cortical**

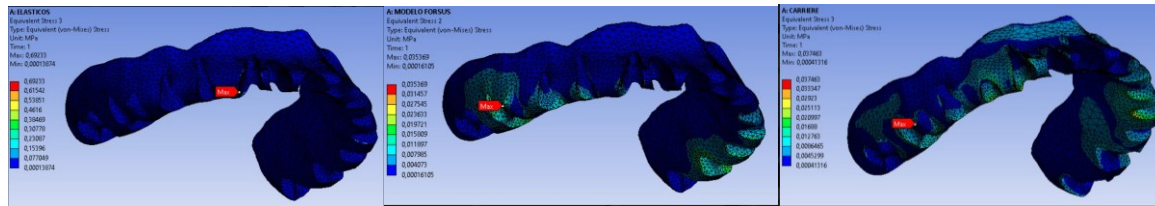


a1. Hueso Cortical elasticos Clase II

a2. Hueso cortical FRD

a3. Hueso cortical CMA

**b. Hueso Trabecular**

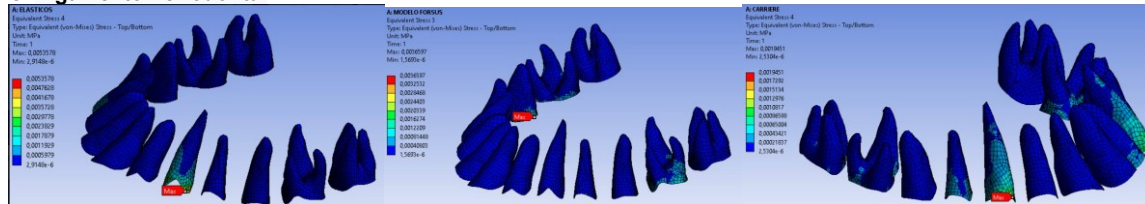


b1. Hueso Trabecular elasticos Clase II

b2. Hueso Trabecular FRD

b3. Hueso Trabecular CMA

**C. Ligamento Periodontal**

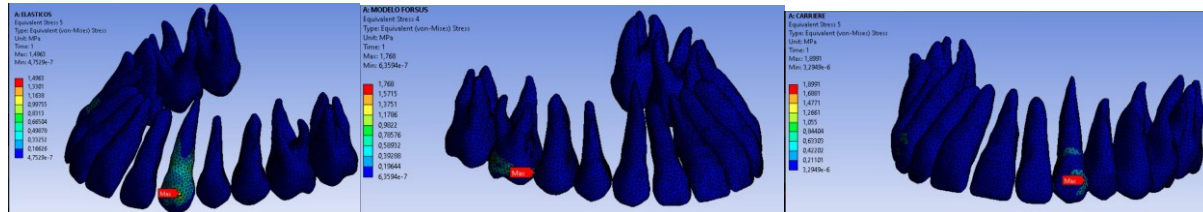


c1. Ligamento periodontal elasticos Clase II.

c2. Ligamento periodontal FRD

c3. Ligamento Periodontal CMA

**D. Dientes**



d1. Dientes elasticos Clase II

d2. Dientes FRD

d3. Dientes CMA

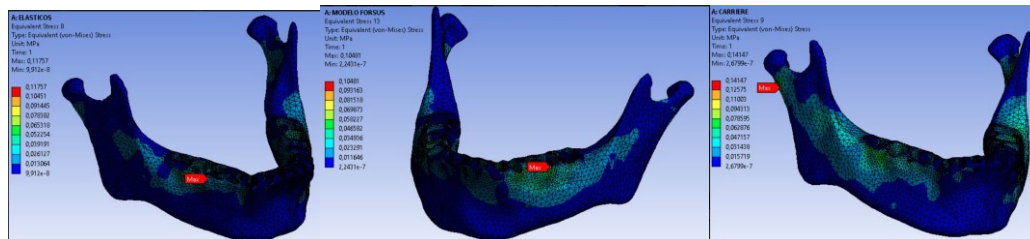
**Figura 4.** Efectos comparativos del esfuerzo de Von Mises entre los modelos FEM de los 3 aparatos en la mandíbula

Elasticos de Class II

FRD

CAM

**a. Hueso cortical**

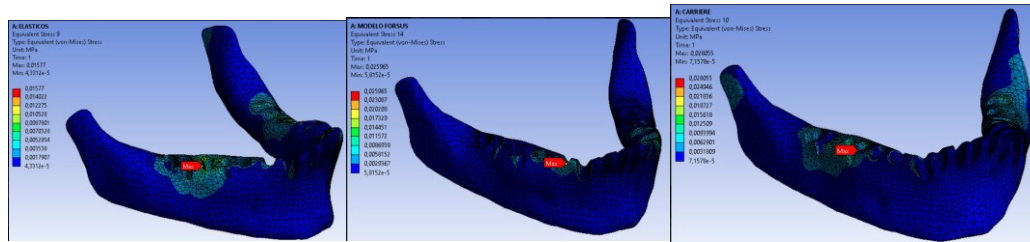


a1. Hueso Cortical Elasticos Clase II

a2. Hueso Cortical FRD

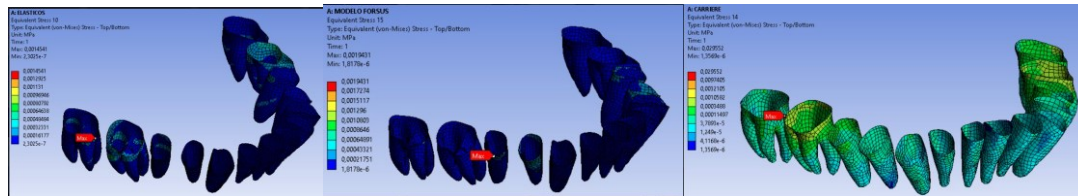
a3. Hueso Cortical CMA

**b. Hueso Trabecular**



b1. Hueso Trabecular elasticos Clase II .      b2. Hueso Trabecular FRD      b3. Hueso Trabecular CMA

**c. ligamento Periodontal**



c. Ligamento periodontal Elasticos Clase II      c. Ligamento periodontal FRD      c. Ligamento periodontal CMA

