

**INFLUENCIA DE LA TEMPERATURA EN EL COMPORTAMIENTO  
BIOMECÁNICO DE LA UNIDAD DENTOALVEOLAR DE UN INCISIVO  
CENTRAL SUPERIOR EN UN TRATAMIENTO DE ORTODONCIA  
UTILIZANDO ARCOS DE NiTi: SIMULACIÓN 3D MEDIANTE ELEMENTOS  
FINITOS**

**Johan R. Rodríguez**

**Director: Óscar Rodrigo López Vaca,**

**Diana Pacheco**

**Universidad Santo Tomás**

**Bogotá, Colombia**

## **Resumen**

En el tratamiento ortodóncico, se emplean arcos fabricados con aleaciones de NiTi. Estos arcos generan fuerzas que son dirigidas por los brackets y transmitidas a la Unidad Dentoalveolar (UDA), compuesta por el ligamento periodontal (LPD), el diente, el hueso cortical y el hueso trabecular. Debido a sus características de memoria de forma y su sensibilidad a temperaturas específicas, durante el tratamiento estos arcos provocan que la UDA experimente esfuerzos resultantes del gradiente térmico ocasionado por la ingesta de alimentos. Por esto, en este estudio se investigó la influencia de la temperatura en el comportamiento biomecánico de la UDA de un incisivo central superior al utilizar arcos de NiTi mediante simulaciones por elementos finitos. Se creó un modelo tridimensional de la UDA a partir de tomografías computarizadas, y se incluyeron los elementos externos (bracket y arco ortodóncico), teniendo en cuenta las propiedades de memoria de forma del arco. Luego, se evaluaron los esfuerzos máximos de Von Mises y las deformaciones obtenidas. Los resultados revelaron que los esfuerzos máximos aumentaron aproximadamente un 5% cuando el arco fue expuesto a 60°C en comparación con una exposición a 37°C. Estos hallazgos implican posibles beneficios adicionales para el paciente, ya que se logran pequeños desplazamientos adicionales durante el tratamiento.

### **1.1 Introducción**

La ortodoncia busca mejorar los procedimientos realizados en pacientes mediante avances en los materiales utilizados. En la actualidad, el arco ortodóncico ha evolucionado gracias a las aleaciones de cobre-níquel-titanio (NitiCu), que le confieren propiedades como memoria de forma, baja fricción superficial y super elasticidad [1], [2]. Estos arcos, al colocarse en los brackets o soportes, se deforman y adaptan a la condición bucal del paciente durante la etapa inicial de alineación y nivelación [3]. Debido a sus características, estos materiales intentan recuperar su forma original, ejerciendo una fuerza que estimula el ligamento periodontal [4]. Sin embargo, si las fuerzas generadas por la aleación NiTi son demasiado intensas, pueden ocasionar molestias persistentes en el paciente [5], afectar la circulación sanguínea en el ligamento periodontal y provocar una interrupción del suministro de sangre [6], lo que repercute negativamente en la salud oral del paciente.

Los arcos de Niti utilizados en la práctica clínica se fabrican y comercializan con sensibilidad a tres temperaturas, clasificadas como tipo 1, que son aleaciones tradicionales de NiTi altamente super elásticas y se activan a 27°C; tipo 2, que son termo activos y se activan a 35°C; y tipo 3, que son termo activos y se activan a temperaturas superiores a 40°C [7]. Estos tres tipos de arcos se utilizan según las características específicas de la dentadura del paciente. Sin embargo, debido a estas propiedades, generan fuerzas en la unidad dentoalveolar (UDA) que pueden variar durante el tratamiento cuando el paciente consume alimentos a temperaturas superiores a la temperatura base del arco [8]. Para abordar estas problemáticas, la ortodoncia ha recurrido al uso de métodos de elementos finitos con el fin de predecir los movimientos dentales y optimizar el proceso de tratamiento. Por lo tanto, la aplicación de la biomecánica en el campo de la ortodoncia es fundamental, ya que permite predecir sobrecargas y posibles daños en los tejidos de la unidad periodontal. La utilización de elementos finitos en tratamientos ortodóncicos permite modelar estructuras de geometría compleja, como la UDA, y reproducir fenómenos físicos con un alto porcentaje de confiabilidad del 97% en los resultados obtenidos [9]. Esto nos brinda una evaluación precisa y una aplicación adecuada de las cargas mecánicas sobre los ligamentos periodontales [10].

