

**EVALUACIÓN COMPARATIVA DE LOS EFECTOS DENTARIOS DE TRES  
BIOMECÁNICAS DE TRATAMIENTO DE CLASE II MEDIANTE EL MÉTODO DE  
ELEMENTOS FINITOS**

Jessica Paola Basto Tacuma  
Paula Alejandra Rojas Plaza



INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO (UNICOC)

POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR

2023



**EVALUACIÓN COMPARATIVA DE LOS EFECTOS DENTARIOS DE TRES  
BIOMECÁNICAS DE TRATAMIENTO DE CLASE II MEDIANTE EL MÉTODO DE  
ELEMENTOS FINITOS.**

**AUTORES**

Jessica Paola Basto Tacuma  
Paula Alejandra Rojas Plaza

**TRABAJO DE GRADO PARA OPTAR AL TÍTULO DE:**  
Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

**ASESOR CIENTÍFICO**

DRA. Patricia Plaza  
DRA. Liliana Jara Lopez

**ASESOR METODOLÓGICO**

DRA. Luz Andrea Velandia Palacio

**ASESOR TECNOLÓGICO**

ING. Ricardo Rios

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO**

**ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA**

**POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR**

**BOGOTÁ**

**2023**

**FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO**

**TÍTULO DEL TRABAJO: “EVALUACIÓN COMPARATIVA DE LOS EFECTOS DENTARIOS DE TRES BIOMECÁNICAS DE TRATAMIENTO DE CLASE II MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”**

**AUTORES:** Jessica Basto, Paula Rojas.

**ASESOR CIENTÍFICO:** Dra. Patricia Plaza

**ASESOR METODOLÓGICO:** Dra. Luz Andrea Velandia.

**FACULTAD:** Odontología.

**TÍTULO OBTENIDO:** Especialista en Ortodoncia y ortopedia maxilar

**CATEGORÍA:** Postgrado.

**PALABRAS CLAVE:** Farsas, carriere, elementos finitos esfuerzo, deformación, desplazamiento.

Contenido.

<b>1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS</b>	<b>PAGINA</b>
1.1 Planteamiento del problema.	12-14
1.2 Justificación	14-16
1.3 Propósito	16
1.4 Antecedentes	16
1.4.1 Consideraciones Biomecánicas	17
1.4.2 Elásticos de Clase II	17-19
1.4.3 Forsus	19-20
1.4.4 Carriere Motion Appliance	20-22
<b>1.5. MARCO TEÓRICO</b>	<b>23</b>
1.5.1 Maloclusión	23-24
1.5.2 Etiología	24-25
1.5.3 Maloclusión Clase II	25-27
<b>1.5.4 Tratamiento</b>	
1.5.4.1 Elásticos Clase II	28
1.5.4.2 Forsus	29
1.5.4.3 Carriere Motion Appliance	29-30
1.5.5 Elementos finitos	30
1.5.5.1 <b>¿Que son los elementos finitos?</b>	30-31
1.5.5.2 <b>Aplicaciones de los elementos finitos</b>	31
1.5.5.3 <b>Elementos finitos en odontología</b>	31-32

1.5.5.4	<b>Aplicaciones en ortodoncia</b>	<b>32</b>
1.5.5.5	<b>Ventajas y limitaciones de los Elementos Finitos (FEM)</b>	<b>32-33</b>
1.5.5.6	<b>Módulo de Young y Coeficiente de Poisson</b>	<b>33</b>
1.5.5.7	<b>Pasos en el procedimiento de solución de problemas con FEM</b>	<b>34-38</b>
1.5.5.8	<b>Análisis Lineal y No lineal</b>	<b>38</b>
1.5.5.9	<b>Limitaciones de estudios mediante FEM</b>	<b>39</b>
1.5.5.10	<b>Análisis de elementos finitos en correctores de Clase II</b>	<b>40-41</b>
1.5.5.11	<b>Construcción del modelo 3D</b>	<b>42</b>
1.6	<b>OBJETIVOS</b>	
	<b>1.6.1 GENERAL</b>	<b>43</b>
	<b>1.6.2 ESPECIFICOS</b>	<b>43</b>
	<b>2. ASPECTOS METODOLÓGICOS</b>	<b>43</b>
2.1	Tipo de estudio	44
2.2	Objeto de estudio	44
2.3	Unidad de observación	44
2.4	Población de estudio	44
2.5	Criterios de selección	44
2.6	Procedimiento	44-49
3.	Resultados.	49-56
4.	Discusión.	56-57
5.	Conclusiones.	57-58
6.	Recomendaciones.	58



## 1. ASPECTOS TEÓRICO CIENTÍFICOS

### 1.1 Planteamiento del problema:

La maloclusión de Clase II es un problema común en la población, generalmente es descrita con características de componentes dentales, esquelético y/o funcional, en donde tomamos como referencia la clasificación de Angle la cual se basa en la relación del primer molar mandibular con el primer molar maxilar y la define como una disto-relación(1). En Colombia en un estudio con 4724 niños de la ciudad de Bogotá entre 5 y 17 años, se encontró una prevalencia del 20.8%(2); en Norteamérica según el "National Health and Nutrition Examination Survey" NHANES-III se encontró entre el 15 y 30 %(3). Su etiología es multifactorial y puede darse por prognatismo maxilar, retrognatismo mandibular, dentoalveolar o combinación de estos factores.

Dentro de los protocolos de tratamiento de Clase II más comunes está el uso de aparatos ortopédicos, craneomaxilares, elásticos intermaxilares, extracciones y distalización. El método de tratamiento para la maloclusión Clase II más utilizado, son los elásticos intermaxilares de Clase II, los cuales presentan buenas características mecánicas, como adecuada resistencia tensil, buen módulo de elasticidad, biocompatibilidad y bajo costo.(4) Los elásticos de clase II se utilizan desde el canino o incisivo lateral superior hasta el primer o segundo molar inferior; debido a que la fuerza no es paralela al plano oclusal producen vectores en sentido horizontal, transversal y vertical, generando fuerzas extrusivas en los sitios donde se anclan (5). Los elásticos Clase II tienen efectos primariamente dentoalveolares, incluyendo inclinación palatina, retrusión y extrusión de incisivos superiores; inclinación vestibular e intrusión de en incisivos inferiores; mesialización y extrusión de molares inferiores(6).

Entre los correctores fijos de Clase II se encuentra el Forsus fatigue resistant device (3M Unitek, Monrovia, Calif) o también llamado dispositivo Forsus resistente a la fatiga (FRD), puede ser usado junto con los brackets en etapa de trabajo. El Forsus FRD, es un aparato con un resorte telescópico de 3 piezas semirrígido, se compone de un módulo de muelle universal, un 'L' pin y una varilla de empuje, genera fuerzas continuas y es resistente a la fractura, puede restringir el crecimiento sagital del

maxilar, estimular el crecimiento mandibular e inducir el movimiento mesial de los dientes mandibulares y el movimiento distal de los molares maxilares.(7) Franchi y col,(8) en un estudio acerca de los efectos dento-esqueléticos del Forsus FRD observaron restricción significativa en la posición esquelética sagital del maxilar superior, reducción significativa del overjet, proinclinación e intrusión de incisivos inferiores, mesialización y extrusión de molares inferiores. En la literatura se encuentra pocos reportes de comparación de efectos clínicos de elásticos Clase II con el Forsus FRD,(9) en el cual no encuentran diferencias estadísticamente significativas en los cambios clínicos entre las dos terapias, con la única diferencia de mayor movimiento mesial de molares inferiores y mayor corrección de la relación molar en el grupo de Forsus FRD.

Recientemente, otro aparato fijo que se ha comercializado, el Carrier Motion appliance o Distalizador de Carrier, su diseño permite llegar a una Clase II mediante res tipos de movimientos sobre el molar, verticalizando el molar, generando una rotación distal de la raíz palatina y generando un desplazamiento distal del molar.(10) Dependiendo de la extensión del Distalizador de Carrier, se pueden usar elásticos desde los caninos superiores o premolares hasta los molares inferiores; estos son similares a elásticos intermaxilares de Clase II,(11) aunque actualmente no existe suficiente evidencia científica sobre este dispositivo.(12–14)

La presente investigación se enfocará en realizar una comparación entre la biomecánica de estos tres correctores de maloclusión Clase II con base en el método de elementos finitos (FEM) ya que en la literatura no hay suficiente evidencia científica de calidad sobre los efectos esqueléticos y dentarios de estos tres tipos de correctores de Clase II, posiblemente por la dificultad de llevar a cabo ensayos clínicos controlados aleatorizados y de conseguir pacientes que se presten para este tipo de estudios. A pesar de que los pocos estudios que hay sobre el efecto de los elásticos de Clase II comparado con el efecto del Forsus los investigadores aseguran que este último es un buen sustituto de los elásticos de Clase II, una de las mayores ventajas del uso del Forsus FRD es la no necesidad de colaboración del paciente para su uso ya que es un dispositivo fijo que se usa junto con los brackets.

Dada la imposibilidad de realizar ensayos clínicos aleatorizados para encontrar evidencia, el método de análisis de elementos finitos (FEM),(15) se presenta entonces en estos casos como una excelente alternativa e instrumento para simular bajo un modelo matemático, la distribución de tensiones y deformaciones sobre los dientes y maxilares de estas terapias, permitiéndonos analizar dichas distribuciones de forma tal que evidenciamos los posibles efectos en áreas de difícil acceso clínico y libres de riesgo para los pacientes, proveyendo a los ortodoncistas de información importante para tomar decisiones terapéuticas más acertadas. La falta de información sobre las diferencias biomecánicas entre estos tres correctores, puede afectar la toma de decisiones al tratar un paciente, por lo tanto al lograr comprender los fenómenos físicos y mecánicos que generan estas tres técnicas de tratamiento para la maloclusión clase II, lograremos generar una descripción concisa de los efectos sobre los maxilares y la articulación y así comparar y crear evidencia científica útil para la toma de decisiones al momento de abordar el plan tratamiento. La descripción y comparación de la biomecánica de los tres correctores la haremos por medio de FEM (elementos finitos), el cual es un procedimiento ejecutado en un computador, que tiene el potencial de simular un modelo matemático equivalente a un objeto real, una de las ventajas de este método es la capacidad de reproducir con precisión las tensiones exactas en la estructura considerada, permitiéndonos visualizar cambios de esfuerzo y presión.(16)

## **1.2. JUSTIFICACIÓN**

La presente investigación se enfocará en el estudio de los efectos a nivel esquelético y/o dentario que se producen cuando se tratan pacientes con maloclusión Clase II con diferentes tipos de tratamiento como: Elásticos Clase II, Forsus FRD o Carriere Motion appliance, mediante el método de elementos finitos (FEM). Los motivos que nos llevaron a plantear esta investigación se centran en las diferencias biomecánicas que existen entre estos tres tipos de tratamiento los cuales al tener mecánicas distintas generan diferentes distribuciones de la tensión y deformación sobre la dentición en los pacientes con maloclusión Clase II.

En el pasado se han hecho análisis de fuerzas ortodónticas sobre el hueso alveolar, representándolo en modelos de cera (tipodontos) y modelos elásticos los cuales no tienen las características de la estructura ósea real ((17). La introducción del FEM en la ortodoncia ha sido una herramienta importante para la solución de problemas biomecánicos y estructurales, ya que analiza los efectos de los distintos tratamientos representando la distribución de la deformación y tensión en modelos 3D de las estructuras biológicas, ((18) dando así un acercamiento más real sobre la biomecánica del método que estamos analizando.

Existe abundante literatura de los rasgos craneofaciales de la maloclusión Clase II y esto es una consecuencia de la gran cantidad de pacientes que encontramos en la práctica diaria con este tipo de maloclusión,(19) por esto un adecuado plan de tratamiento es necesario ya que la demanda de tratamientos más efectivos y rápidos aumenta con el pasar del tiempo. Para el tratamiento de la maloclusión Clase II se ha reportado que la fuerza necesaria para el movimiento distal del segmento posterior y de los caninos en cuerpo es entre 120 a 200 gr,(4) por esto es necesario cuantificar la tensión que están ejerciendo estos dispositivos durante el tratamiento. A pesar de que existe literatura sobre cada uno de los correctores de maloclusión Clase II es muy limitada la información que se encuentra comparando a estas tres técnicas ortodónticas, por lo anterior proponemos cuantificar y comparar la biomecánica de los Elásticos Clase II, Forsus y Carrier Motion 3D en un estudio mediante elemento finitos, (FEM) el cual al ser una técnica de análisis numérico de tensiones, es ideal para el examen del comportamiento estructural que se genera en la cavidad oral.(20)

El propósito de esta investigación es generar evidencia científica sobre los efectos esqueléticos y/o dentarios y las diferencias que existen entre los correctores de maloclusión Clase II mediante el método de elementos finitos, ya que llevar a cabo ensayos clínicos en tanto la medición y caracterización distribucional de las tensiones es difícil en vivo y no existe suficiente evidencia científica de calidad comparando estos tres aditamentos, la cual guie al profesional a tomar la mejor decisión al plantear el tratamiento del paciente.

Muchos de los movimientos indeseables que se producen en ortodoncia se pueden atribuir a la falta de entendimiento de la física que conlleva al movimiento dental. La respuesta de los dientes a las fuerzas se puede clasificar y estudiar en tres niveles: clínica, celular y biomecánica; gran cantidad de la literatura sobre la biomecánica ortodóncica está restringida a estudios experimentales bidimensionales(21) por esto surge la necesidad de generar información por medio del FEM que describa y compare las tensiones y deformaciones exactas que generan los Elásticos de Clase II, el Forsus FRD y el Carriere motion appliance, permitiéndonos tener claridad de los efectos esqueléticos y dentales que producen cada uno, lo cual ayudará a proporcionar literatura que ayude al profesional al momento de la toma de decisiones e incluir una de estas tres técnicas como plan de tratamiento en la práctica clínica.

### **1.3. PROPÓSITO**

Generar evidencia útil para favorecer la toma de decisiones en ortodoncia en relación con la escogencia de un método para el tratamiento de la maloclusión Clase II en población colombiana.