**d. Dientes**



d1. Dientes Elasticos Clase II      d2. Dientes FRD      d3. Dientes CMA

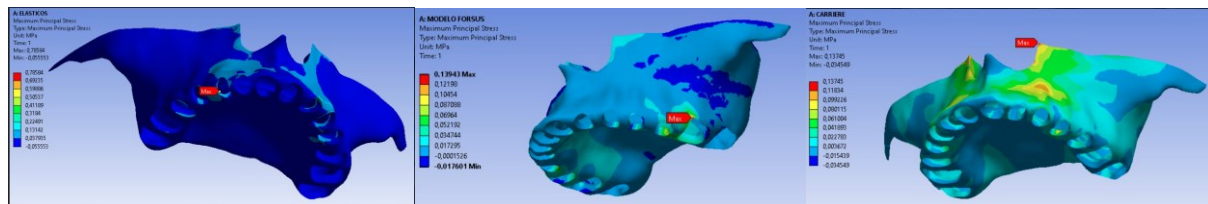
**Figura 5. Efectos comparativos del esfuerzo Principal maximo entre los modelos FEM de los 3 aparatos en el maxilar**

**Elasticos Clase II**

**FRD**

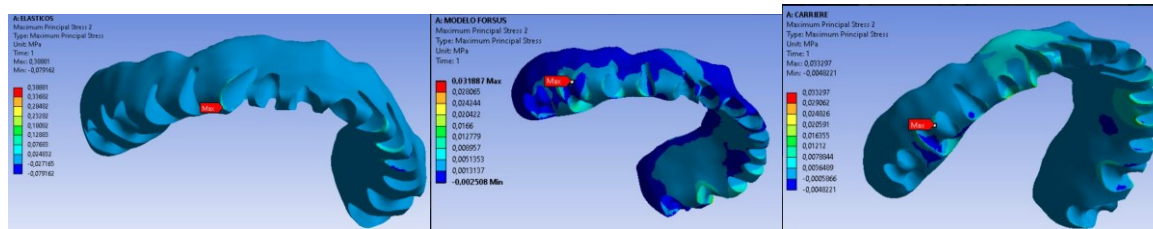
**CAM**

**a. Hueso Cortical**



a1. Hueso Cortical Elasticos Clase II      a2. Hueso Cortical FRD      a3. Hueso Cortical CMA

**b. Hueso Trabecular**

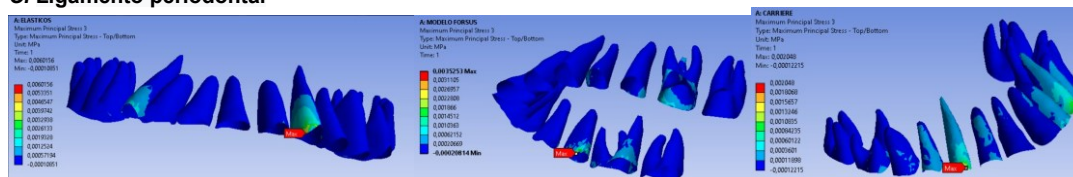


b1. Hueso Trabecular Elasticos Clase II

b2. Hueso trabecular FRD

b3. Hueso Trabecular CMA

**C. Ligamento periodontal**

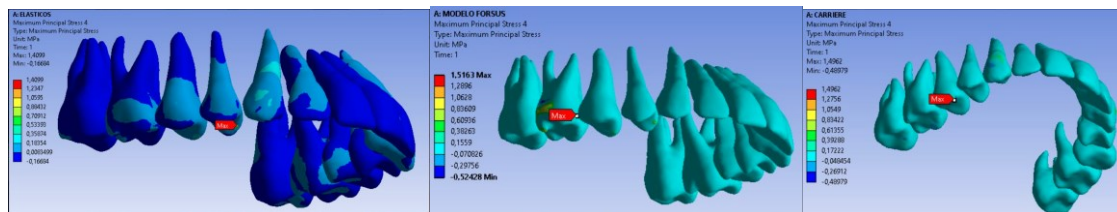


c1. Ligamento periodontal Elasticos Clase II

c2. Ligamento periodontal FRD

c3. Ligamento periodontal CMA

**D. Dientes**



d1. Dientes Elasticos Clase II

d2. Dientes FRD

d3. Dientes CMA

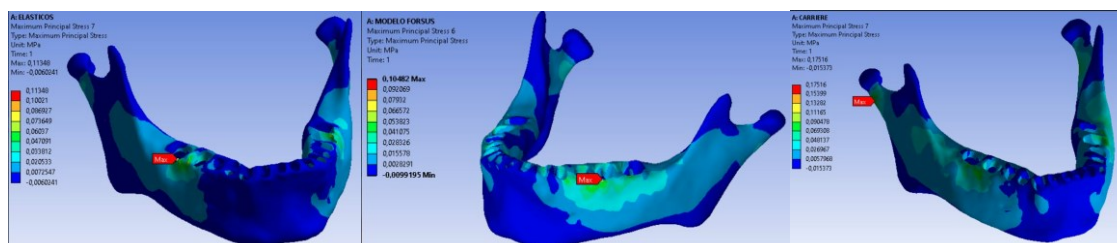
**Figura 6** Efectos comparativos del esfuerzo Principal máximo entre los modelos FEM de los 3 aparatos en la mandíbula