La presente investigación se llevó a cabo mediante un análisis de elementos finitos en un incisivo central superior sometido a un tratamiento ortodóncico, con el objetivo de determinar la influencia de la temperatura al utilizar un arco de NiTi. En este caso, se seleccionó el tipo 2 de arco, que es sensible a temperaturas superiores a 35°C y presenta características de memoria de forma (SMA). Para construir el modelo de la unidad dentoalveolar (UDA), se utilizaron tomografías computarizadas, lo que permitió reconstruir cada uno de los componentes mediante técnicas de segmentación, incluyendo el diente, el hueso trabecular y cortical, y el ligamento periodontal. Los resultados obtenidos incluyeron el comportamiento biomecánico de la UDA, el análisis de los esfuerzos generados en el ligamento periodontal con y sin la influencia de la temperatura en el tratamiento ortodóncico, así como la comparación con hallazgos cualitativos y casos reportados en la literatura científica.

## **1.1 Modelos de simulación computacional utilizando materiales con memoria de forma en odontología**

En el campo de la ortodoncia, se han llevado a cabo diversos estudios enfocados en el comportamiento de los tejidos durante los tratamientos. Por ejemplo, Fajardo et al. utilizaron elementos finitos para evaluar la distribución de esfuerzos y deformaciones en incisivos inferiores, brackets, arcos y ligamento periodontal en pacientes con diferentes niveles de disminución del periodonto. Estos autores ubicaron el arco entre el canino y el premolar en la parte posterior del bracket y el molar, y establecieron ecuaciones lineales y cuadráticas para relacionar esfuerzos y desplazamientos con la altura ósea en distintos escenarios de disminución del periodonto, logrando determinar la magnitud de fuerza aplicable con un mínimo error [11].

Por otro lado, López et al. evaluaron el comportamiento del incisivo central inferior en el tratamiento ortodóncico, analizando los esfuerzos máximos presentes en el ligamento periodontal, diente, hueso trabecular, cortical y bracket. Su objetivo fue evitar posibles problemas durante el proceso de tratamiento, como la oclusión vascular y la interrupción del suministro sanguíneo al ligamento periodontal debido a una carga excesiva en la unidad dentoalveolar. Para lograrlo, determinaron el tipo de material del arco para proporcionar un mejor estímulo mecánico y una respuesta biológica óptima de la unidad dentoalveolar [12].

Otros estudios se han centrado en el comportamiento de los componentes externos, como el arco ortodóncico. Razali et al., por ejemplo, evaluaron la influencia de la fricción de unión en las características de fuerza y deflexión del arco de NiTi, considerando distintas magnitudes de deflexión y temperaturas orales. Estudiaron la evolución de la tensión normal y la fracción de martensita en un modelo de elementos finitos para analizar el comportamiento super elástico durante la flexión [8].

Gatto et al. investigaron las propiedades mecánicas de los arcos NiTi super elásticos y térmicos con el fin de seleccionar adecuadamente los alambres de ortodoncia. Realizaron pruebas de flexión en siete tipos de arcos NiTi de diferentes tamaños (0,014 y 0,016 pulgadas), comúnmente utilizados durante la fase de alineación. Con una temperatura constante de 37°C, encontraron que los arcos térmicos de NiTi ejercían fuerzas de trabajo menores en comparación con los arcos super elásticos del mismo tamaño en todas las pruebas [13].

En el estudio de Bellini et al., se realizaron descripciones y comparaciones de las propiedades mecánicas de ocho alambres de ortodoncia de níquel-titanio ampliamente utilizados, sometiéndolos a un ensayo de flexión de tres puntos con un espesor de 0,016 pulgadas. El objetivo fue determinar la influencia de los tratamientos térmicos en la pérdida de super elasticidad. Se obtuvo el comportamiento de la pendiente de la meseta para cada caso al someter los arcos al ensayo de flexión y tratamiento térmico [3].

Por otro lado, Harikrishnan et al. se centraron en el bracket, evaluando la deformación detallada de la pared de la ranura en brackets de acero inoxidable (SS) y titanio (Ti) durante el torque de la raíz palatina mediante análisis de elementos finitos. Aunque estos estudios evaluaron por separado el arco ortodóncico y el bracket sometidos a temperaturas y cargas, no abordaron la influencia de la temperatura en el tratamiento y en la unidad dentoalveolar (UDA) [14].