### **1.4. ANTECEDENTES**

#### **1.4.1 Consideraciones Biomecánicas:**

- **Fuerza:** Una fuerza es una cantidad vectorial de la representación física de la acción de un cuerpo sobre otro que conlleva a una aceleración instantánea.(22)
- **Carga:** La carga se describe como múltiples fuerzas actuando hacia la misma dirección, pero en diferentes puntos del mismo cuerpo. Una carga es una combinación de fuerzas.(22)
- **Desplazamiento:** Hace referencia al término técnico para un cambio en la ubicación espacial de los puntos de un cuerpo con respecto a su posición original. Matemáticamente se define por las contribuciones relativas del vector de desplazamiento de un punto arbitrario en cada dirección espacial.

También se puede definir como el cambio relativo de longitud de un cuerpo lineal con tensión uniforme. Todas las cantidades de tensión tienen una cantidad de deformación equivalente ya que la tensión y la deformación están relacionadas matemáticamente.. La curva carga-desplazamiento es útil para medir la resistencia y la rigidez de un cuerpo, pero para poder comparar materiales es necesaria la estandarización mediante la curva esfuerzo- deformación (stress- strain).(22,23)

- **Stress o esfuerzo:** El estrés representa la acción combinada de fuerzas combinadas en un cuerpo, el cual se divide en pequeños planos o áreas de referencia, este se puede deformarse por desgarre o tensión y/o compresión. La diferencia fundamental entre fuerza y tensión es que la fuerza es un vector simple, mientras que la tensión es siempre un vector definido con respecto a un área o plano de referencia, también llamado tensor de segundo orden que se puede usar para operaciones físicas y matemáticas adecuadas. (22).
- **Strain o deformación:** Es el comportamiento mecánico de los materiales, son los cambios dimensionales del objeto sometido a una fuerza.(23)

- **1.4.2 Elásticos Clase II:**

En ortodoncia los elásticos intramaxilares e intermaxilares están hechos en su mayoría de látex y son comercializados en diferentes tamaños y grosores de acuerdo a la casa comercial, de acuerdo a la manufactura la fuerza aplicada por un mismo tamaño de lumen del elástico podrá variar. (24)

La principal característica de los elásticos y lo que determina su efectividad es la capacidad de elasticidad, la cual es una propiedad definida por la habilidad del material a regresar a su estado original luego de haber sufrido una deformación sustancial. La elasticidad será determinada por el patrón geométrico y por el tipo de tracción molecular existente.(25) Los elásticos anclados a los brackets aplican una tensión en distintas direcciones, la cual los arcos y los brackets no pueden lograr por si solos. Los elásticos aplicaran una presión constante y firme para alinear los dientes en una oclusión correcta.(26)

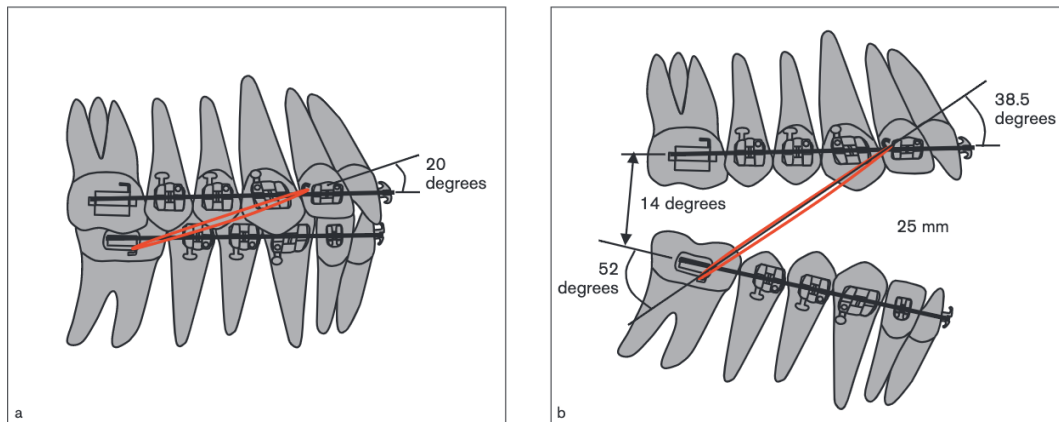
Los primeros defensores del uso de elásticos intermaxilares en ortodoncia fueron Baker, Case y Angle. Calvin Case discutió el uso de elásticos intermaxilares en el Congreso Dental de Columbia. Sin embargo, a Henry A Baker se le atribuye haber originado el uso de elásticos intermaxilares. Angle en 1902 describió la técnica ante el instituto de Nueva York.(27)

Durante algunas décadas, los elásticos han sido una valiosa herramienta en el tratamiento de ortodoncia. El uso de elásticos en la práctica clínica se predice en función de los valores de extensión de la fuerza proporcionados por el fabricante para diferentes tamaños de elásticos. Los elásticos se pueden utilizar en varias configuraciones para corregir una maloclusión en particular. Sin embargo, los elásticos no aplican fuerza continua durante un intervalo de tiempo debido a la degradación de la fuerza. Es muy importante para el ortodoncista educar al paciente sobre el uso correcto de elásticos ya que los resultados del tratamiento dependen de la cooperación del paciente.(27)

Los materiales elásticos son utilizados con mayor frecuencia en ortodoncia y se han utilizado activamente para el cierre de espacios, mecánica de deslizamiento, cierre de diastemas y/o corrección de rotaciones. Los elásticos intraorales son usados de forma intermaxilar. Los elásticos son categorizados según su uso, como Clase II, Clase III, Vertical, Triangular, etc. Los elásticos de Clase II y Clase III son los más utilizados, en donde los elásticos de Clase II se posicionan en el hook del molar mandibular hasta el canino o lateral maxilar, este puede ser utilizado para diferentes propósitos como la distalización del canino, la protracción del molar mandibular, retracción de los incisivos maxilares y/o la distalización de los molares superiores.(28)

Ya que las fuerzas aplicadas por los elásticos de Clase II son diagonales entre la zona posterior mandibular y la zona anterior maxilar, estas tendrán un componente horizontal y uno vertical. En donde el componente vertical tiende a extruir los incisivos y caninos maxilares al igual que los dientes

posteriores mandibulares, este componente tiende a aumentar a medida que la boca se abre.(24)



**Imagen 1 Fuente: (24)**

### 1.4.3 Forsus:

La estimulación del crecimiento mandibular junto con la distalización de los dientes superiores y la mesialización de los inferiores contribuye a la corrección de la maloclusión clase II y el Forsus FRD es uno de los aparatos fijos utilizado comúnmente por los ortodoncistas para lograr este objetivo. Este aditamento consiste de un push rod que se inserta a un cilindro telescópico que se une al arco inferior distalmente del bracket canino o el premolar.(29)

El Herbst, el cual es predecesor del Forsus FRD, es un aparato funcional de avance mandibular que emplea fuerzas anteriores a través de un mecanismo rígido, el cual fue introducido por Emil Herbst en 1909 en Alemania.(30) Este aditamento se ha probado eficaz para el tratamiento de maloclusión Clase II simple a moderada durante los picos de crecimiento, ya que estimula un crecimiento hacia arriba y hacia atrás de los cóndilos y consecuentemente promueve el avance del cuerpo mandibular, ajustando la relación sagital esquelética y oclusal del paciente.(31)

El Forsus FRD a diferencia del Herbst es un aditamento semirrígido que emplea fuerzas constantes para la corrección de la maloclusión clase II de leve a moderada.(32) Es un sistema telescópico de tres piezas que incorpora un resorte de Coli súper elástico de níquel-titanio. Es compatible con la

ortodoncia fija, este se une al primer molar maxilar y al arco mandibular distalmente al bracket del canino o del primer premolar. A medida que el resorte de Coli se comprime las fuerzas opuestas se transmiten a los lugares de unión.(33) El tamaño del Forsus se determinará de acuerdo a la distancia entre la porción distal del tubo del primer molar superior y la porción distal del bracket del canino inferior.(34)



**Imagen 2 Fuente:** (35)

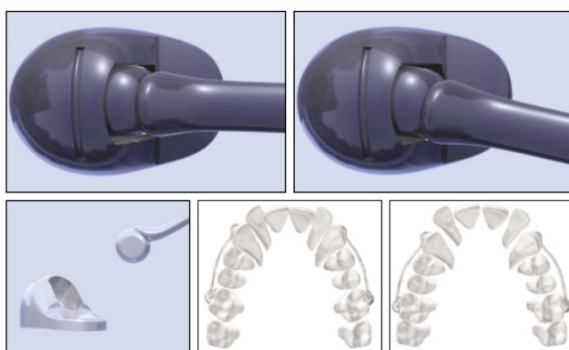
#### **1.4.4 Carriere Motion appliance**

El Carrier Motion appliance fue diseñado por el Dr. Luis Carriere, al ser hijo de un ortodoncista estuvo conectado con el mundo de la ortodoncia desde su niñez. El Carriere Motion appliance llegó a Carriere cuando estaba trabajando con un paciente y se encontraba frustrado por que no sentía que estaba trabajando bien y que el paciente tampoco se encontraba cómodo con el tratamiento, en ese instante vio una alternativa diferente de tratamiento para pacientes con diagnóstico de maloclusión Clase II. Carriere motion appliance tomó esa idea y la esculpió en un trozo de jabón sólido. A partir de ahí, trabajó con un amigo, experto en imágenes 3D, para crear un modelo de computadora. Usando una impresora 3D, generaron una impresión estereolitográfica y un molde de silicona a escala, que Carriere luego llevó a un joyero local para fabricar el aparato en oro de 22 quilates. A partir de ahí, llegó el momento de ver cómo funcionaba su idea en la práctica en su clínica, feliz con los resultados que estaba viendo con sus propios pacientes, Carriere se puso en contacto con Class One Orthodontics. En 2003, solo 2 años después de su gran idea y un modelo de escultura de jabón, el Carriere Motion 3D estaba en el mercado.

El Dr. Luis Carriere creó este distalizador con el fin de evitar la extracción de los dos premolares superiores, una opción de tratamiento común para los casos de maloclusión Clase II. Con el Carriere Motion, se podía corregir la




protrusión del maxilar superior mientras la mandíbula se movía hacia adelante, equilibrando así la relación entre los dos. Con el Motion Appliance durante el primer paso del tratamiento, Carriere pudo lograr una mejor relación entre la nariz, los labios superiores e inferiores y el mentón, lo que le dio al paciente un mejor resultado facial en general.(36)

El Carriere motion appliance es hecho mediante la inyección de níquel libre de acero inoxidable a un molde y viene en tres tamaños. El Carriere motion appliance está diseñado para crear una relación molar y canina Clase I. Es cementado al canino y al primer molar superior, donde la almohadilla del canino permitirá distalizarlo a lo largo del alveolo sin inclinarlo. Además utiliza Elásticos de Clase II que se posicionan del hook del canino superior al hook del primer molar inferior, lo cual genera un movimiento mesial. el brazo posterior del distalizador presenta una bola que se articula en la almohadilla del primer molar superior, lo cual provee máxima libertad para el movimiento en la dirección apropiada. Esta porción posterior logrará tres movimientos: enderezar la corona, si esta esta inclinada mesialmente; rotación distal alrededor de la raíz palatina cuando el molar superior esta rotado mesialmente; y un desplazamiento distal sin generar inclinación distal de la corona.(36) El objetivo biomecánico principal del Carrier es proveer un movimiento de rotación controlado(37)



**Imagen 3 Fuente:** (36)

**1.4.5 Efectos del Carriere motion appliance en los dientes:** El distalizador de Carriere realiza tres tipos de movimientos en los molares:

<p>1. Endereza la corona, si esta inclinada mesialmente(36)</p>	 <p><b>Imagen 4 Fuente :(36)</b></p>
<p>2. Rotación distal alrededor de la raíz palatina.</p> <p>Cuando el primer molar maxilar se rota mesialmente alrededor de la raíz palatina, la oclusión molar puede parecer ser de Clase I, mientras que en realidad es de Clase II con los caninos en una relación de cúspide a cúspide.(36)</p>	 <p><b>Imagen 5 Fuente: (36)</b></p>
<p>3. Desplazamiento distal sin inclinar la corona</p>	 <p><b>Imagen 6 - Fuente:(36)</b></p>

### 1.5 MARCO TEORICO

Uno de los factores que motivan a los pacientes buscar un tratamiento ortodóncico es mejorar su estética facial,(38) y las alteraciones dento-esqueletales alteran las características faciales de los pacientes dando así patrones no compatibles con la estética socialmente aceptada. Una maloclusión es el resultado directo de la interacción entre la posición de los maxilares y la posición de los dientes. (39) Una gran cantidad de estudios se han publicado sobre la prevalencia de las diferentes maloclusiones,(2) que son el resultado de la desarmonía en la relación dento-esqueletal en la dirección del crecimiento o la estructura craneofacial, clasificadas como maloclusiones de Clase I, Clase II o Clase III.

### **1.5.1 Maloclusión:**

La maloclusión es la pérdida del equilibrio funcional debido a una mala relación de las bases óseas en sentido sagital, transversal y/o vertical. El diagnóstico de maloclusión se ha basado en la relación anteroposterior de los primeros molares maxilares y mandibulares, descrita por Angle en 1899,(40) esta clasificación además de describir los tipos de alteraciones oclusales también define la oclusión normal o Clase I, la cual se describe como una relación anteroposterior normal entre el maxilar y la mandíbula cuando la cúspide del primer molar permanente superior ocluye en el surco meso-vestibular del primer molar inferior.(41)

En la Clase II se observa una relación distal de la mandíbula con respecto al maxilar, la cúspide del primer molar permanente superior ocluye anterior al surco meso-vestibular del primer molar inferior. A diferencia de la Clase III donde se observa una mesoclusión, la cúspide del primer molar superior va a ocluir posterior al surco meso-vestibular del primer molar inferior.(41)

En la maloclusión Clase II Podemos encontrar dos subdivisiones basadas en la inclinación de los incisivos maxilares.(1) Los pacientes que presentan maloclusión Clase II presentan distintas combinaciones dento-esqueletales, con patrones normales o anormales esqueléticos.(42) En este tipo de maloclusión se recomienda una terapia que incite el crecimiento mandibular de los pacientes, existe un gran número de aparatos funcionales que estimulan el crecimiento mandibular que pueden corregir la desarmonía esquelética y/o oclusal.(43) Entre estos aditamentos podemos encontrar los elásticos de Clase II, el Forsus ERD y el Carriere Motion appliance, cada uno de estos dependiendo de su diseño va a generar diferentes distribuciones de fuerzas en el paciente y por lo tanto generan resultados y efectos adversos que pueden variar.(44)

La finalidad de los correctores de Clase II es orientar la dentición, facilitar el avance mandibular eliminando interferencias dentales y consolidando los arcos para minimizar los efectos secundarios no deseados.(18)

### **1.5.2 Etiología:**

Los tipos de anormalidades oclusales están relacionadas con la desarmonía en el crecimiento del proceso alveolar o basal de la mandíbula o una combinación de ambas, al igual encontramos una fuerte relación de los factores medioambientales sobre la aparición de una maloclusión. Al igual se pueden relacionar con un desbalance en la función muscular oral y/o facial.(45)

Entonces podemos concluir que una maloclusión es el resultado de un desequilibrio en el crecimiento de las estructuras craneofaciales causadas por una combinación desfavorable de genes y factores medioambientales.