**Elasticos Clase II**

**FRD**

**CAM**

**a. Hueso Cortical**

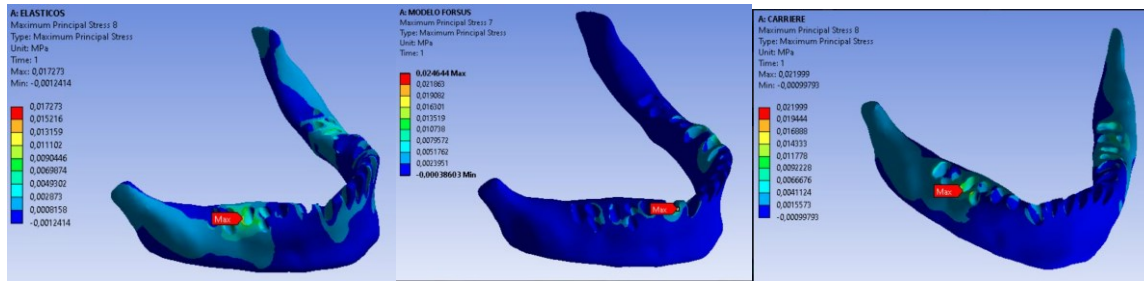


a1. Hueso Cortical Elasticos Clase II

a2. Hueso cortical FRD

a3. Hueso Cortical CMA

**b. Hueso Trabecular**

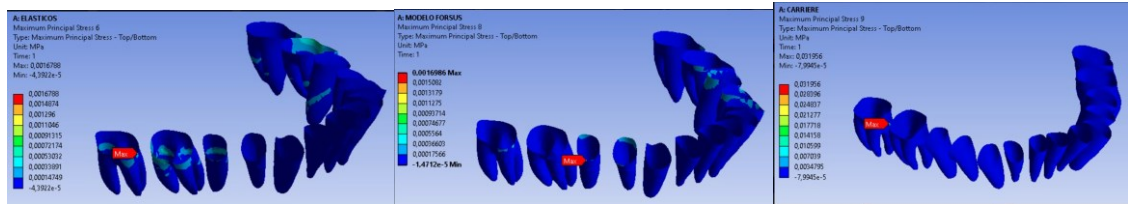


b1. Hueso Trabecular Elasticos Clase II

B2.Hueso Trabecular FRD

b3. Hueso Trabecular CMA

**C. Ligamento Periodontal**

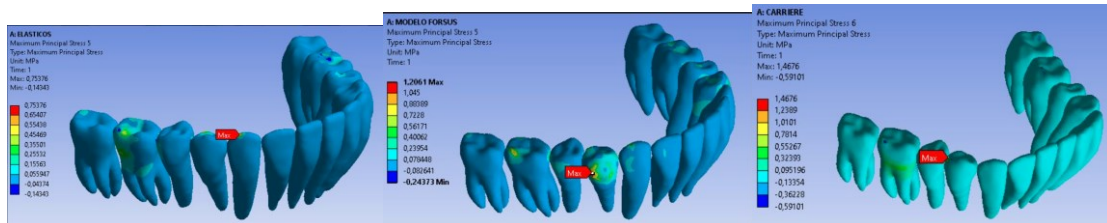


c1. Ligamento Periodontal Elasticos Clase II

c2. Ligamento periodontal FRD

c3. Ligamento periodontal CMA

**D. Dientes**



d1. Dientes Elasticos Clase II

d2. Dientes FRD

d3. Dientes CMA

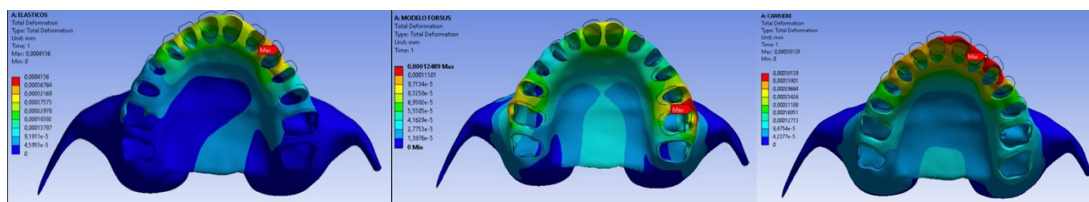
**Figura 7** Efectos comparativos de la deformación total entre los modelos FEM de los 3 aparatos en el maxilar escala de  $2.2 \times 10^4$

**Elasticos Clase II**

**Forsus FRD**

**CAM**

**a. Hueso Cortical**

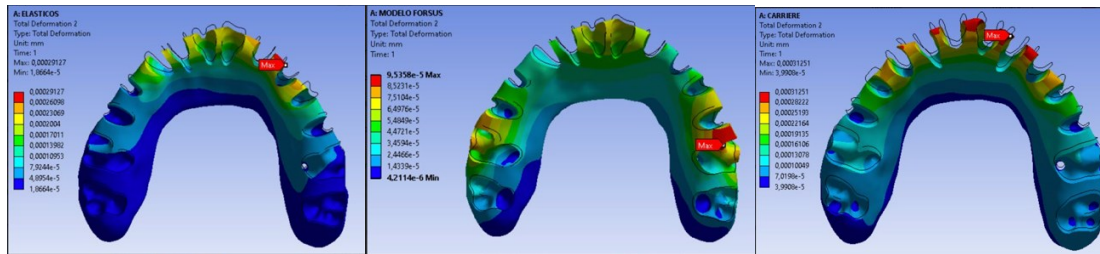


a1. Hueso cortical Elasticos Clase II

a2. Hueso Cortical FRD

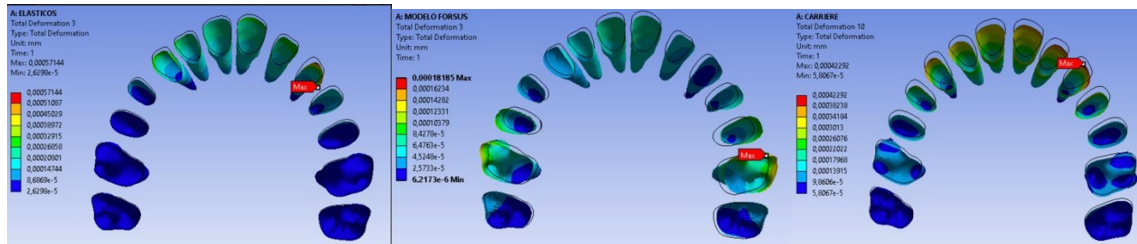
a3. Hueso Cortical CMA

**b. Trabecular bone**



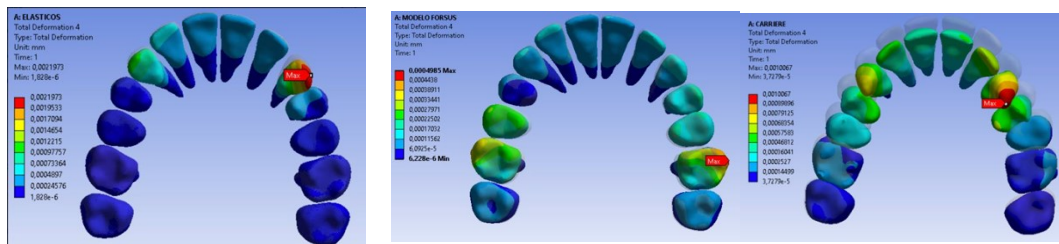
b1. Hueso Trabecular Elasticos Clase II .      b2. Hueso Trabecular FRD      b3. Hueso Trabecular CMA

**C. Ligamento periodontal**



c1. Ligamento periodontal Elasticos Clase II      c2. Ligamento Periodontal FRD      c3. Ligamento Periodontal CMA

**D. Dientes**



d1. Dientes Elasticos Clase II      d2. Dientes FRD      d3. Dientes

**Figura 8** Efectos comparativos de la deformación total entre los modelos FEM de los 3 aparatos en la mandíbula escala de  $2.2 \times 10^4$