Sin embargo, es importante mencionar que los estudios sobre la aleación NiTi mencionados anteriormente no han incluido en su análisis la influencia de la temperatura en el tratamiento y las repercusiones que esta propiedad puede tener. Esto podría deberse a la complejidad de la aleación NiTi, ya que es un material anisotrópico no lineal, lo cual dificulta su correcta conformación en el software de análisis.

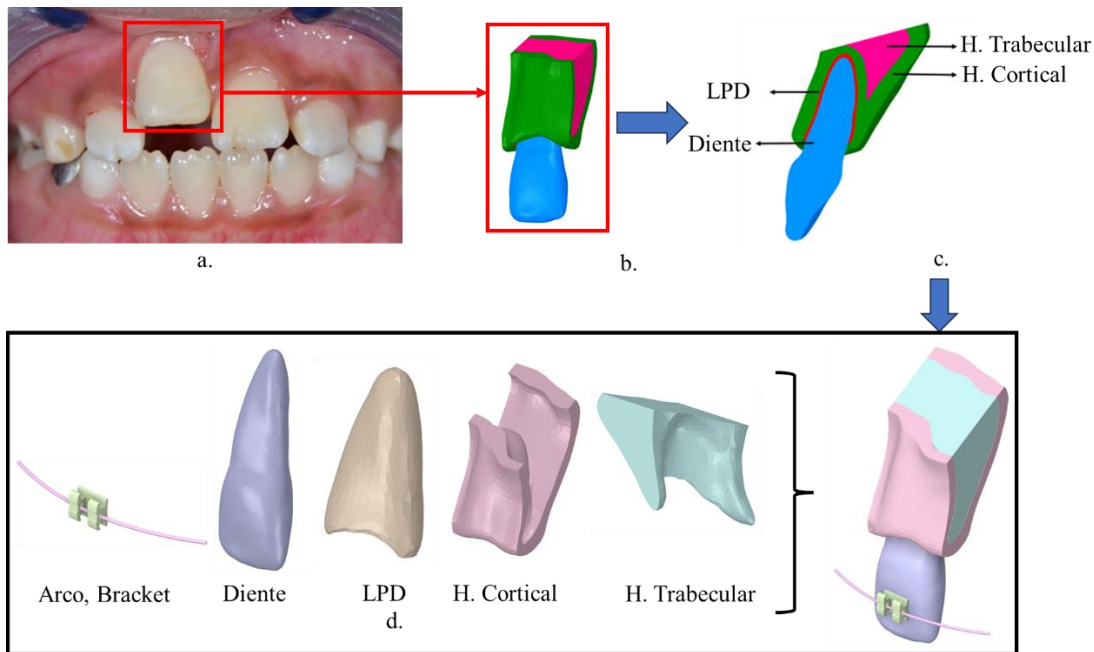
## **2.0 Materiales y métodos**

El desarrollo de la simulación se llevó a cabo en tres etapas. En la primera etapa, se utilizó la información de tomografías computarizadas para obtener la geometría basada en la anatomía de los tejidos mediante técnicas de segmentación. En la segunda etapa, se exportó el modelo a un software CAD para realizar operaciones booleanas, completar tejidos y eliminar superposiciones. En la tercera etapa, se generaron las condiciones anatómicas finales del modelo.

### **2.1 Generación del modelo 3D**

El caso de estudio abordado en este trabajo se centra en un paciente que presenta una maloclusión caracterizada por la intrusión del incisivo central superior izquierdo, lo que significa que se encuentra en una posición más interna de lo habitual en relación con los

dientes adyacentes. En la **figura 1** se muestra el problema afrontado, la segmentación a partir de imágenes tomográficas y los diferentes tejidos que componen la UDA.



A. **Figura 1.** Metodología empleada en el proceso de reconstrucción y modelación 3D del incisivo central superior izquierdo. (a) Vista intraoral del diente intruido – (b) Reconstrucción 2D (c) Reconstrucción 3D— (d) Componentes de la UDA segmentación.

Se utilizó un bracket estándar slot 0,022 x 0,028” de acero inoxidable. Inicialmente se tomaron las dimensiones de este y se procedió a realizar la construcción en el software CAD para que este fuera adicionado al modelo. Se agregó una sección adicional al bracket, más específicamente para cubrir la parte frontal del canal, con el fin de cumplir la función de la liga elástica que sujeta el arco ortodóncico.