### **1.5.3 Maloclusión Clase II:**

El diagnóstico que se encuentra con mayor frecuencia es la maloclusión Clase II y la retrusión esquelética de la mandíbula.(43) La maloclusión Clase II o disto oclusión es definida por Angle como una relación distal de los dientes mandibulares con respecto a los maxilares y la subdivide en dos tipos de maloclusión Clase II basada en la inclinación de los incisivos centrales maxilares, definidas como Clase II división 1 y Clase II división 2.

La Clase II división 1 se caracteriza por presentar una inclinación vestibular de los incisivos centrales maxilares, un overjet aumentado y un arco estrecho, al igual puede presentar una mordida profunda o una mordida abierta; mientras que la Clase II división 2 se caracteriza por una inclinación excesiva palatina de los incisivos centrales maxilares, una inclinación vestibular de los incisivos laterales, en algunos casos lateral y central se encuentran palatalizados, al igual presenta una mordida profunda y un overjet mínimo.(1)

El tratamiento de la maloclusión Clase II es uno de los desafíos más frecuentes al que se enfrenta en la práctica diaria en ortodoncia.(44) La apreciación de los cambios en la relación maxilo-mandibular durante el

periodo de crecimiento es esencial para el planteamiento del tratamiento ortodóntico.(46)

Los aparatos utilizados comúnmente para la corrección de la maloclusión Clase II se pueden clasificar como Extraorales o intraorales, los cuales pueden ser intrarco o interarco; los interarco pueden ser removibles o fijos. Todos los correctores de la maloclusión Clase II tienen la capacidad de distalizar los molares maxilares pero cada uno tiene un efecto de tratamiento distinto.(35)

#### **1.5.4 Tratamiento:**

El éxito del tratamiento ortodóntico depende de tres factores: el plan de tratamiento correcto, la cooperación del paciente y consentimiento parental.(40) Al igual debemos tener presente que la identificación, control y la guía de los factores ambientales, los cuales regulan el crecimiento de la mandíbula y las estructuras craneofaciales, será un objetivo clave para establecer prevención o una intervención ortodóntica. (45)

Históricamente el tratamiento de ortodoncia se ha basado en el uso de aditamentos o técnicas para la corrección de maloclusiones, los cuales son el sistema de fuerzas que producen el cambio de la posición de los dientes y las estructuras óseas.(45)

El entendimiento y el uso correcto de las biomecánicas ortodónticas mejorara al eficiencia y eficacia del tratamiento, la aplicación de las fuerzas correctas en el momento necesario dará un mejor control del movimiento dental, no tener en cuenta un factor tan importante potencializará el daño tisular, el dolor y retrasara los movimientos. Una fuerza tiene tres características: magnitud, dirección/sentido y punto de aplicación de la fuerza, las cuales debemos tener en cuenta al momento de realizar los movimientos dentales para mantener un equilibrio para que los efectos en los arcos y dentales sean iguales.(22)

Con respecto a las fuerzas aplicadas ortodónticamente, el ortodoncista debe enfocarse más en su distribución que en su intensidad. Los movimientos de rotación tienden a concentrar fuerzas en las regiones apical y cervical, en cuyo caso se establecen áreas de hialinización de la matriz extracelular y mueren algunos o muchos cementoblastos. Los movimientos de inclinación están más asociados con la reabsorción radicular apical.(47)

La maloclusión Clase II se manifiesta en diferentes combinaciones de desarmonía dental y esquelética que afecta la posición del tejido blando y el perfil facial. Aproximadamente el 70% de los pacientes Clases II son diagnosticados con retrognatismo mandibular el cual se asocia a la discrepancia esquelética, en este caso aparatos funcionales son indicados como opción de tratamiento en pacientes en crecimiento, estos aparatos promueven que la mandíbula se vaya hacia delante mediante un movimiento anterior y que pase de oclusión céntrica a mordida borde a borde, esto genera: que los dientes posteriores erupcionen y llenen el espacio que se crea por el desplazamiento mesial de la mandíbula; una adaptación neuromuscular y aumenta la replicación de células en la articulación temporomandibular, lo que conllevará al crecimiento condilar del paciente niño. Mantener esta posición anterior de la mandíbula por el tiempo suficiente finalmente estimulará el crecimiento mandibular.(48)

En general la corrección de una discrepancia esquelética se puede lograr durante los periodos de crecimiento del paciente. El concepto de tratamiento temprano sugiere que la corrección de una discrepancia esquelética es efectiva en preadolescentes y adolescentes. Bishara,(1) propone dos etapas de tratamiento, en la primera etapa se corrige la vestibularización de los incisivos, la relación molar y si presenta la mordida cruzada. Luego de completar la primera etapa se pasa a un periodo de retención y continúa la segunda etapa cuando erupcionan por completo los dientes permanentes. Existen indicadores los cuales nos ayudarán para el inicio del tratamiento en un paciente Clase II:

- Paciente que presenta discrepancia dental o esquelética ligera a media el tratamiento puede comenzar su tratamiento en dentición mixta tardía o en la etapa de dentición permanente temprana.
- Cuando presentan una discrepancia severa el paciente puede ser tratado tan temprano como el paciente pueda cooperar o tolerar el uso de aparatos. Baccetti y colaboradores,(49) nos indican que existen una gran cantidad de estrategias y correctores de Clase II, pero que para el tratamiento de la Clase II debemos estudiar y calcular el tiempo terapéutico en relación con la madurez esquelética del paciente. Los diferentes tiempos de tratamiento tienen una gran influencia significativa en los cambios dento-esqueléticos del resultado final del paciente, como por ejemplo cuando se usa un craneomaxilar, ortodoncia y elásticos de Clase II en el pico del crecimiento del paciente se observan efectos significantes en el maxilar y la mandíbula. El objetivo principal de la ortodoncia en general es lograr un balance en la relación maxilo-mandibular. En los pacientes que presentan una maloclusión Clase II en donde presentan una mandíbula pequeña o retrognática el objetivo principal de la ortodoncia y/o la ortopedia será llevar la mandíbula hacia delante, estimular el crecimiento condilar y remodelar la fosa glenoidea.(50)

#### **1.5.4.1 Elásticos Clase II:**

El uso de elásticos en ortodoncia fue propuesto por Pierre Fouchard en 1728, quien propuso cerrar diastemas anteriores, posteriormente implementados por Ricketts en 1970 y luego por Roth que propuso elásticos cortos intermaxilares para ayudar a nivelar la curva de Spee.(51) En ortodoncia Existen diferentes tipos de elásticos, intraorales, extraorales, elásticos intramaxilares e intermaxilares, los cuales son de diferentes tamaños para cada caso particular, comúnmente se utilizan elásticos de  $1/8$ ,  $1/4$ ,  $5/16$  y  $3/4$ . La fuerza del elástico aumenta a medida que la extensión.

Los elásticos intermaxilares se categorizan según su propósito como los son los elásticos de Clase III, Clase II, verticales, triangulares, etc.(24) Los

elásticos Clase II son elásticos intermaxilares colocados anterior en el maxilar y posterior en la mandíbula. Se posicionan en el hook del molar mandibular hacia el canino o la zona del lateral maxilar, como la fuerza de estos elásticos se da diagonalmente tiene componentes verticales y horizontales, donde el componente vertical tiende a extruir los caninos e incisivos maxilares y los dientes posteriores inferiores. Estos componentes entran en acción cuando el paciente abre la boca, habla, bosteza, come, etc. Durante el día los elásticos tendrán un componente vertical mayor.(52) Los Elásticos Clase II pueden ser utilizados para diferentes propósitos como la distalización del canino, la protracción del molar mandibular, retracción de los incisivos maxilares y la distalización de los molares maxilares.(24) Si los Elásticos de Clase II son utilizados en arcos continuos tendrán efectos sobre el arco maxilar, el arco mandibular y el plano de oclusión.

Los Elásticos Clase II están indicados en caso de maloclusión Clase II esquelética o dental, como refuerzo de anclaje, retrusión de los incisivos superiores, para avance mandibular, tipping vestibular de los incisivos inferiores retruidos, levantar mordida y corrección de desviaciones leves.(51)

#### **1.5.4.2 Forsus FRD:**

El Forsus es un aparato interarco, el cual está indicado en tratamiento de Clase II dental y esquelética leve a moderada. Contiene un resorte el cual produce una fuerza de 200g cuando está totalmente comprimido.(35) Este corrector de maloclusión Clase II precede al Herbs. El Forsus es un aparato de resistencia a la fatiga, el cual tiene 2 (L pin) o tres piezas (módulo EZ). Es un sistema semirrígido telescópico que incorpora un resorte de coli de acero inoxidable, se puede ensamblar en la silla odontológica y es compatible con la ortodoncia fija. El Forsus FRD se va a unir con el primer molar superior y al arco mandibular distal al bracket del canino o del premolar.(7)

Es necesario alinear y nivelar antes de utilizar el Forsus FRD y utilizar mínimo un arco 0.016 x 0.022 pulgadas de acero inoxidable, el aparato generará una

fuerza distal en el arco superior y una fuerza mesial en el inferior, lo cual permite la corrección de la Clase II.(53)

#### **1.5.4.3 Carriere Motion Appliance:**

La introducción del aparato Carriere Motion appliance (CMA) ha generado muchas preguntas en la comunidad de ortodoncia, acerca de los efectos que genera en el tratamiento, este aparato fue diseñado para ser un corrector intermaxilar de Clase II sin extracciones. (54) El distalizador viene en tres tamaños: 23 mm, 25 mm y 27 mm. El tamaño apropiado se determina midiendo desde el punto medio de la superficie vestibular del primer molar superior hasta el punto medio de la corona del canino maxilar, utilizando un calibrador o dentímetro.(54)

#### **Los objetivos biomecánicos del CMA son los siguientes:**

- Producir un movimiento de rotación distal de los primeros molares superiores alrededor de sus raíces palatinas cuando sea necesario.
- Producir simultáneamente una fuerza uniforme para el movimiento de los molares.
- Mover independientemente cada segmento posterior, de canino a molar, como una unidad.
- Eliminar los cambios que se generan al usar alambre y, por lo tanto, las fuerzas colaterales distorsionantes que aparecen con cada activación del alambre en los métodos tradicionales.
- Minimizar las reacciones periodontales.
- La evidencia clínica del logro de estos objetivos será la aparición de diastemas interincisales y amplios espacios mesiales a los caninos(54)

#### **1.5.5 Elementos finitos:**

##### **1.5.5.1 ¿Que son los elementos finitos?**

Es una técnica numérica para obtener soluciones aproximadas a una amplia variedad de problemas de ingeniería donde las variables se relacionan mediante ecuaciones algebraicas, diferenciales e integrales. El concepto de

FEM se originó durante la década de 1940 con los avances en ingeniería aeronáutica. Se introdujo para estudiar las tensiones en estructuras complejas. La base matemática de este método se estableció durante las décadas de 1940 y 1950. FEM fue desarrollado por primera vez en 1943 por R. Courant; y consiste en un modelo informático de un material o diseño que se enfatiza y analiza para obtener resultados específicos. Se utiliza en el diseño de nuevos productos y en el refinamiento de productos existentes. (55).

Hay 3 métodos para resolver cualquier problema de ingeniería: método analítico, método numérico y método experimental. El FEM es un procedimiento numérico que se utiliza para analizar estructuras y consiste en un modelo informático de un material o diseño que se tensiona y analiza para obtener resultados específicos. FEM utiliza un sistema complejo de puntos (nodos) y elementos, que forman una cuadrícula llamada malla, Esta malla está programada para contener el material y las propiedades estructurales (módulo elástico, coeficiente de Poisson y límite elástico), que definen cómo reaccionará la estructura a determinadas condiciones de carga.(56)

El análisis con FEM puede ser aplicado a diferentes áreas de la ingeniería, su origen se da por la necesidad de resolver y analizar problemas estructurales y elásticos. A través del tiempo y los avances en la tecnología, este método se ha convertido en una poderosa herramienta en el campo.(57)

#### **1.5.5.2 Aplicaciones de los elementos finitos:**

El método de los elementos finitos se utiliza en prácticamente todas las disciplinas de la ingeniería. Las aplicaciones aeroespaciales, automotrices, biomédicas, geotécnicas, eléctricas, hidráulicas y de ingeniería nuclear se han convertido en objetos estándar para el análisis de elementos finitos.(55) Actualmente, FEM se utiliza en el área médica para evaluar el sistema musculoesquelético, los campos de remodelación y osificación, la

biomecánica del esqueleto, la morfología funcional y la antropología evolutiva.(58)

FEM hace posible evaluar detalladamente estructuras complejas en un computador mediante un modelo 3D de la estructura. Permite realizar cualquier tipo de cálculo requerido para un diseño.(57)

#### **1.5.5.3 Elementos finitos en odontología:**

El FEM en odontología se centró recientemente en la simulación de condiciones intraorales realistas, como la relación tensión-deformación en los tejidos periodontales y los fenómenos de contacto en los dientes, que difícilmente podrían resolverse con el modelo estático lineal.(55) Tiene aplicaciones en diversas especialidades; ya que permite evaluar el movimiento dentario en el área de ortodoncia, la acción de fuerzas ortopédicas sobre el complejo craneofacial y también la acción de cargas mecánicas sobre implantes, (58) esto nos permite comprender el diseño de los implantes dentales con respecto a la remodelación ósea(59), también se utiliza en el área de optimización del diseño de restauraciones dentales y para investigar la distribución de la tensión en dientes con preparación de cavidades.(56)