Elasticos Clase II

Forsus FRD

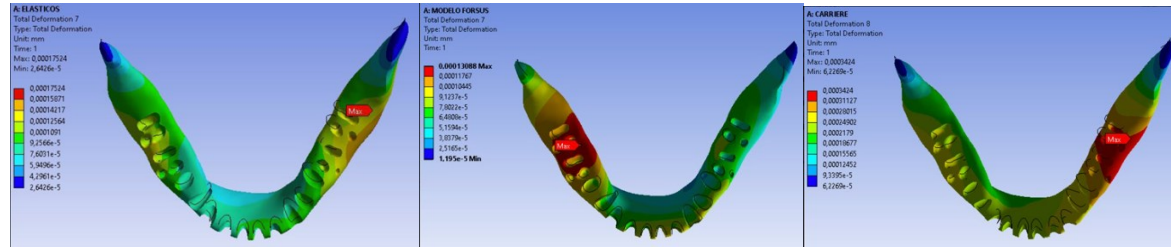
CAM

**a. Hueso Cortical**



a1. Hueso Cortical Elasticos Clase II      a2. Hueso Cortica FRD      a3. Hueso Cortical CMA

**b. Hueso Trabecular**

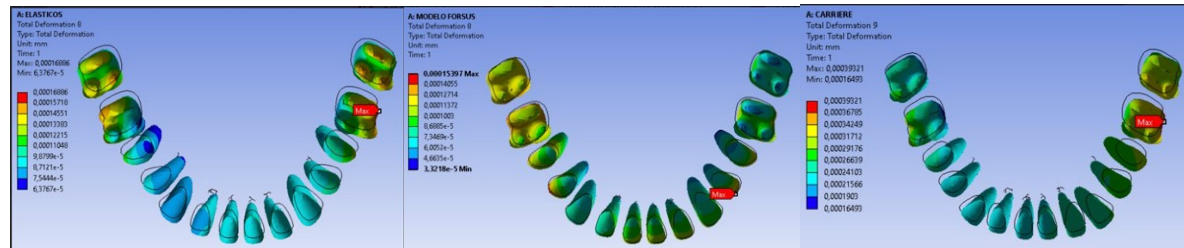


*b1. Hueso Trabecular Elasticos Clase II.*

*B2. Hueso Trabecular FRD*

*b3. Hueso Trabecular CMA*

**C. Ligamento periodontal**

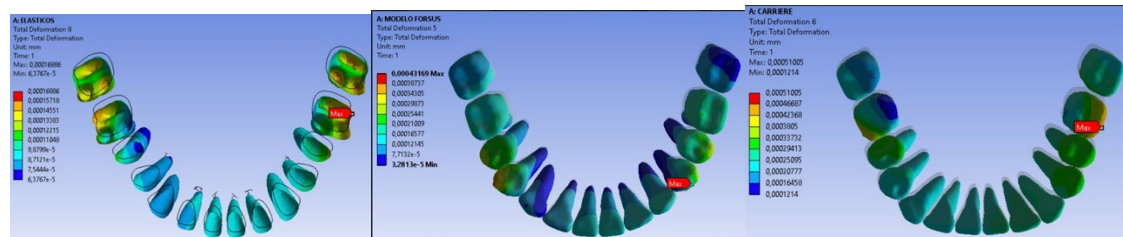


*C1. Ligamento Periodontal Elasticos Clase II.*

*c2. Ligamento Periodontal FRD*

*c3. Ligamento Periodontal CMA*

**D. Dientes**

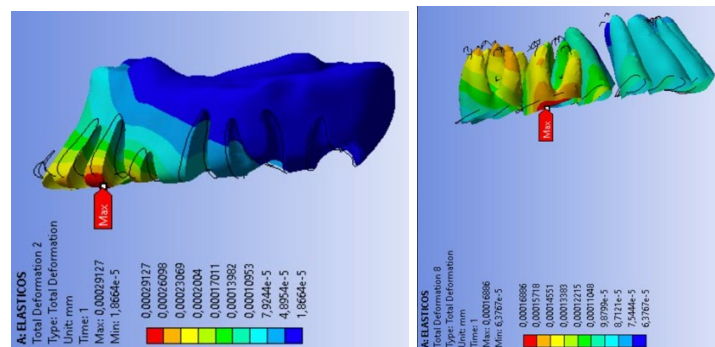


*d1. Dientes Elasticos Clase II.*

*2. Dientes FRD*

*d3. Dientes CMA*

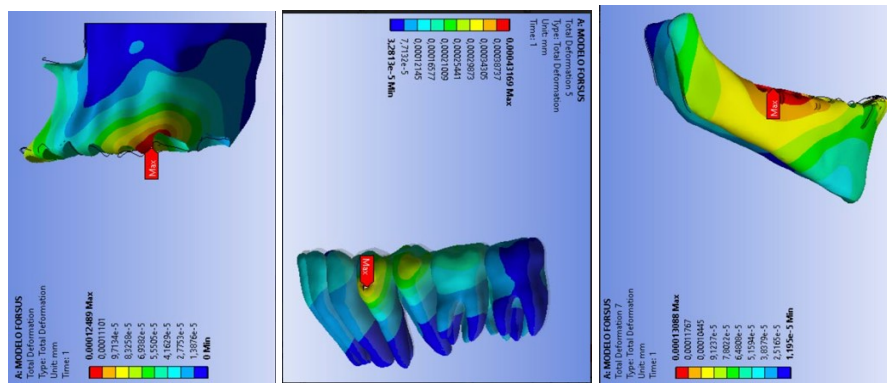
**Figura 9** Efectos verticales de la deformación total en los elásticos Clase II escala de  $2.2 \times 10^4$