#### **1.5.5.4 Aplicaciones en ortodoncia:**

En ortodoncia el movimiento dental tiene lugar cuando se aplican sistemas de fuerza a los dientes, lo que da como resultado diferentes tipos de desplazamiento en el periodonto. La tensión en el ligamento periodontal inicia la reacción celular, que da como resultado la reabsorción y aposición del hueso alveolar y conduce al desplazamiento del diente. Varios estudios han descrito las reacciones de los dientes y sus tejidos de soporte cuando se cargan con una fuerza de ortodoncia. El método más avanzado y confiable para analizar la reacción de los dientes es el análisis de elementos finitos ya que al ser una forma numérica de análisis, permite identificar tensiones y desplazamientos.(60) Dado que el movimiento dentario en el tratamiento de ortodoncia se logra mediante la remodelación del hueso

alveolar, es importante poder analizar los cambios en el periodonto, que son desencadenados por diversas tensiones, al utilizar los elementos finitos, es posible mostrar dónde se generan estas tensiones.(59)

#### **1.5.5.5 Ventajas y limitaciones de los Elementos Finitos (FEM):**

Cuando se compara el modelado de elementos finitos con las pruebas de laboratorio, ofrece varias ventajas: Las variables se pueden cambiar fácilmente, la simulación se puede realizar sin necesidad de material humano y ofrece la máxima estandarización, ayudando a visualizar el punto de máxima tensión y desplazamiento. Cuando se realiza diseño con CAD / CAM (mecanizado asistido por computadora) ayuda a transferir los datos básicos con información avanzada y el ingeniero ejecuta el análisis después del mallado. Por lo tanto, el trabajo se completa en un período de tiempo más corto y también es rentable. FEM puede minimizar los requisitos de pruebas de laboratorio, pero sería un error asumir que reemplazará totalmente las pruebas. FEM proporciona soluciones más rápidas con una precisión lógica y razonable en una época en la que se prefiere soluciones más rápidas. FEM puede dar resultados con un grado razonable de precisión, pero este enfoque tiene ciertas limitaciones; como la incapacidad de simular con precisión la dinámica biológica del diente y su estructura de soporte. Por ejemplo, en las lesiones cervicales no cariosas, la estructura de la dentina sufre cambios a medida que se expone al medio oral. Es muy difícil desarrollar un modelo predictivo para la compleja estructura de la dentina terciaria, que se forma en respuesta a un estímulo, como el desgaste de los dientes.(56) Otra deficiencia de FEM es la ausencia de una validación experimental rigurosa. Entre sus limitaciones también se encuentra que basarse en un sistema de modelado, este es un paso crucial al realizar un estudio FEM. Para ello se requiere un operador experto. Además, se deben conocer las propiedades del material, la carga aplicada y la condición de contorno. Por lo tanto, los resultados deben evaluarse con mucho cuidado.(60)

#### **1.5.5.6 Módulo de Young y Coeficiente de Poisson:**

El módulo de Young es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza. Es uno de los métodos más extendidos para conocer la elasticidad de un material, puede definirse como el cociente entre la tensión aplicada a un material y la deformación elástica producida (es decir, que pueda recuperarse tras el cese de la carga).(61)

El coeficiente de Poisson es una cantidad adimensional, característica de cada material. Es un indicativo de la deformación de un trozo de material ante la aplicación de ciertos esfuerzos, cuando un trozo material que se somete a una tensión, o a una compresión, sufre una deformación, el cociente entre la deformación transversal y la deformación longitudinal es precisamente el coeficiente de Poisson.(62)

#### **1.5.5.7 Pasos en el procedimiento de solución de problemas con FEM:**

De acuerdo a Shrikar y Harshada,(57) los pasos para solución de problemas mediante FEM son:

##### **Discretización del problema:**

Resolver un problema en la vida real con estructuras continuas es muy difícil por lo que hay que discretizarlas para simplificar el análisis, que consiste en subdividir la estructura en partes infinitas con formas bidimensionales o tridimensionales que son los elementos unidos por puntos o nodos y evaluar cuales serían las fuerzas o tensiones a analizar y sobre que estructuras se van a observar.

**Imagen:** consta de dos procesos:

- **Reconstrucción tridimensional:** puede ser a expensas de diseños, cráneos, dientes extraídos o tomografías computarizadas; estas últimas son imágenes más completas y

exactas para realizar la reconstrucción tridimensional. En odontología se ha popularizado el uso de la tomografía de haz de cono (CBCT) como una excelente herramienta diagnóstica con menos costo y radiación que una tomografía computarizada de uso médico.

- **Tomografía de haz de cono:**
- El sistema de tomografía computarizada de haz cónico es una técnica de imagenología moderna que permite capturar y analizar la anatomía ósea o patologías en tres dimensiones. En la tomografía computarizada de haz cónico la proyección es ortogonal, lo que significa que los rayos X están paralelos los unos a los otros(63)
- **Características del Tomógrafo:**
- Los escáneres de tomografía computarizada de haz cónico utilizan un detector bi-dimensional que con una sola rotación genera una imagen entera de una región de interés. Los escáneres de tomografía computarizada de haz cónico están basados en una tomografía volumétrica, con un detector de área con tecnología bidimensional digital extendida, y un haz de rayos X tridimensional. La técnica de haz cónico involucra un escaneo simple de 360 grados en donde la fuente de rayos X y un detector recíproco de área se mueven alrededor de la cabeza del paciente.(63)

**Procesamiento de la imagen:** Consiste en la edición de la imagen tridimensional original por medio de programas de computador que la convierten de estructuras ásperas e irregulares a superficies más pulidas y suaves que permiten la manipulación adecuada en el software de FEM.

**Enmallado:** FEM usa un complejo sistema de puntos (nodos) y elementos los cuales conforman una rejilla llamada malla. El fundamento del FEM es realizar cálculos sobre un número limitado de puntos e interpolar los resultados a la

superficie o volumen estudiado. Cada estructura continua estudiada tiene un número infinito de grados de libertad y no es posible solucionar un problema en esta situación, por lo que FEM reduce los grados de libertad de infinito a un número finito con la ayuda de la discretización y el enmallado. Los grados de libertad caracterizan la forma como se ira a dislocar en el espacio. Este dislocamiento puede ser descrito en tres dimensiones espaciales (X, Y y Z) en el caso de los modelos tridimensionales, o dos direcciones en el caso de modelos bidimensionales (X y Y). La dirección y el sentido de las coordenadas son determinados por el investigador. Por lo tanto, se puede definir por ejemplo el eje X correspondiente a las alteraciones en el plano coronal (antero-posteriores) y Y referente a los cambios en el plano sagital medio (transversales) y Z en el plano axial (verticales). Estos serán los ejes utilizados para la evaluación de los resultados. Los modelos tridimensionales poseen ventajas sobre los bidimensionales ya que en los primeros es posible analizar correctamente las estructuras dento-maxilo-faciales.

**Propiedades del modelo experimental:** El próximo paso es la determinación de las propiedades físicas y mecánicas de cada estructura componente del modelo. Esta etapa es muy importante para obtener fidelidad de los resultados, debido a que las características de cada componente del modelo influenciaron el comportamiento de las respuestas a las aplicaciones de las fuerzas.

Una característica de fundamental importancia es el comportamiento de los materiales frente a una deformación. En estas situaciones diversos fenómenos pueden ocurrir: fenómenos elásticos no-lineales (después de una deformación ocurre un retorno a la condición de origen sin seguir un patrón), fenómenos plásticos (la deformación ocurre sin retorno a la condición de origen), fenómenos elástico-plásticos (parte de la deformación posee comportamiento elástico y parte comportamiento plástico), fenómenos viscoelásticos (ocurre deformación y el retorno al origen es considerado dependiente del tiempo) y los fenómenos viscoplásticos (ocurre deformación sin retorno a la situación de origen y depende del tiempo). El movimiento dentario encaja en los fenómenos visco plásticos, ósea que es dependiente del tiempo y después de retirar la fuerza este no regresa

completamente a su posición de origen. Los estudios que incluyen las propiedades visco plásticas y viscoelásticas que consideran el factor tiempo son los ideales (principalmente en el ligamento periodontal), pero su aplicación está limitada por el poco conocimiento de estas características en las diferentes estructuras por lo que la mayoría de los estudios utiliza modelos linealmente elásticos en su análisis. En este sistema las deformaciones son directamente proporcionales a las fuerzas aplicadas. La utilización de estos modelos solo permite la evaluación del desplazamiento inicial de los dientes (antes de ocurrir los fenómenos celulares llevando a una remodelación ósea) que corresponde a la tendencia del movimiento sin considerar el factor tiempo.

Adicionalmente a estas propiedades de elasticidad los materiales pueden ser considerados como isotrópicos, anisotrópicos u ortotrópicos. Un material isotrópico significa que todas las propiedades mecánicas son las mismas en todas las direcciones en un mismo punto del elemento estructural. En un material ortotrópico las propiedades mecánicas son las mismas en dos direcciones y diferentes en una tercera, mientras que en un material anisotrópico las propiedades difieren en todas las direcciones.

También se determina el coeficiente de Poisson y el Módulo de Young (elasticidad) de las estructuras. El coeficiente de Poisson se refiere al valor absoluto de la relación entre las deformaciones transversales y longitudinales en un eje de tracción axial, y el módulo de Young representa la inclinación de la porción lineal del diagrama tensión/deformación del material. La tabla 1 ilustra las propiedades de las principales estructuras a usar en este trabajo. (15)

Dependiendo del objetivo de la investigación no siempre es necesario separar todas las estructuras en un modelo experimental. En cuanto más estructuras sean modeladas más precisos serán los resultados, pero la obtención del modelo es más difícil y el análisis de resultados es más complejo. Entretanto basados en el tipo de análisis a ser elaborado se pueden utilizar modelos más simplificados y obtener los mismos resultados cualitativos. Por lo tanto, este modelado deberá ser evaluado cuidadosamente con el fin de simplificar el modelo de acuerdo con las necesidades reales y sin comprometer los resultados.

- **Condiciones de límites:** Es la aplicación de fuerzas y coacciones. Existen diferentes formas de aplicación de fuerzas y momentos como, carga concentrada, fuerza linear, carga distribuida, momentos de flexión y torque. Después de fijar los límites, el software es aplicado para determinadas tensiones y deformaciones usando análisis estáticos lineales y no lineales.
- **Tipo de soluciones:** El análisis es realizado evaluando las tensiones sobre las estructuras o materiales durante la función en la cavidad oral por medio de la aplicación de las propiedades físicas de los diferentes materiales como son el módulo de Young o módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson. Con estos datos se realiza el análisis de la distribución de tensión en los ejes X, Y y Z y el criterio de tensiones de von Mises.(64)
- **Análisis de los resultados:** El comportamiento de cada uno de los elementos es descrito por funciones algebraicas en las que los hallazgos representaran la distribución de las tensiones y deformaciones del modelo. Los principales softwares utilizados en esta etapa son Pastran y Nastran y el Cosmos.  
  
La visualización de los resultados es hecha por una escala de colores en que cada tonalidad corresponde a una cantidad de desplazamiento o tensión generada en las estructuras. De esta forma se puede detectar como ocurre un desplazamiento de la estructura estudiada o tipo de movimiento realizado por este, cual región se desplazó en mayor magnitud o como las tensiones se distribuirían en las estructuras analizadas en las tres dimensiones del espacio en un modelo tridimensional (X, Y, Z). Otro tipo de análisis de las tensiones es el llamado de von Mises, que representa la media de las tensiones en todas las direcciones. Los resultados de esta situación permiten la localización de los puntos de mayor tensión.(15)

#### **1.5.5.8 Análisis Lineal y No lineal:**

La mayoría de las aplicaciones de FEM utilizadas al principio se limitaban

al análisis lineal. Este análisis lineal, proporciona una aproximación aceptable de las características reales de la mayoría de los problemas que encuentran. No obstante, cuando surgen problemas más desafiantes, es necesario el enfoque no lineal.(65)

- **Análisis lineal:**

Los modelos lineales estáticos se han empleado ampliamente. Los análisis lineales son válidos si la estructura presenta una relación lineal tensión-deformación hasta un nivel de tensión conocido como el límite proporcional. Sin embargo, la validez de un análisis estático lineal puede ser cuestionable cuando el objetivo del estudio es explorar más situaciones realistas que suelen encontrarse en el entorno intraoral. Las situaciones realistas darán lugar a no linealidades.(66)

- **Análisis no lineal:**

El análisis no lineal se ha convertido en un método cada vez más poderoso por la capacidad de predecir el estrés y la deformación dentro de las estructuras en una situación realista, que no puede resolverse mediante un análisis lineal.(66)

#### **1.5.5.9 Limitaciones de estudios mediante FEM:**

A pesar de todas las ventajas que genera este método de estudio se debe tener en cuenta que la precisión de los resultados tiene límites de tolerancia que se deben tener en cuenta como en todo modelo matemático. Oliveira,(67) comenta que los factores que pueden conducir a imprecisiones de los resultados son: 1) la variabilidad inherente a los procesos biomecánicos como por ejemplo la variabilidad del tamaño o la forma del objeto de investigación o de las características mecánicas de los materiales 2) simplificaciones para la adopción de un determinado modelo matemático 3) la división de las estructuras complejas en varias formas geométricas llevando a la pérdida de algunos detalles. Adicionalmente puede haber omisión o malinterpretación de aspectos importantes del comportamiento físico del material, errores del programa de computador no chequeados

debidamente, utilización de programas inapropiados o de información incorrecta, obtención de una malla muy simplificada y uso de un elemento inadecuado.

#### **1.5.5.10 Análisis de elementos finitos en correctores de Clase II:**

La respuesta biomecánica a las fuerzas ortopédicas es compleja. El uso del método de elementos finitos permite un análisis de los efectos de la biomecánica de diferentes modalidades de tratamiento, dando la posibilidad de evaluar el desplazamiento, tensión y estrés.(18)

En la literatura científica se encuentran varios estudios de los efectos de algunos correctores de clase II mediante FEM, sin embargo solo se encontró un estudio sobre el análisis de la distribución de la tensión sobre la mandíbula con el Forsus FRD realizado por el Doctor Chai y colaboradores,(68) en el cual se modeló una mandíbula a partir de una tomografía de un paciente en crecimiento, Clase II por retrusión mandibular tratado con aparatología fija para alineación y nivelación y la consecuente utilización del Forsus FRD. Se construyó un modelo tridimensional de elementos finitos y se analizó la distribución de la tensión en la mandíbula después del avance con el Forsus FRD a 1 segundo, 15 segundos y 300 segundos.

Chaudhry y colaboradores,(18) evaluaron los patrones en que se distribuye el estrés en diferentes zonas de la mandíbula al utilizar Forsus FRD mediante FEM, seleccionaron a una paciente de 15 años la cual presentaba maloclusión Clase II División 1, de la cual tomaron como modelo para la construcción del modelo de elementos finitos, mediante un scan CBCT de dientes y mandíbula. Se evidenciaron cambios en términos de estrés de von Mises y estrés principal. Se concluyó que con el Forsus FRD el estrés de von Mises y el estrés principal aumentaba más en dientes que en la mandíbula en las etapas de descanso, además el estrés de von Mises aumentó hasta tres veces más en la cortical y más de dos en el cóndilo. El estrés principal aumentó más de dos veces en la cortical y más de 3 veces en el cóndilo.

Gurbanov y colaboradores,(69) evaluaron los efectos de los elásticos intermaxilares utilizados en el tratamiento ortodóntico, sobre la articulación temporomandibular normal y con desplazamiento del disco anterior. Utilizaron diferentes modelos de elásticos de Clase II y Clase III recreados mediante FEM y una tomografía computarizada de 2 pacientes. Se concluyó que el estrés aumenta en la articulación temporomandibular durante el uso de elásticos intermaxilares durante el tratamiento de ortodoncia, específicamente al utilizar elásticos de Clase II. Existen áreas de tensión y compresión en la ATM, en el cóndilo y en el disco.

En el estudio de Kawamura y col,(70) mediante FEM simulan el movimiento dental que se produce por la deformación elástica del ligamento periodontal, en la mesialización de los dientes mandibulares en pacientes con maloclusión Clase II y sus variaciones. En este estudio concluyen que es necesaria una selección prudente de la mecánica a utilizar al corregir una maloclusión de Clase II, ya que dependiendo de la fuerza y la biomecánica se obtendrá el movimiento adecuado para la mesialización de los dientes mandibulares. También se llegó a la conclusión que el plano oclusal rotará dependiendo de la angulación de la fuerza y el respectivo centro de resistencia de toda la dentición. La rotación del plano oclusal en sentido de las manecillas del reloj ocurre a una fuerza de angulación de  $-30^{\circ}$ .

Con respecto a el CMA la evidencia científica es escasa y estudios con métodos de elementos finitos no existen en la actualidad, en el estudio de Kim-Berman y colaboradores,(28) determinan el efecto que se produce en pacientes con maloclusión Clase II por el CMA, con el fin de generar literatura ya que en la actualidad no se encuentran estudios que investiguen los efectos dentoalveolares y esqueléticos de este aditamento en particular. Concluyeron que los efectos principales son de naturaleza dentoalveolar, con cambios en la relación molar, en el overbite y overjet, además se obtuvo proinclinación de los incisivos inferiores. En cuanto a los cambios esqueléticos se encontró un aumento en la altura facial del tercio inferior de

la cara, también se encontró restricción en el movimiento anterior maxilar del punto A.

#### **1.5.5.11 Construcción del modelo 3D**

Björn y colaboradores,(71) modelaron la cabeza del paciente mediante una tomografía computarizada, luego para crear un modelo FEM generaron un modelo geométrico tridimensional del cráneo y la dentición del paciente. Esto se logró mediante la segmentación de la tomografía y luego creando un modelo estereolitográfico mediante el software Mimics. Este modelo sirve como andamiaje para el enmallado del FEM. El enmallado se crea a partir de la combinación del modelo geométrico del modelo estereográfico y el diseño computarizado, dando, así como resultado un modelo FEM el cual contiene los dientes, el cráneo y el expansor a estudiar con sus aditamentos.

### **1.6 OBJETIVOS**

#### **1.6.1 GENERAL**

Evaluar mediante un análisis de elementos finitos, los efectos a nivel del hueso cortical, hueso trabecular, PDL y dentario que se generan cuando se tratan pacientes con maloclusión Clase II con el sistema Forsus, los elásticos Clase II y el Carriere Motion Appliance.

#### **1.6.2. ESPECÍFICOS**

- Evaluar la distribución de la esfuerzo y deformación total sobre el hueso cortical, el hueso trabecular, el PDL y los dientes, en pacientes Clase II manejados con Elásticos Clase II, Forsus y Carrier Motion Appliance.
- Comparar la distribución del esfuerzo y la deformación total sobre el hueso cortical, el hueso trabecular, el PDL y los dientes, causados por el Forsus, los elásticos de Clase II y el Carrier Motion Appliance por medio de FEM.

- Caracterizar los efectos del esfuerzo y la deformación total sobre los incisivos superiores, incisivos inferiores, molares superiores y molares inferiores producidos por los elásticos de Clase II, Forsus y Carrier Motion Appliance por medio de FEM.

## **2. ASPECTOS METODOLÓGICOS**

### **2.1 TIPO DE ESTUDIO**

Estudio de tipo descriptivo

### **2.2 OBJETO DE ESTUDIO**

3 modelos Maxilo mandibulares (elásticos intermaxilares, Forsus y Carriere Motion Appliance) de un paciente Clase II división 1.

### **2.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN**

**Variables dependientes:** Cambios dentales observados por medio de FEM con distribución de esfuerzos y la deformación total.

- Efectos sobre incisivos superiores
- Efectos sobre incisivos inferiores
- Efectos sobre molares superiores
- Efectos sobre molares inferiores

#### **Variables independientes**

- Modelo de una paciente Clase II, división 1 tratada con elásticos intermaxilares.
- Modelo de una paciente Clase II, división 1 tratada con Forsus.
- Modelo de una paciente Clase II, división 1 tratada con el Carrier Motion Appliance.

### **2.4 POBLACIÓN OBJETO DE ESTUDIO**

Pacientes con maloclusión Clase II.

### **2.5 CRITERIOS DE SELECCIÓN**

- Paciente Clase II división 1.
- Entre 12 -25 años.
- Dentición completa de 7-7.
- Overjet positivo de 4-6mm
- Inclinación de los incisivos inferiores (IMPA) 85-95°.
- Sin apiñamiento o apiñamiento inferior leve superior e inferior.

## **2.6 PROCEDIMIENTO**

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:

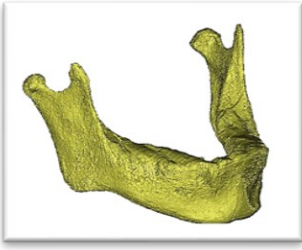
### **1. Imágenes**

#### **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 7:** Modelo sólido mandibular

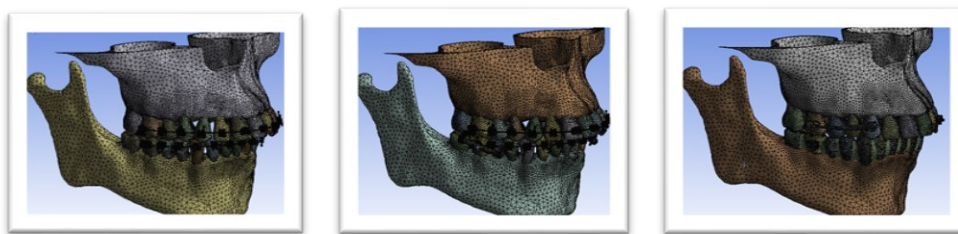
**Modelos de Estructuras No Anatómicas:** En este paso, los elementos mecánicos de los tres aparatos: Elásticos de Clase II, Forsus FRD (modelo de pasador Forsus FRD L, 3M Unitek, Monrovia, California), el dispositivo Carriere Motion de Clase II (CMA, Henry Schein Orthodontics, Melville, NY) fueron modelados 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 0,19X025 pulgadas también fueron modelados. Para el CMA también se modeló una placa de acetato de 0,060" (Leone Spa, Sesto Fiorentino, Florencia, Italia)(72) 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-Rivlin como en estudios previos,(73,74) 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,(56,77–79) 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 8:** 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(77)	20.300	0,30	Tetraedro	Elástico homogéneo isotrópico
Esmalte (60)	84.120	0,33	Tetraedro	Elástico homogéneo isotrópico
Dentina (60)	18.600	0,31	Tetraedro	Elástico homogéneo isotrópico
Cemento(77)	18.600	0,31	Tetraedro	Elástico homogéneo isotrópico
Ligamento periodontal(77)	69.000	0,45	Tetraedro	Viscoelástica no lineal
Hueso(77)	140.000	0,30	Tetraedro	Elástico homogéneo isotrópico
Hueso esponjoso(77)	13.700	0,38	Tetraedro	Elástico homogéneo isotrópico
Hueso cortical(77)	34.000	0,26	Tetraedro	Elástico homogéneo isotrópico
alineador transparente(78)	1000	0,40	Cubierta	Elástico homogéneo isotrópico
Acero inoxidable(79)	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.(80)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.(80)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.

### **3. 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>	Zona cervical	Área cervical	Área cervical

Lugar de valor máximo	distal del canino superior	palatina del segundo premolar superior	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>	Área cervical	Área cervical	Centro bucal del	Centro palatino	Área apical	Centro palatino

Lugar de valor máximo	distal del canino superior	Disto palatina del canino superior	área cervical del primer molar superior	del área cervical del primer molar superior	bucal del canino superior	del área cervical del primer premolar superior
Valor máximo	0,78584	0,03584 3	0,13943	0,012317	0,13745	0,03963 3
Valor mínimo	- 0,05555 3	-1,0322	- 0,01760 1	- 0,096899	- 0,03454 9	-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	0,05398 4	0,03188 7	0,002025 1	0,03329 7	0,00127 38
Valor mínimo	- 0,07916 2	- 0,41059	- 0,00250 8	- 0,025914	- 0,00482 21	- 0,04142 7
PDL 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	0,00601 56	9,286e- 5	0,00352 53	0,000130 54	0,00204 8	0,00013 952
Valor mínimo	- 0,00010 851	- 0,00613 79	- 0,00020 814	- 0,003094 2	- 0,00012 215	- 0,00135 83
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	0,05315 7
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 principal</b>	<b>Esfuerzo principal mínimo</b>	<b>Esfuerzo principal</b>	<b>Esfuerzo principal</b>	<b>Esfuerzo principal máximo</b>	<b>Esfuerzo principal mínimo</b>

	<b>al máximo</b>		<b>al máximo</b>	<b>al 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	0,0097323	0,17516	0,027626
Valor mínimo	-0,006024	-0,085963	-0,0028291	-0,081262	-0,015373	-0,091316
<b>Hueso trabecular</b> Lugar de valor máximo	Área cervical distal de la raíz distal del primer molar inferior	Área cervical lingual de la raíz distal del primer molar inferior	Área cervical mesial del primer premolar inferior	Disto Área cervical palatina del primer molar inferior	Área cervical bucal mesial del primer molar inferior	Área cervical bucal mesial del primer 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 ditobucal 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

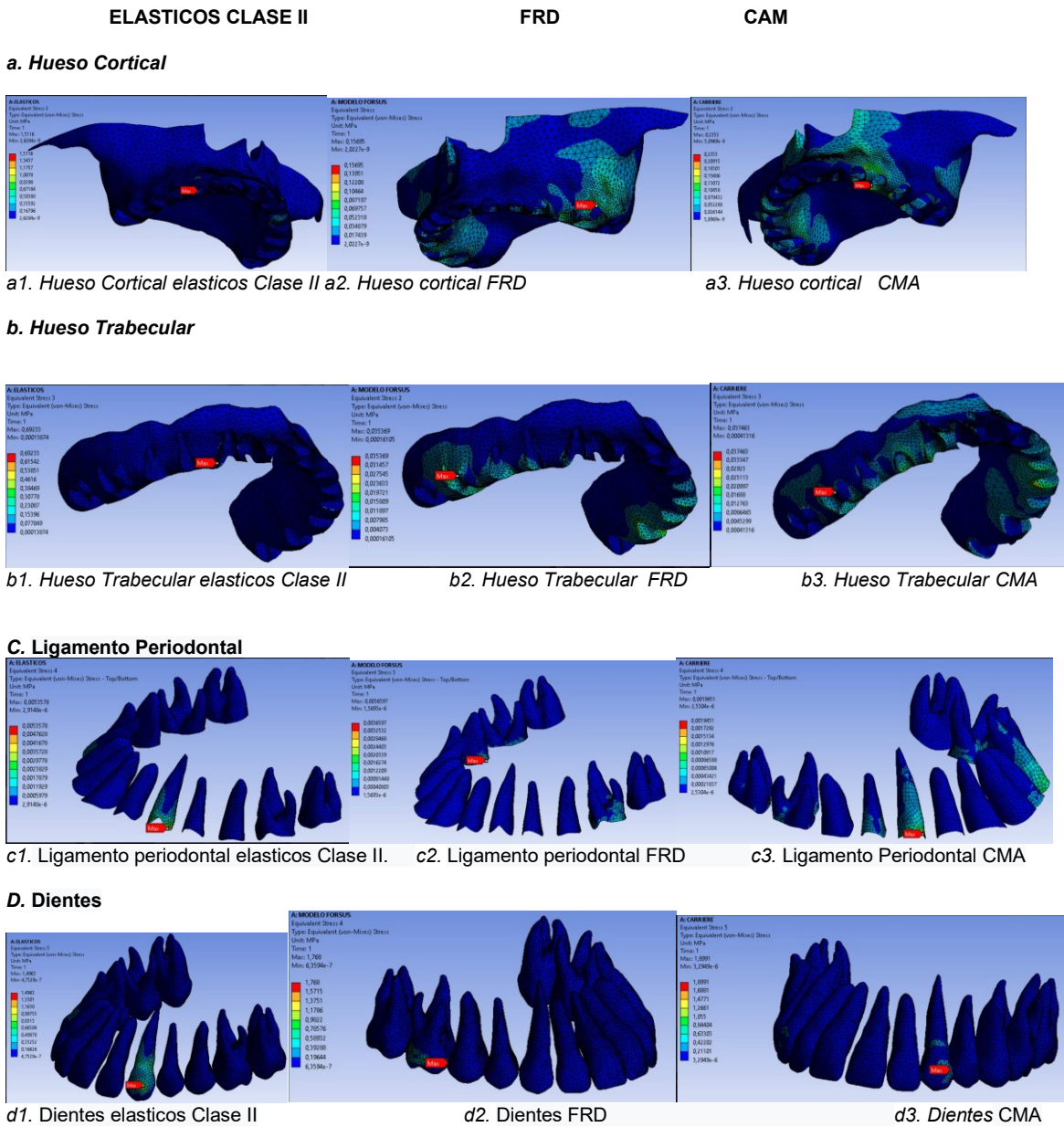
<b>Modelos FEM</b>			
	<b>Elásticos clase II</b>	<b>FRD</b>	<b>CAM</b>
<b># Nodos</b>	1.207.182	1.280.801	933.279
<b>#Elementos</b>	748.983	771.350	5.99.868
<b>ESTRUCTURAS</b>			
<b>Hueso cortical</b> Lugar de valor máximo	Área cervical bucal del canino superior	Área cervical mesialbucal del primer molar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