*a1. Hueso trabecular maxilar*

*a. Ligamento periodontal mandibula*

**Figura 10** Efectos verticales de la deformación total en el modelo FDR escala de  $2.2 \times 10^4$

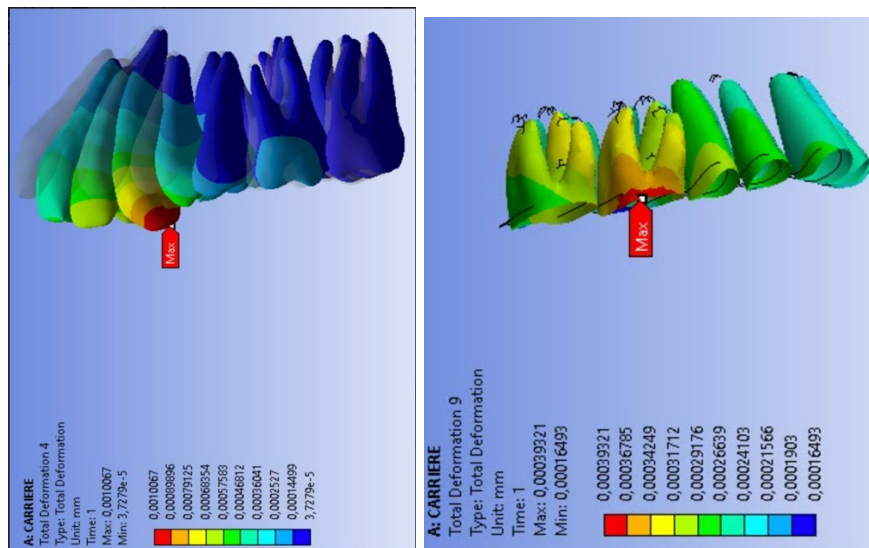


a1. Hueso cortical maxilar

a2. Dientes mandibula

a3. Ligamento periodontal mandibula

**Figura 11** Efectos verticales de la deformación total en el modelo CAM escala de  $2.2 \times 10^4$



a1. Dientes maxilar

a2. Ligamento periodontal mandibula

## DISCUSIÓN

Este estudio tuvo como objetivo evaluar tres correctores de Clase II desde el punto de vista biomecánico con la hipótesis de que al tener componentes activos individuales que se ubican en diferentes lugares en la dentición superior e inferior, podrían tener una distribución distinta el esfuerzo y la deformación total. Cattaneo y col.(30) destacaron la importancia de la distribución de esfuerzo/deformación dentro del PDL y el hueso alveolar circundante cuando se aplica una carga de ortodoncia y el correspondiente movimiento

dental que esto conlleva. Diversos estudios,(39,40) han demostrado que los esfuerzos de compresión y tracción de las fuerzas ortodoncias son factores esenciales para la remodelación del huesos, alterar la actividad celular en el PDL, resultando en la reabsorción o depósito de hueso, lo que conduce al movimiento de los dientes. El FEM es un método no invasivo que permite observar las distribuciones de esfuerzo/deformación en las estructuras de soporte alveolar y analizar los posibles comportamientos biomecánicos de diferentes aparatos ortodoncicos.(29)

En el presente estudio, encontramos que el esfuerzo más alto(von Mises y esfuerzo principal máxima) se ubicaron en el canino superior para los elásticos Clase II y el CMA y en el primer molar superior para el Forsus FRD y CMA. En la arcada inferior, los máximos esfuerzos se observaron en el primer molar inferior en los elásticos Clase II y el CMA y en el primer premolar inferior para el Forsus FRD. Akis y Doruk encontraron resultados similares.(41) quienes investigaron los efectos biomecánicos del Forsus FRD con y sin minitornillos en los dientes maxilares y mandibulares, encontrando que los esfuerzos principales máximos y mínimos se observaron en las áreas del cuello de los primeros molares superiores y en el cuello bucal del canino inferior, que fue el sitio de anclaje en el arco inferior, a diferencia de nuestro estudio donde el sitio de anclaje fue distal al primer premolar. Chaudry y col.(42) evaluaron a distribución del esfuerzo en la mandíbula con el Forsus FRD en comparación con la etapa de reposo, encontrando los esfuerzos de von Mises más altas en el hueso cortical desde el área del canino hasta el premolar. Chay y col.(43) en un estudio FEM analizaron la distribución del esfuerzo en mandíbula con Forsus, encontraron que la concentración del esfuerzo se observó en la parte anterior del cóndilo, escotadura mandibular y molares inferiores y las áreas de máximo desplazamiento se observaron en el mentón y los incisivos inferiores. Wang y col.(44)

encontraron en un estudio FEM de elásticos Clase II y alineadores que la tensión en el PDL se concentraba en los primeros molares inferiores con un esfuerzo compresivo en la región cervical mesial y esfuerzo tensional en la región cervical bucal-distal. En el presente estudio, también encontramos que en el modelo de elásticos Clase II, la mayor concentración de esfuerzo en el arco inferior fue en el primer molar, pero con el esfuerzo compresivo ubicado en la región bucal distal y el esfuerzo tensional ubicado en la región cervical mesial. Xie y Li.(45) además encontraron que con los elásticos de Clase II, el mayor esfuerzo de von Mises fue en el arco inferior en el PDL, se localizó en la raíz distal del primer molar y que el esfuerzo disminuyó gradualmente en dirección mesial.

También observamos en nuestro estudio, que los esfuerzos se distribuyeron en diferentes regiones de la región anterior y posterior de la dentición maxilomandibular dependiendo del aparato simulado, provocando diferentes patrones de desplazamiento total, observándose desplazamiento distal de la dentición superior y desplazamiento mesial de la dentición inferior. Sin embargo, la distribución de estas deformaciones totales estaba en diferentes regiones en los tres modelos. En la arcada superior, para los elásticos Clase II los desplazamientos fueron desde el primer premolar superior y canino hacia los dientes anteriores y casi no se observó deformación en los dientes posteriores; con el Forsus FRD los desplazamientos fueron del primer molar a los premolares a los dientes anteriores y con el CMA los desplazamientos fueron del canino y premolares a los dientes anteriores. Las tres simulaciones mostraron desplazamiento palatino de los incisivos superiores y desplazamiento distal de los dientes posteriores superiores con la mayor retroinclinación en el modelo CMA y la mayor distalización de los molares superiores en el aparato Forsus FRD. En la arcada inferior, para los modelos Clase II elásticos y CMA los desplazamientos fueron desde segundos y primeros molares hacia los dientes anteriores; para el Forsus

FRD los desplazamientos fueron desde el primer premolar hasta los dientes anteriores. Todos los modelos mostraron desplazamiento mesial de la dentición inferior con proinclinación de los incisivos inferiores siendo el modelo Clase II elásticos el que presentó mayores desplazamientos tanto para los molares como para los incisivos inferiores. Estudios FEM en elásticos Clase II han encontrado resultados similares, Chang y col.(46)encontraron que con los elásticos intermaxilares Clase II los desplazamientos corporales iniciales se concentraron en la parte anterior de la dentición superior. Wang y col.(44) evaluaron el desplazamiento y la distribución del estrés de la dentición mandibular por varias posiciones de los elásticos de Clase II durante la retracción en masa en la terapia con alineadores, encontraron que la inclinación lingual de los incisivos centrales inferiores y la inclinación mesial de los primeros molares inferiores producían pérdida de anclaje mandibular. Xie y Li.(45) estudiaron la influencia de la forma de la sección transversal de los arcos de alambre de cinta en la tracción intermaxilar en el tratamiento de maloclusión Clase II, encontraron desplazamiento mesial de la dentición inferior e inclinación orientada hacia vestibular de los dientes anteriores. Además, estudios FEM sobre Forsus FRD,(41,46,47) fueron consistentes con nuestros hallazgos. Kumar y col.(48) evaluaron la distribución de esfuerzos y los desplazamientos producidos por un anclaje Forsus FRD a una mini placa encontrando movimientos retrusivos de los incisivos maxilares y desplazamiento mesial de los molares mandibulares pero con menor proinclinación de los incisivos mandibulares. Hasta donde sabemos, hasta el momento no se han publicado estudios con CMA.