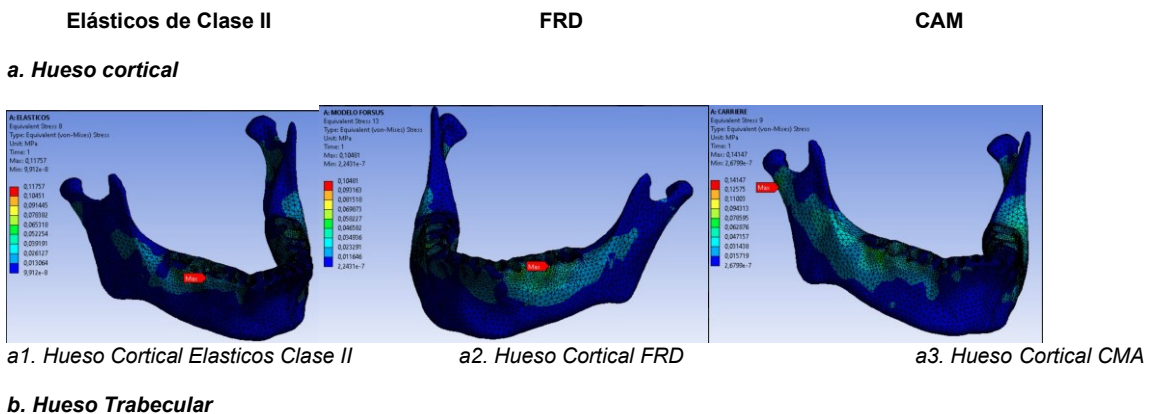
<b>Modelos FEM</b>			
	<b>Elásticos clase II</b>	<b>FRD</b>	<b>LEVA</b>
<b># Nodos</b>	1.207.182	1.280.801	933.279
<b>#Elementos</b>	748.983	771.350	5.99.868
<b>ESTRUCTURAS</b>			
<b>Hueso cortical</b> Lugar de valor máximo	Zona vestibular distal del segundo molar inferior	Área cervical distovestibular 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
<b>Dientes</b> 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

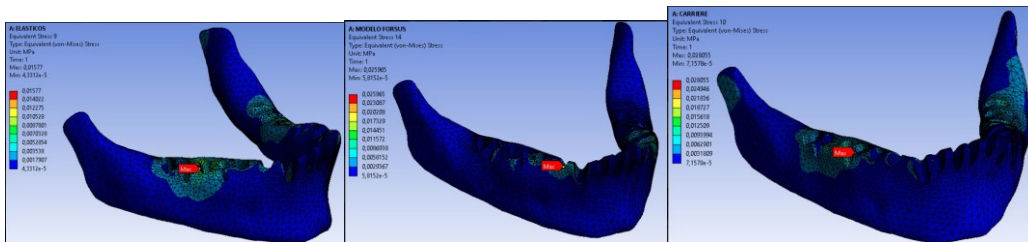
Valor máximo	0,00016886	0,00043169	0,00051005
Valor mínimo	6,3767e-5	3,2813e-5	0,0001214

**Figura 9.** Efectos comparativos del esfuerzo de Von Misses entre los modelos FEM de los 3 aparatos en el maxilar.



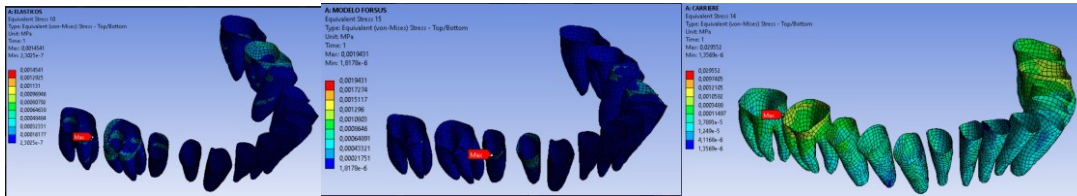
**Figura 10.** Efectos comparativos del esfuerzo de Von Misses entre los modelos FEM de los 3 aparatos en la mandíbula





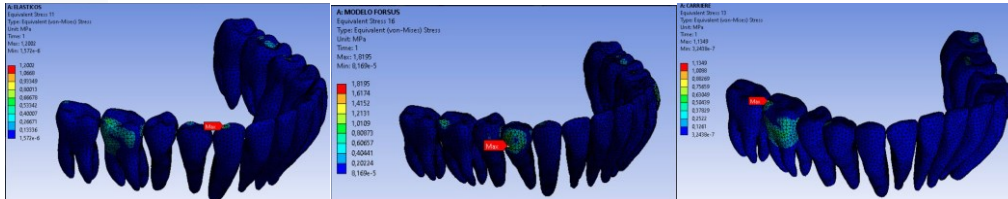
b1. Hueso Trabecular elasticos Clase II . B2. Hueso Trabecular FRD b3. Hueso Trabecular CMA

**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

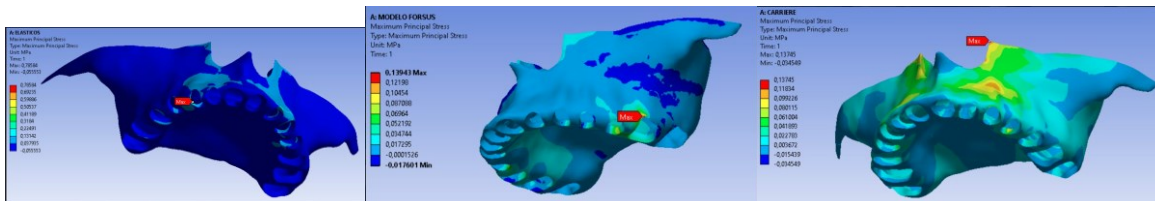
**Figura 11. Efectos comparativos del esfuerzo Principal máximo entre los modelos FEM de los 3 aparatos en el maxilar**

**Elásticos Clase II**

**FRD**

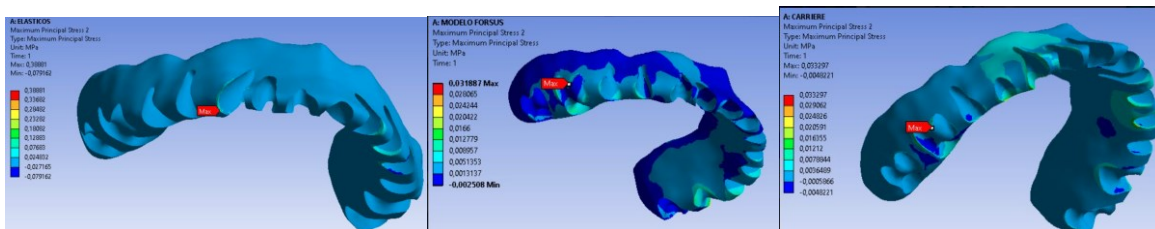
**CAM**

**a. Hueso Cortical**



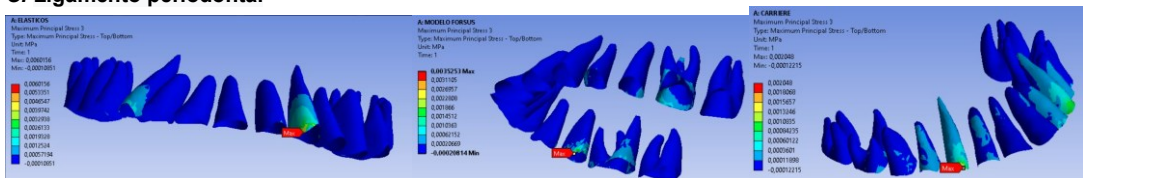
a1. Hueso Cortical Elasticos Clase II a2.Hueso Cortical FRD a3. Hueso Cortical CMA

**b. Hueso Trabecular**



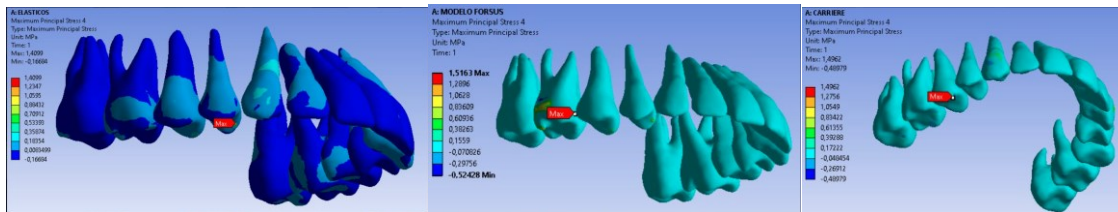
b1. Hueso Trabecular Elasticos Clase II B2. Hueso trabecular FRD b3. Hueso Trabecular CMA

**C. Ligamento periodontal**



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

**D. Dientes**



D1. Dientes Elásticos Clase II

d2. Dientes FRD

d3. Dientes CMA

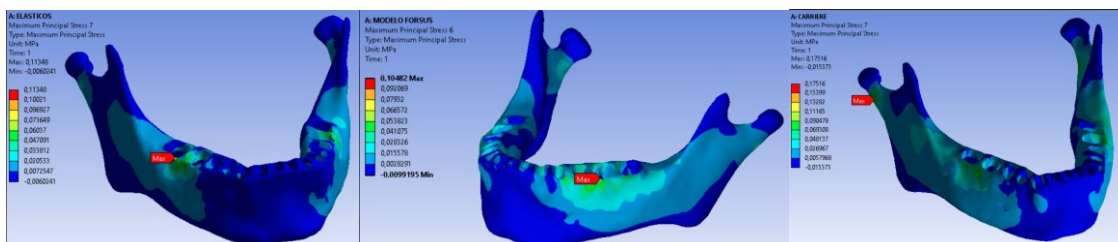
**Figura 12** Efectos comparativos del esfuerzo Principal máximo entre los modelos FEM de los 3 aparatos en la mandíbula

**Elásticos Clase II**

**FRD**

**CAM**

**a. Hueso Cortical**

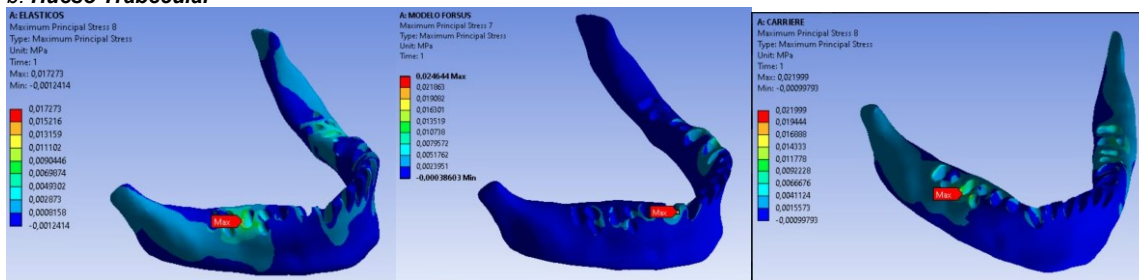


a1. Hueso Cortical Elásticos Clase II

a2. Hueso cortical FRD

a3. Hueso Cortical CMA

**b. Hueso Trabecular**

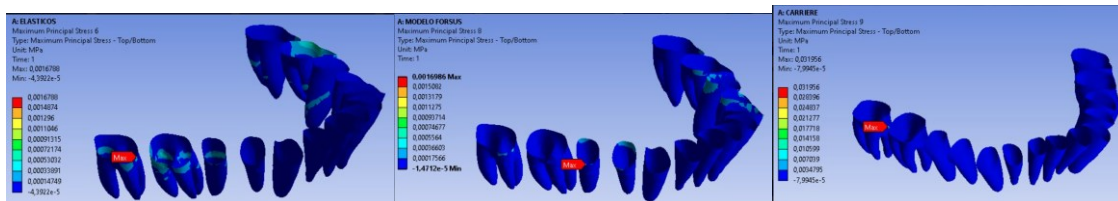


b1. Hueso Trabecular Elásticos Clase II

B2. Hueso Trabecular FRD

b3. Hueso Trabecular CMA

**C. Ligamento Periodontal**

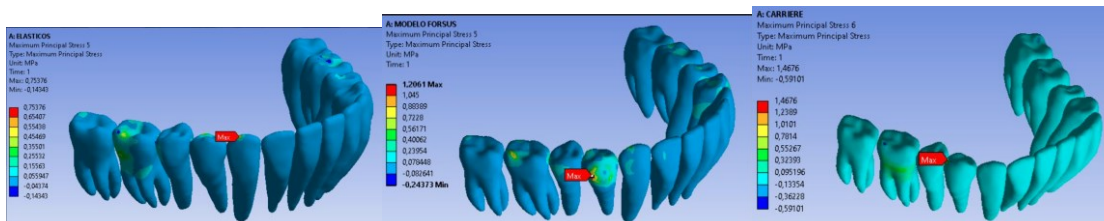


c1. Ligamento Periodontal Elásticos Clase II

c2. Ligamento periodontal FRD

c3. Ligamento periodontal CMA

**D. Dientes**



d1. Dientes Elásticos Clase II

d2. Dientes FRD

d3. Dientes CMA

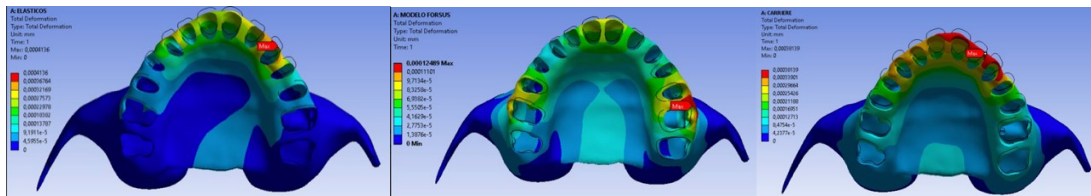
**Figura 13** Efectos comparativos de la deformación total entre los modelos FEM de los 3 aparatos en el maxilar escala de  $2.2 \times 10^4$

Elasticos Clase II

Forsus FRD

CAM

**a. Hueso Cortical**

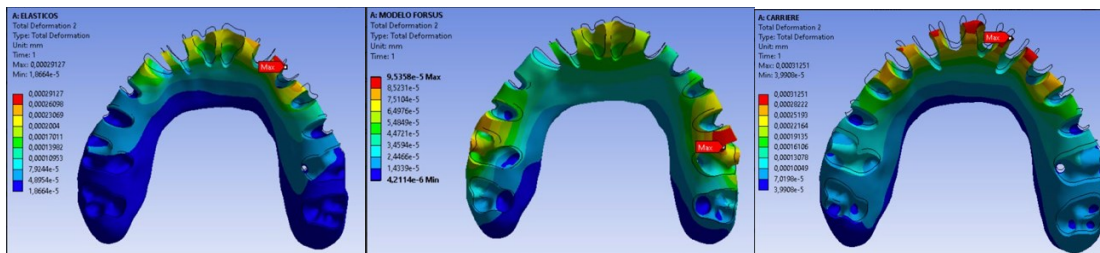


a1. Hueso cortical Elasticos Clase II

a2. Hueso Cortical FRD

a3. Hueso Cortical CMA

**b. Trabecular bone**

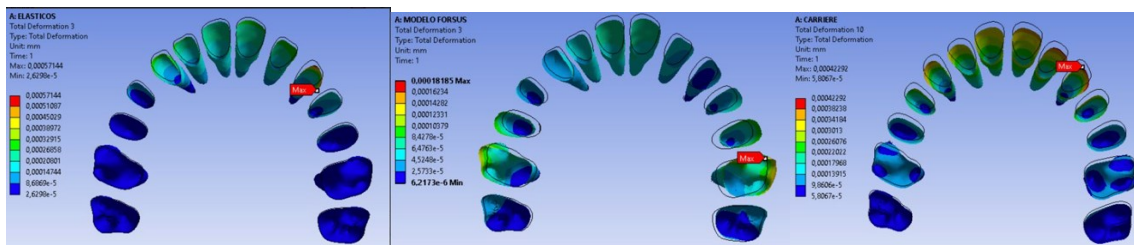


b1. Hueso Trabecular Elasticos Clase II .

B2. Hueso Trabecular FRD

b3.Hueso Trabecular CMA

**C. Ligamento periodontal**

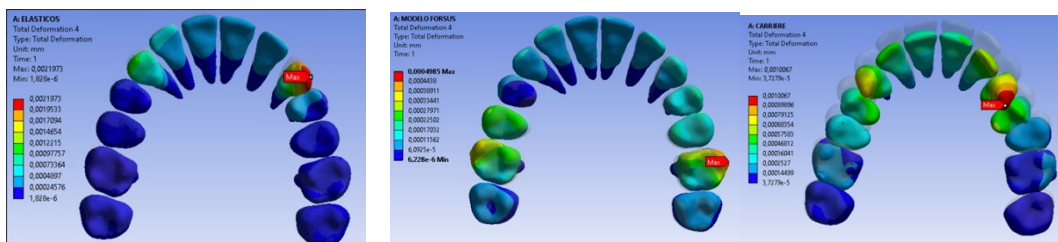


c1. Ligamento periodontal Elasticos Clase II

c2. Ligamento Periodontal FRD

c3. Ligamento Periodontal CMA

**D. Dientes**



d1. Dientes Elasticos Clase II

d2. Dientes FRD

d3. Dientes

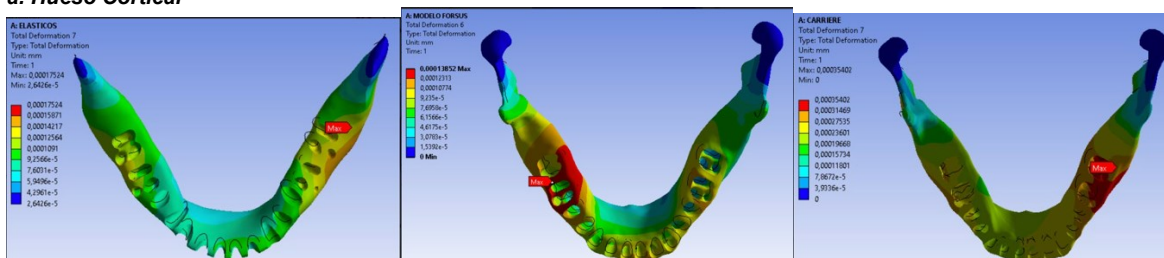
**Figura 14** Efectos comparativos de la deformación total entre los modelos FEM de los 3 aparatos en la mandíbula escala de  $2.2 \times 10^4$

Elasticos Clase II

Forsus FRD

CAM

**a. Hueso Cortical**

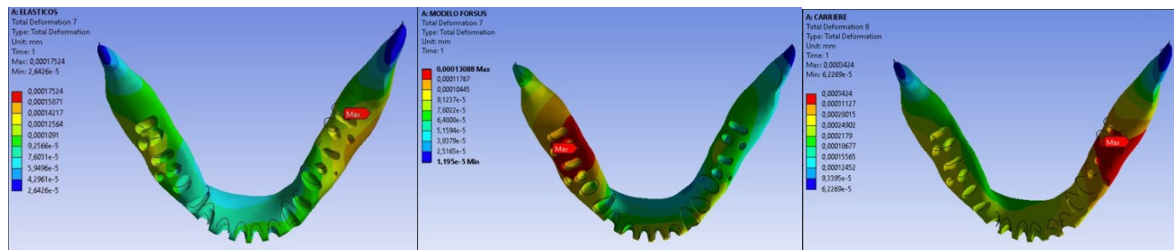


a1. Hueso Cortical Elasticos Clase II

a2. Hueso Cortica FRD

a3. Hueso Cortical CMA

**b. Hueso Trabecular**

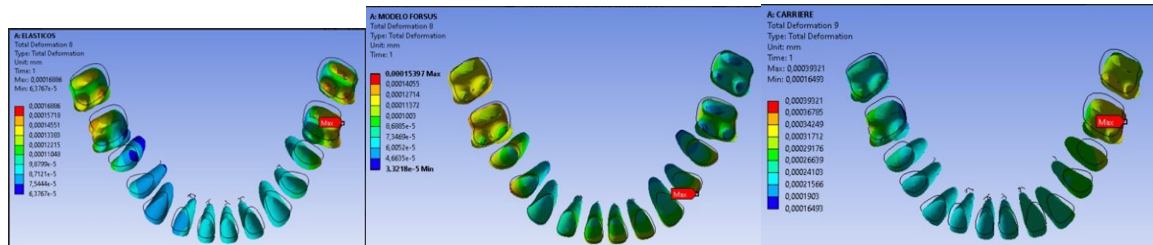


b1. Hueso Trabecular Elasticos Clase II.

b2. Hueso Trabecular FRD

b3. Hueso Trabecular CMA

**C. Ligamento periodontal**

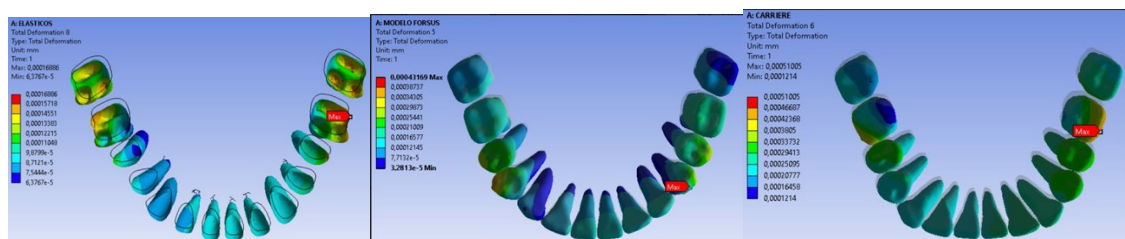


c1. Ligamento Periodontal Elasticos Clase II.

c2. Ligamento Periodontal FRD

c3. Ligamento Periodontal CMA

**D. Dientes**

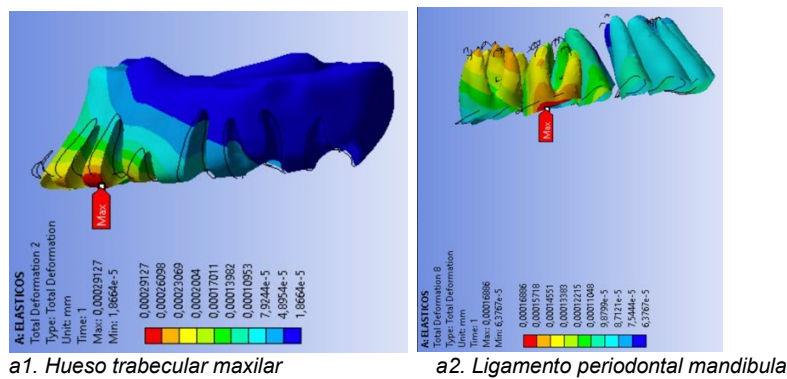


d1. Dientes Elásticos Clase II.

d2. Dientes FRD

d3. Dientes CMA

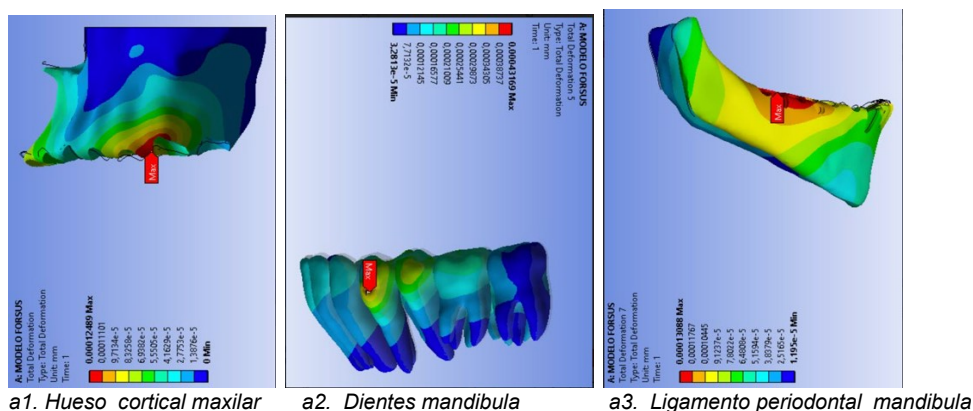
**Figura 15** Efectos verticales de la deformación total en los elásticos Clase II escala de  $2.2 \times 10^4$



a1. Hueso trabecular maxilar

a2. Ligamento periodontal mandibula

**Figura 16** Efectos verticales de la deformación total en el modelo FDR escala de  $2.2 \times 10^4$



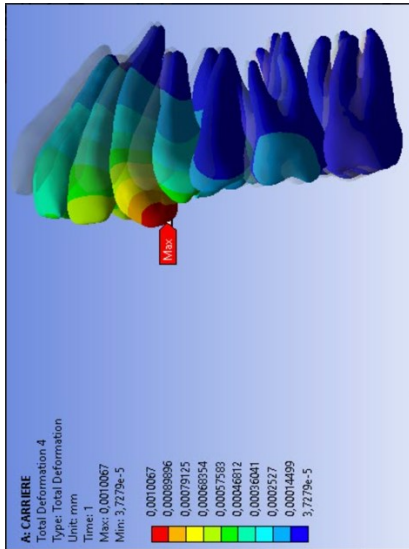
a1. Hueso cortical maxilar

a2. Dientes mandibula

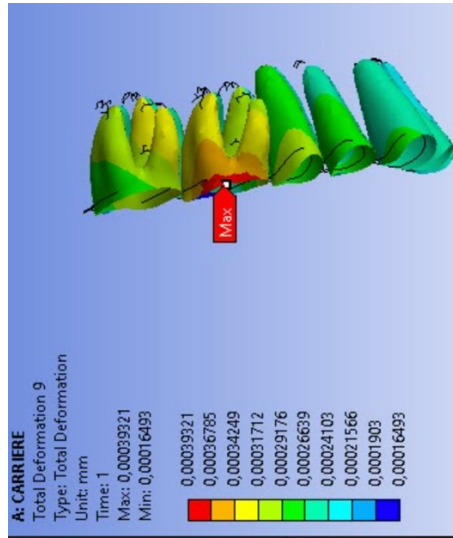
a3. Ligamento periodontal mandibula

**Figura 17** Efectos verticales de la deformación total en el modelo CAM escala de

2.2 X 10<sup>4</sup>



a1. Dientes maxilar



a2. Ligamento periodontal mandibula

#### 4.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,(16) 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,(81,82)han demostrado que los esfuerzos de compresión y tracción de las fuerzas ortodoncias son factores esenciales para la remodelación del hueso, 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 ortodóncicos.(83)

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.(84) 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.(18) 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. Chang y col.(85) 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.(86) 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.(87) 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.(88)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.(86) 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.(87) 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,(18,84,88) fueron consistentes con nuestros hallazgos. Kumar y col.(89)

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.(84,90) 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.

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,(9,11,91) han comparado los efectos dentoalveolares de los correctores de Clase II simulados en nuestro estudio. Jones y col.(92) 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.(91) en los pacientes Clase II subdivisión 1, 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.(11) 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.(93,94)

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,(56,95) 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.(16,96)

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

## **5. 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.

## **6. RECOMENDACIONES**

Para futuros estudios se recomienda tener en cuenta la inclusión de estructuras anatómicas como músculos, ligamentos y articulación temporomandibular, los cuales también direccionan y limitan y/o potencian las biomecánicas de cada uno de los aditamentos para la corrección de la maloclusión Clase II.