En el presente estudio, el modelo de Forsus FRD mostró estrés en la región cervical bucal del primer molar superior, lo que indica que se produjo una fuerza distal y expansiva en esta región. Autores anteriores encontraron resultados similares con Forsus FDR o

correctores Clase II similares en estudios FEM.(41,49) Por lo tanto, si este efecto de expansión en los molares superiores no es clínicamente necesario, es importante controlarlo con un arco transpalatino o aparato similar.

Chaudhry y col. (43) mostraron que los elásticos Clase II generan movimiento de extrusión en el primer molar inferior, e intrusión de los dientes anteriores inferiores. El presente estudio tuvo resultados similares en los elásticos Clase II y el modelo Carriere, ambos modelos mostraron extrusión del primer molar inferior, siendo menor en el modelo Carrier. Además, ambos modelos mostraron extrusión de los dientes anteriores superiores.

Pocos estudios clínicos,(26–28) han comparado los efectos dentoalveolares de los correctores de Clase II simulados en nuestro estudio. Jones y col.(26) encontraron en el grupo Forsus mayor movimiento distal de los molares superiores, retroinclinación de los incisivos superiores, mesialización de los molares inferiores y proinclinación de los incisivos inferiores, que el grupo elásticos Clase II. Por lo contrario, Aras y col.(27) en los pacientes Clase II subdivisión I, encontraron que los elásticos de Clase II produjeron más inclinación palatina en los incisivos superiores y tanto los elásticos de Clase II como los de Forsus proinclinaron los incisivos inferiores, pero el grupo de Forsus mostró una corrección significativamente del overjet . Yin y col.(28) compararon los efectos clínicos de los elásticos CMA, Clase II y Forsus FRD encontrando una mayor corrección molar y canina de Clase II en el grupo Forsus seguido por los elásticos CMA y Clase II respectivamente. También encontraron que parte de la corrección de Clase II con el CMA se logra desrotando distalmente los primeros molares superiores.

En nuestro estudio el CMA mostró el mayor desplazamiento palatino de los incisivos superiores, esto puede estar relacionado con que el CMA se utiliza previo a los aparatos fijos, a diferencia de los elásticos intermaxilares Clase II y el Forsus FRD que se ensamblan a la dentición sobre alambres rectangulares en los brackets en aparatos full edgewise, esto podría traer no solo más anclaje ya que la dentición podría moverse como una unidad, sino también podría traer más control de torque en los dientes anteriores por la unión entre el arco de acero inoxidable de 019x025 con la ranura del bracket.(50,51)

Estos hallazgos, podrían ayudar a los clínicos comprender los diferentes patrones de distribución de esfuerzo y desplazamientos de estos correctores de Clase II que pueden conducir a diferentes biomecánicas para la corrección de la maloclusión de Clase II. Los operadores deben elegir entre las diferentes opciones de tratamiento según las necesidades individuales del paciente y no solo en las preferencias del clínico o la publicidad de la marca.

Este estudio consideró las propiedades viscoelásticas no lineales para el PDL según diversos autores,(52,53) han encontrado que la carga del periodonto no puede explicarse como la simple compresión/tensión a lo largo de la dirección de la carga sino como una estructura más compleja que se encarga de transmitir la ortodoncia para la remodelación ósea para permitir el movimiento dentario. Entonces, un análisis no lineal puede proporcionarnos resultados más precisos y confiables.(30,54)

Este estudio tiene algunas limitaciones ya que los cálculos se realizan utilizando un modelo matemático, que es posible que no simule con precisión la compleja dinámica biológica del movimiento dentario. Otra limitación es que los estudios FEM pueden registrar solo patrones de esfuerzo instantáneos y no la situación clínica en el tratamiento

de ortodoncia que se lleva a cabo en períodos de tiempo más largos. Por lo tanto, los resultados del presente estudio deben tomarse con cautela y se recomienda realizar más ensayos clínicos aleatorizados para comparar estos efectos in vivo.

## **CONCLUSIONES**

- En la arcada superior los máximos esfuerzos se localizaron en el canino superior para los elásticos Clase II y CMA y en el primer molar superior para el Forsus FRD , en la arcada inferior se observaron en el primer molar inferior en los elásticos Clase II y el CMA y en el primer premolar inferior para el Forsus FRD.
- La deformación total en el arco superior mostró los máximos desplazamientos en

dirección distal en los elásticos Clase II y CMA en el canino superior y para el Forsus FRD en el primer molar superior.

- Se observaron diferencias en la distribución de la deformación total entre los tres correctores Clase II, con mayor desplazamiento palatino de los dientes anteriores en el modelo CMA, mayor proinclinación de los incisivos inferiores en el modelo de elásticos de Clase II y mayor movimiento distal del primer molar superior en el modelo Forsus FRD.

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Bishara SE. Class II malocclusions: Diagnostic and clinical considerations with and without treatment. *Semin Orthod*. 2006;12(1):11–24.
2. Proffit William, Fields Henry, Sarver David. *Contemporary Orthodontics*. 20013;(Fifth edition).
3. Thilander B, Pena L, Infante C, Parada SS, de Mayorga C. Prevalence of malocclusion and orthodontic treatment need in children and adolescents in Bogota, Colombia. An epidemiological study related to different stages of dental development. *Eur J Orthod* [Internet]. 2001 [cited 2020 Dec 6];23(2):153–67. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11398553/>
4. Batista KBSL, Thiruvenkatachari B, Harrison JE, O'Brien KD. Orthodontic treatment for prominent upper front teeth (Class II malocclusion) in children and adolescents. Vol. 2018, *Cochrane Database of Systematic Reviews*. John Wiley and Sons Ltd; 2018.
5. Proffit WR, Fields HW, Moray LJ. Prevalence of malocclusion and orthodontic treatment need in the United States: estimates from the NHANES III survey. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* [Internet]. 1998 [cited 2020 Dec 6];13(2):97–106. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9743642>
6. Bishara SE. Class II malocclusions: Diagnostic and clinical considerations with and without treatment. *Semin Orthod*. 2006;12(1):11–24.
7. Cozza P, Baccetti T, Franchi L, de Toffol L, McNamara JA. Mandibular changes produced by functional appliances in Class II malocclusion: A systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006;129(5):599.e1-599.e12.
8. Oliverd GJPHBKBKDR. *Class II Non-Extraction Patients Treated with the Forsus Fatigue Resistant Device Versus Intermaxillary Elastics.pdf*. 2008. p. 332–8.
9. Moresca AHK, de Moraes ND, Topolski F, Flores-Mir C, Moro A, Moresca RC, et al. Esthetic perception of facial profile changes in Class II patients treated with Herbst or Forsus appliances. *Angle Orthodontist*. 2020;90(4):571–7.
10. Arora V, Sharma R, Chowdhary S. Comparative evaluation of treatment effects between two fixed functional appliances for correction of Class II malocclusion: A single-center, randomized controlled trial. *Angle Orthodontist*. 2018;88(3):259–66.
11. Bretz WA. Treating class II division 1 malocclusions in the permanent dentition is more efficient than treatment initiated in the mixed dentition. *The Journal of Evidenced-Based Dental Practice*. 2002 Dec;2(4):289–90.
12. **SKELETAL CLASS II TREATMENT WITH TWIN FORCE BITE CORRECTOR: CASE REPORTS**. 2007.
13. Guest SS, McNamara JA, Baccetti T, Franchi L. Improving Class II malocclusion as a side-effect of rapid maxillary expansion: A prospective clinical study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010 Nov;138(5):582–91.

14. O'Brien K, Wright J, Conboy F, Appelbe P, Davies L, Connolly I, et al. Early treatment for Class II Division 1 malocclusion with the Twin-block appliance: A multi-center, randomized, controlled trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009 May;135(5):573–9.
15. Quinzi V, Marchetti E, Guerriero L, Bosco F, Marzo G, Mummolo S. Dentoskeletal class II malocclusion: Maxillary molar distalization with no-compliance fixed orthodontic equipment. Vol. 8, *Dentistry Journal*. MDPI Multidisciplinary Digital Publishing Institute; 2020.
16. Janson G, Sathler R, Fernandes TMF, Branco NCC, de Freitas MR. Correction of Class II malocclusion with Class II elastics: A systematic review. Vol. 143, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2013. p. 383–92.
17. Massud Leone SM, de Souza-Constantino AM, FerreiraConti ACC, Filho LC, de Almeida-Pedrin RR. The influence of text messages on the cooperation of Class II patients regarding the use of intermaxillary elastics. *Angle Orthod* [Internet]. 2019 Jan 1 [cited 2022 Nov 12];89(1):111–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30080128/>
18. Fouda AS, Attia KH, Abouelezz AM, Abd El-Ghafour M, Aboufotouh MH. Anchorage control using miniscrews in comparison to Essix appliance in treatment of postpubertal patients with Class II malocclusion using Carrière Motion Appliance. *Angle Orthod* [Internet]. 2022 Jan 1 [cited 2022 Nov 12];92(1):45–54. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34338733/>
19. Areepong D, Kim KB, Oliver DR, Ueno H. The class II carriere motion appliance: A 3D CBCT evaluation of the effects on the dentition. *Angle Orthodontist*. 2020;90(4):491–9.
20. Kendre B, Kumar A, Shetty Kn, Hedge G, Umale V, Kulshrestha R. Evaluation of stress changes in the maxilla with fixed functional appliances-A 3D FEM study. *J Orthod Sci* [Internet]. 2021 [cited 2022 Nov 12];10(1):10. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34568206/>
21. Cacciatore G, Alvetto L, Defraia E, Ghislanzoni LTH, Franchi L, Article O. Active-treatment effects of the Forsus fatigue resistant device during comprehensive Class II correction in growing patients. *Korean J Orthod*. 2014 May;44(3):136–42.
22. Janson G, Sathler R, Fernandes TMF, Branco NCC, de Freitas MR. Correction of Class II malocclusion with Class II elastics: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2013 Mar [cited 2022 Nov 12];143(3):383–92. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23452973/>
23. Kim-Berman H, McNamara JA, Lints JP, McMullen C, Franchi L. Treatment effects of the Carriere® Motion 3D™ appliance for the correction of Class II malocclusion in adolescents. *Angle Orthod* [Internet]. 2019 [cited 2022 Nov 12];89(6):839–46. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31232602/>
24. Barakat D, Bakdach WMM, Youssef M. Treatment effects of Carriere Motion Appliance on patients with class II malocclusion: A systematic review and meta-analysis. *Int Orthod* [Internet]. 2021 Sep 1 [cited 2022 Nov 12];19(3):353–64. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34127400/>
25. Jones G, Buschang PH, Kim KB, Oliver DR. Class II non-extraction patients treated with the Forsus Fatigue Resistant Device versus intermaxillary elastics. *Angle Orthod* [Internet]. 2008 Mar [cited 2022 Nov 12];78(2):332–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18251605/>