## 7.REFERENCIAS

1. Bishara SE. Class II malocclusions: Diagnostic and clinical considerations with and without treatment. *Semin Orthod*. 2006;12(1):11–24.
2. 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*. 2001 Apr;23(2):153-67.
3. Proffit WR, Fields HW Jr, 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*. 1998;13(2):97-106.
4. Sánchez Uribe LA, Upegui Zea JC, Urrea Guarín AM, Galeano Maldonado I, Vivares Builes A. Comparación del movimiento del canino y molar superior utilizando elásticos de clase II con y sin Sliding Jig: un ensayo clínico aleatorizado. *Revista Nacional de Odontología*. 2019;15(29):1–18.
5. Uzel A, Uzel I, Toroglu MS. Two different applications of Class II elastics with nonextraction segmental techniques. *Angle Orthod*. 2007 Jul;77(4):694-700.
6. Janson G, Sathler R, Fernandes TM, Branco NC, Freitas MR. Correction of Class II malocclusion with Class II elastics: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013 Mar;143(3):383-92.
7. Cacciatore G, Alvetro L, Defraia E, Ghislanzoni LT, Franchi L. 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.
8. Franchi L, Alvetro L, Giuntini V, Masucci C, Defraia E, Baccetti T. Effectiveness of comprehensive fixed appliance treatment used with the Forsus Fatigue Resistant Device in Class II patients. *Angle Orthod*. 2011 Jul;81(4):678-83.
9. 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*. 2008 Mar;78(2):332-8.
10. Carrière L. A new Class II distalizer. *J Clin Orthod*. 2004 Apr;38(4):224-31.
11. 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 Jun 18;20(1):24.
12. Schmid-Herrmann CU, Delfs J, Mahaini L, Schumacher E, Hirsch C, Koehne T, Kahl-Nieke B. Retrospective investigation of the 3D effects of the Carriere Motion 3D appliance using model and cephalometric superimposition. *Clin Oral Investig*. 2022 Nov 10. doi: 10.1007/s00784-022-04768-4. Epub ahead of print. PMID: 36355224.
13. McNamara JA, Franchi L, McClatchey LM, Kowalski SE, Cheeseman CC. Evaluation of adolescent and adult patients treated with the Carriere Motion Class III appliance followed by fixed appliances. *Angle Orthod*. 2021 Mar 1;91(2):149-156. doi: 10.2319/073120-669.1. PMID: 33434285; PMCID: PMC8028477.
14. 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*. 2021 Sep;19(3):353-364. doi: 10.1016/j.ortho.2021.05.005. Epub 2021 Jun 12. PMID: 34127400.
15. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*. 2006 Apr;11(2):35–43.
16. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res*. 2005 May;84(5):428-33.
17. Dermaut LR, Beerden L. The effects of class II elastic force on a dry skull measured by holographic interferometry. *Am J Orthod*. 1981 Mar;79(3):296-304.
18. 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015 Feb;147(2):226-34. doi: 10.1016/j.ajodo.2014.09.020. PMID: 25636557.
19. Stahl F, Baccetti T, Franchi L, McNamara JA Jr. Longitudinal growth changes in untreated subjects with Class II Division 1 malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 Jul;134(1):125-37.
  20. Stahl F, Baccetti T, Franchi L, McNamara JA. Longitudinal growth changes in untreated subjects with Class II Division 1 malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2008;134(1):125–37.
  21. Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Oct;136(4):518-28.
  22. Viecilli RF. Stress, Strain, and the Biologic Response. *The Biomechanical Foundation of Clinical Orthodontics.* 2015;209–26.
  23. Guede D, & Jr, C. (2013). Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos. In *REVISIONES / Rev Osteoporosis Metab Miner* (Vol. 1).
  24. Ram S. Force Elements Used in Orthodontic. 2020;27–48.
  25. Nitrini ATL, Chagas AS, Freitas KMS, Valarelli FP, Cançado RH, de Oliveira RCG, de Oliveira RCG. Comparison of the Force Released by Intermaxillary Elastics Used for Different Time Periods. *Turk J Orthod.* 2019 Dec 1;32(4):190-194.
  26. Gupta Shilpa, Singh Sukhdeep, Dhillon Harjeet S., & Hayer Gursharanjit. (2014). Different types of elastics in orthodontics. *Indian Journal of Comprehensive Dental Care*, 4(2).
  27. Singh V, Pokharel P, Pariekh K, Roy D, Singla A, Biswas K. Elastics in orthodontics: a review. *Health Renaissance.* 1970;10(1):49–56.
  28. Kim-Berman H, McNamara JA Jr, 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.* 2019 Nov;89(6):839-846.
  29. 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 Orthod.* 2018 May;88(3):259-266.
  30. Hourfar J, Lisson JA, Gross U, Frye L, Kinzinger GSM. Soft tissue profile changes after Functional Mandibular Advancer or Herbst appliance treatment in class II patients. *Clin Oral Investig.* 2018 Mar;22(2):971-980.
  31. Moresca AHK, de Moraes ND, Topolski F, Flores-Mir C, Moro A, Moresca RC, Correr GM. Esthetic perception of facial profile changes in Class II patients treated with Herbst or Forsus appliances. *Angle Orthod.* 2020 Jul 1;90(4):571-577.
  32. Akın M, Erdur EA, Öztürk O. Asymmetric dental arch treatment with Forsus fatigue appliances: Long-term results. *Angle Orthod.* 2019 Sep;89(5):688-696.
  33. 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.* 2008 Mar;78(2):332-8.
  34. Bavbek NC, Tuncer BB, Turkoz C, Ulusoy C, Tuncer C. Changes in airway dimensions and hyoid bone position following class II correction with forsus fatigue resistant device. *Clin Oral Investig.* 2016 Sep;20(7):1747-55.
  35. Vogt W. The Forsus Fatigue Resistant Device. *J Clin Orthod.* 2006 Jun;40(6):368-77; quiz 358.
  36. Carrière L. A new Class II distalizer. *J Clin Orthod.* 2004 Apr;38(4):224-31.
  37. Carrière L. *The Carriere Motion Workbook.* 2014
  38. Israr J, N B, Chatha M. Comparison of Collum Angle of Maxillary Central Incisors in Class II div 1 & 2 Malocclusions. *Pakistan Oral & Dental Journal.* 2016;36(1):91–4.
  39. Bratu DC, Bălan RA, Szuhaneck CA, Pop SI, Bratu EA, Popa G. Craniofacial morphology in patients with Angle Class II division 2 malocclusion. *Rom J Morphol Embryol.* 2014;55(3):909-13.
  40. Feier R, Roşu S, Vieriu R, Olteanu D, Balcoş C, Res O. Orthodontic Indexes. a Literature Review. *Orthodontics.* 2019;23(3 July):240–6.

41. Garbin AJÍ, Perin PCP, Garbin CAS, Lolli LF. Malocclusion prevalence and comparison between the Angle classification and the Dental Aesthetic Index in scholars in the interior of São Paulo state - Brazil. *Dental Press J Orthod.* 2010;15(4):94–102.
42. Guest SS, McNamara JA Jr, Baccetti T, Franchi L. Improving Class II malocclusion as a side-effect of rapid maxillary expansion: a prospective clinical study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010 Nov;138(5):582-91.
43. Cozza P, Baccetti T, Franchi L, De Toffol L, McNamara JA Jr. Mandibular changes produced by functional appliances in Class II malocclusion: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 May;129(5):599.e1-12; discussion e1-6.
44. Ardeshtna A, Bogdan F, Jiang S. Class II correction in orthodontic patients utilizing the Mandibular Anterior Repositioning Appliance (MARA). *Angle Orthod.* 2019 May;89(3):404-410.
45. Varrela J, Alanen P. Prevention and early treatment in orthodontics: a perspective. *J Dent Res.* 1995 Aug;74(8):1436-8.
46. Taloumtzi M, Padashi-Fard M, Pandis N, Fleming PS. Skeletal growth in class II malocclusion from childhood to adolescence: does the profile straighten? *Prog Orthod.* 2020 May 18;21(1):13. doi: 10.1186/s40510-020-00313-9. PMID: 32419086; PMCID: PMC7231809.
47. Consolaro A. Force distribution is more important than its intensity! *Dental Press J Orthod.* 2014 Jan-Feb;19(1):5-7.
48. Chae JM, Park JH, Kim SH, Mangal U, Seo HY. Prognostic Indicators for Anterior Mandibular Repositioning in Adolescents with Class II Malocclusion: A Cross-Sectional Cephalometric Study. *J Clin Pediatr Dent.* 2020 Aug 1;44(4):274-282.
49. Baccetti T, Franchi L, Kim LH. Effect of timing on the outcomes of 1-phase nonextraction therapy of Class II malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Oct;136(4):501-9.
50. Altuğ-Ataç AT, Dalcı ÖN, Memikoğlu UT. Skeletal Class II treatment with Twin Force Bite Corrector: case reports. *World J Orthod.* 2008 Fall;9(3):e7-17.
51. Bratu Cristina D., Fleser Camelia, Glavan Florica. The effect of intermaxillary elastics in orthodontics therapy. *TMJ.* 2004;54(4).
52. Mesa, R. F., & Perez, H. R. (n.d.). Elásticos intermaxilares.
53. Ross AP, Gaffey BJ, Quick AN. Breakages using a unilateral fixed functional appliance: a case report using The Forsus Fatigue Resistant Device. *J Orthod.* 2007 Mar;34(1):2-5.
54. Ross AP, Gaffey BJ, Quick AN. Breakages using a unilateral fixed functional appliance: a case report using The Forsus Fatigue Resistant Device. *J Orthod.* 2007 Mar;34(1):2-5.
55. Shetty P, Hegde AM, Rai K. Finite element method--an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent.* 2010 Spring;34(3):281-5.
56. Sirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2010 Jul-Sep;21(3):425-32.
57. Singla, K., Viridi, H. K., Jain, S., & Nirola, A. (2012). Finite Element Analysis: Basics And Its Applications In Dentistry. *Indian Journal of Dental Sciences.*, 4(4), 123–126.
58. Prado FB, Rossi AC, Freire AR, Ferreira Caria PH. The application of finite element analysis in the skull biomechanics and dentistry. *Indian J Dent Res.* 2014 May-Jun;25(3):390-7.
59. Hammond D, Whitty J. Finite element analysis and dentistry. *Faculty Dental Journal.* 2015;6(3):134–9.
60. Singh JR, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P. Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2016 Mar-Apr;6(2):110-4.
61. Fuentes Fuentes, M. v. (2004). Propiedades mecánicas de la dentina humana. *Avances En Odontostomatología*, 20(2), 79–83. <https://doi.org/10.4321/s0213-12852004000200003>
62. Manilla Aceves AA, Garnica Anguas P, Pérez Salazar A. Evaluación indirecta de los módulos elásticos de rigidez in situ y la relación entre Vp/Vs y el ángulo de fricción interna. *Publicación Técnica.* 2003;(225).

63. Finlayson AE, Epifanio R. La Tomografía Computarizada De Haz Cónico. *UstaSalud*. 2008;7(2):125.
64. Díaz JI. *Matemáticas y Ciencias de la Salud*. 2005;65–7.
65. SOLIDWORKS. *Comprensión del análisis no lineal*. 2011;9.
66. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008 Jul;36(7):463-71.
67. Olivera EJ de. *Biomecânica Básica para Ortodontistas - EDGARD J. O.pdf*. 200AD.
68. Chai ZW, Li LH, Song JL, Deng F, Fan YB. [Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in mandible advanced with Forsus]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2009 May;44(5):293-6. Chinese.
69. Gurbanov V, Bas B, Öz AA. Evaluation of Stresses on Temporomandibular Joint in the Use of Class II and III Orthodontic Elastics: A Three-Dimensional Finite Element Study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2020 May;78(5):705-716.
70. Kawamura J, Park JH, Kojima Y, Kook YA, Kyung HM, Chae JM. Biomechanical analysis for total mesialization of the mandibular dentition: A finite element study. *Orthod Craniofac Res*. 2019 Nov;22(4):329-336. doi: 10.1111/ocr.12331. Epub 2019 Jul 4. PMID: 31230415.
71. Ludwig B, Baumgaertel S, Zorkun B, Bonitz L, Glasl B, Wilmes B, Lisson J. Application of a new viscoelastic finite element method model and analysis of miniscrew-supported hybrid hyrax treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013 Mar;143(3):426-35.
72. Fouda AS, Attia KH, Abouelezz AM, El-Ghafour MA, 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*. 2022 Jan 1;92(1):45-54.
73. 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.
74. Uhlir R, Mayo V, Lin PH, Chen S, Lee YT, Hershey G, Lin FC, Ko CC. Biomechanical characterization of the periodontal ligament: Orthodontic tooth movement. *Angle Orthod*. 2017 Mar;87(2):183-192.
75. Rajgopal, N. (2022). *Finite Element Analysis in Orthodontics*.
76. Shutov, A. v. (2018). Efficient time stepping for the multiplicative Maxwell fluid including the Mooney-Rivlin hyperelasticity. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 113(12), 1851–1869.
77. Zhu C, Li R, Yuan L, Zheng Y, Jin Y, Li H, Liu C, Xia L, Fang B. Effects of the advanced mandibular spring on mandibular retrognathia treatment: a three-dimensional finite element study. *BMC Oral Health*. 2022 Jul 5;22(1):271.
78. Desai Professor SR, Society H, Nijalingappa S. *Finite Element Analysis: Basics and its applications in dentistry*. *Indian Journal of Dental Sciences [Internet]*. 2012;(4).
79. 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*. 1984 Feb;85(2):141-53.
80. Tanne K, Sakuda M. Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. *Angle Orthod*. 1991 Summer;61(2):145-52.
81. Knop L, Gandini LG Jr, Shintcovsk RL, Gandini MR. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental Press J Orthod*. 2015 Mar-Apr;20(2):119-25.
82. Malocclusion: A Finite Element Analysis. *Turk J Orthod*. 2018 Mar;31(1):7-12.
83. 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*. 2022 Jul 11;23(1):23.
84. 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 Oct 6;21(1):501.

85. Chang YI, 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.* 2004 Jun;26(3):339-45.
86. 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.* 2022 Aug 24;11:42.
87. 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;19(2):301-309.
88. 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.* 2008 Mar;78(2):332-8.
89. Aras I, Pasaoglu A. Class II subdivision treatment with the Forsus Fatigue Resistant Device vs intermaxillary elastics. *Angle Orthod.* 2017 May;87(3):371-376.
90. 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 Jun 18;20(1):24.
91. 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.* 2014 Sep 25;15(1):53.
92. Kusy RP. Influence of force systems on archwire-bracket combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005 Mar;127(3):333-42.
93. Sirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2010 Jul-Sep;21(3):425-32.
94. Minch L. Material properties of periodontal ligaments. *Postepy Hig Med Dosw (Online).* 2013 Dec 11;67:1261-4. doi: 10.5604/17322693.1079820. PMID: 24379266.
95. Hemanth M, Raghuveer HP, Rani MS, Hegde C, Kabbur KJ, Chaithra D, Vedavathi B. 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.* 2015 Oct 1;16(10):819-23. doi: 10.5005/jp-journals-10024-1763. PMID: 26581463.