26. Aras I, Pasaoglu A. Class II subdivision treatment with the Forsus Fatigue Resistant Device vs intermaxillary elastics. *Angle Orthod* [Internet]. 2017 May 1 [cited 2022 Nov 12];87(3):371–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27762602/>
27. Yin K, Han E, Guo J, Yasumura T, Grauer D, Sameshima G. Evaluating the treatment effectiveness and efficiency of Carriere Distalizer: a cephalometric and study model comparison of Class II appliances. *Prog Orthod*. 2019;20(1).
28. Knop L, Gandini Gonzaga L, Lima Shintcovsk R, Gandini MREAS. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *J Orthod*. 2015;20(2):119–25.
29. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: A tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res*. 2005;84(5):428–33.
30. Fouda AS, Attia KH, Abouelezz AM, Abd El-Ghafour M, Aboufotouh MH. Anchorage control using miniscrews in comparison to Essix appliance in treatment of postpubertal patients with Class II malocclusion using Carrière Motion Appliance: A randomized clinical trial. *Angle Orthodontist*. 2022 Jan 1;92(1):45–54.
31. Capra A, Biclesanu C, Buruiana AM. The role of periodontal ligament elasticity in periodontal changes – numerical simulation. *Romanian Journal of Stomatology*. 2022;68(1):37–45.
32. Uhlir RF, Ko CC, Hershey G, Adalsteinsson D. BIOMECHANICAL CHARACTERIZATION OF THE PERIODONTAL LIGAMENT: ORTHODONTIC TOOTH MOVEMENT. CORE View metadata, citation and similar papers at [core.ac.uk](http://core.ac.uk) provided by Carolina Digital Repository. 2014.
33. Singh JR, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P. Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2016;6(2):110–4.
34. Sreekha A, Bashetty K. Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*. 2010;21(3):425–32.
35. Zhu C, Li R, Yuan L, Zheng Y, Jin Y, Li H, et al. Effects of the advanced mandibular spring on mandibular retrognathia treatment: a three-dimensional finite element study. *BMC Oral Health*. 2022 Dec 1;22(1).
36. Ludwig B, Baumgaertel S, Zorkun B, Bonitz L, Glasl B, Wilmes B, et al. Application of a new viscoelastic finite element method model and analysis of miniscrew-supported hybrid hyrax treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2013 Mar;143(3):426–35.
37. Desai Professor SR, Society H, Nijalingappa S. Finite Element Analysis: Basics and its applications in dentistry. *Indian Journal of Dental Sciences* [Internet]. 2012;(4). Available from: [www.ijds.in](http://www.ijds.in)
38. Meikle MC, Heath JK, Reynolds JJ. The use of in vitro models for investigating the response of fibrous joints to tensile mechanical stress. *Am J Orthod* [Internet]. 1984 [cited 2022 Dec 2];85(2):141–53. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6093541/>
39. Tanne K, Sakuda M. Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. *Angle Orthod* [Internet]. 1991 Jun [cited 2022 Dec 2];61(2):145–52. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2064072/>
40. Akış H, Doruk C. Dentofacial Effects of Fixed Functional Appliances with or without Mini Screw Anchorage in the Treatment of Class II Division I Malocclusion: A Finite

- Element Analysis. Turk J Orthod [Internet]. 2018 [cited 2022 Dec 2];31(1):7–12. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30112507/>
41. Chaudhry A, Sidhu MS, Chaudhary G, Grover S, Chaudhry N, Kaushik A. Evaluation of stress changes in the mandible with a fixed functional appliance: A finite element study. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2015;147(2):226–34.
  42. [Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in mandible advanced with Forsus] - PubMed [Internet]. [cited 2022 Dec 3]. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19575988/>
  43. Wang Q, Dai D, Wang J, Chen Y, Zhang C. Biomechanical analysis of effective mandibular en-masse retraction using Class II elastics with a clear aligner: a finite element study. Prog Orthod [Internet]. 2022 Dec 1 [cited 2022 Dec 3];23(1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35811318/>
  44. Xie Q, Li D. The cross-sectional effects of ribbon arch wires on Class II malocclusion intermaxillary traction: a three-dimensional finite element analysis. BMC Oral Health. 2021 Dec 1;21(1).
  45. Chang Y il, Shin SJ, Baek SH. Three-dimensional finite element analysis in distal en masse movement of the maxillary dentition with the multiloop edgewise archwire. Eur J Orthod [Internet]. 2004 [cited 2022 Dec 3];26(3):339–45. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15222721/>
  46. Chaudhry A, Sidhu MS, Chaudhary G, Grover S, Chaudhry N, Kaushik A. Evaluation of stress changes in the mandible with a fixed functional appliance: A finite element study. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2015;147(2):226–34.
  47. Kumar D, Sharma R, Arora V, Bhupali NR, Tuteja N. Evaluation of displacements and stress changes in the maxillo-mandibular complex with fixed functional appliance skeletally anchored on mandible using miniplates: A finite element study. J Orthod Sci [Internet]. 2022 Jan 1 [cited 2022 Dec 3];11(1):42. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36188205/>
  48. Duggal I, Sidhu MS, Chawla A, Dabas A, Dhimole VK. Effects of miniplate anchored Herbst appliance on skeletal, dental and masticatory structures of the craniomandibular apparatus: A finite element study. Int Orthod. 2021 Jun 1;19(2):301–9.
  49. Arreghini A, Lombardo L, Mollica F, Siciliani G. Torque expression capacity of 0.018 and 0.022 bracket slots by changing archwire material and cross section. Prog Orthod [Internet]. 2014 Sep 25 [cited 2022 Dec 3];15(1):1–18. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25329505/>
  50. Kusy RP. Influence of force systems on archwire-bracket combinations. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics [Internet]. 2005 [cited 2022 Dec 3];127(3):333–42. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15775948/>
  51. Sirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: An overview of finite element analysis. Indian Journal of Dental Research. 2010;21(3):425–32.
  52. Minch L. Material properties of periodontal ligaments. Postepy Hig Med Dosw (Online) [Internet]. 2013 [cited 2022 Dec 2];67:1261–4. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24379266/>
  53. Hemanth M, Raghuvver HP, Rani MS, Chathura H, Kabbur KJ, Chaithra D, et al. An Analysis of the Stress induced in the Periodontal Ligament during Extrusion

and Rotation Movements- Part II: A Comparison of Linear vs Nonlinear FEM Study. J Contemp Dent Pract [Internet]. 2015 [cited 2022 Dec 2];16(10):819–23. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26581463/>

## FIGURAS

**Figura 1:** Modelo sólido mandibular

**Figura 2:** Malla A, Malla Carriere, B, Malla Forsus; C, elásticos intermaxilares de clase II de malla

**Figura 3:** Efectos comparativos del esfuerzo de Von Mises entre los modelos FEM de los 3 aparatos en el maxilar.

**Figura 4.** Efectos comparativos del esfuerzo de Von Mises entre los modelos FEM de los 3 aparatos en la mandíbula

**Figura 5.** Efectos comparativos del esfuerzo Principal máximo entre los modelos FEM de los 3 aparatos en el maxilar

**Figura 6** Efectos comparativos del esfuerzo Principal máximo entre los modelos FEM de los 3 aparatos en la mandíbula

**Figura 7** Efectos comparativos de la deformación total entre los modelos FEM de los 3 aparatos en el maxilar escala de  $2.2 \times 10^4$

**Figura 8** Efectos comparativos de la deformación total entre los modelos FEM de los 3 aparatos en la mandíbula escala de  $2.2 \times 10^4$

**Figura 9** Efectos verticales de la deformación total en los elásticos Clase II escala de  $2.2 \times 10^4$

**Figura 10** Efectos verticales de la deformación total en el modelo FDR escala de  $2.2 \times 10^4$

**Figura 11** *Efectos verticales de la deformación total en el modelo CAM escala de 2.2 X 10<sup>4</sup>*