En el caso del arco ortodóncico, se usó un modelo de aleación NiTi de forma universal con sección transversal circular y diámetro de 0,0016 pulgadas llevado a 3D, partiendo desde la construcción del arco completo en CAD para posteriormente identificar la sección en la cual está posicionado el incisivo central y fraccionar el arco a una longitud adecuada para el modelo.

Posterior al proceso de segmentación completado, se realizaron operaciones booleanas corrigiendo posibles superposiciones presentes en la UDA. En esta etapa se exportó el conjunto a un software CAD para obtener el ensamble de la UDA.

## 2.2 Propiedades mecánicas de los materiales utilizados en la simulación

En esta simulación, se emplearon materiales isotrópicos en su mayoría. Sin embargo, es importante destacar que se consideró al arco ortodóncico como un material anisotrópico. Este enfoque de selección de materiales permitió una representación más precisa de las propiedades mecánicas en el análisis.

### 2.2.1 Descripción del material con memoria de forma NiTi

Los alambres de NiTi utilizados clínicamente presentan una excelente resistencia a la erosión, corrosión y desgaste [15]. Para este estudio, se empleó un arco tipo 2 termo activó a temperaturas superiores a 35°C.

Los arcos convencionales de NiTi utilizados en endodoncia están compuestos por un 56% en peso de níquel y un 44% en peso de titanio [16]. Estos arcos pueden existir en dos estructuras cristalinas diferentes dependiendo de la temperatura: la fase austenita (alta temperatura) y la fase martensita (baja temperatura). Estos arcos poseen propiedades de super elasticidad y memoria de forma, lo que implica que la transición de austenita a martensita puede ser inducida por tensión o cambios de temperatura [17].

Cuando se aplica una carga al material, se produce la transformación de la fase austenita a martensita. Después de la descarga, la fase martensita se vuelve inestable y vuelve a transformarse en la fase inicial, la "fase austenita". Esto, en última instancia, resulta en la recuperación total de la deformación al quitar la carga [18]. Este proceso se conoce como bucle cerrado [19].

Es necesario caracterizar el comportamiento de un SMA, para este caso se usó el modelo de Auricchio, el cual considera transformaciones trifásicas, suponiendo que el material es perfectamente isotrópico, siendo las siguientes: austenita a martensita monovariante ( $A \rightarrow S$ ), martensita monovariante a austenita ( $S \rightarrow A$ ) y reorientación de la martensita monovariante ( $S \rightarrow S$ ). Pero en este caso solo se van a considerar dos fases: la austenita (A) y la martensita monovariante (S).

Se introducen dos variables necesarias, fracción de volumen de martensita  $\xi_S$  y fracción de volumen de austenita  $\xi_A$ . Estas variables cumplen con esta expresión:

$$\xi_S + \xi_A = 1 \quad (1)$$

Manteniendo una variable interna independiente ( $\xi_a$ ) y la variable dependiente de la presión de fase de transformación en función de la carga, es de la siguiente forma:

$$F = q + 3\alpha p \quad (2)$$

Con

$$q = \sqrt{\frac{3}{2}} \bar{s} : \bar{s} \text{ y } p \frac{1}{3} \text{tr}(\bar{\sigma}) \quad (3)$$

Donde:

$\alpha$ : parámetro del material

$\bar{s} = \bar{\sigma} - p\bar{1}$ : desviador del tensor de esfuerzo

tr: operador de trazo

La evolución de la fracción de volumen de la martensita es expuesta así:

$$\xi_S = \begin{cases} -H^{AS}(1 - \xi_S) \frac{\dot{F}}{F - R_f^{AS}} & A \rightarrow S \text{ transformación} \\ -H^{SA}\xi_S \frac{\dot{F}}{F - R_f^{SA}} & S \rightarrow A \text{ transformación} \end{cases} \quad (4)$$

Estos parámetros “H” son escalares y son definidos por la siguiente relación:

$$H^{AS} = \begin{cases} 1 & \text{si } R_S^{AS} < F < R_f^{AS} \text{ y } \dot{F} > 0 \\ 0 & \text{de lo contrario} \end{cases} \quad (5)$$

$$H^{SA} = \begin{cases} 1 & \text{si } R_S^{SA} < F < R_f^{AS} \text{ y } \dot{F} < 0 \\ 0 & \text{de lo contrario} \end{cases} \quad (6)$$

Donde:

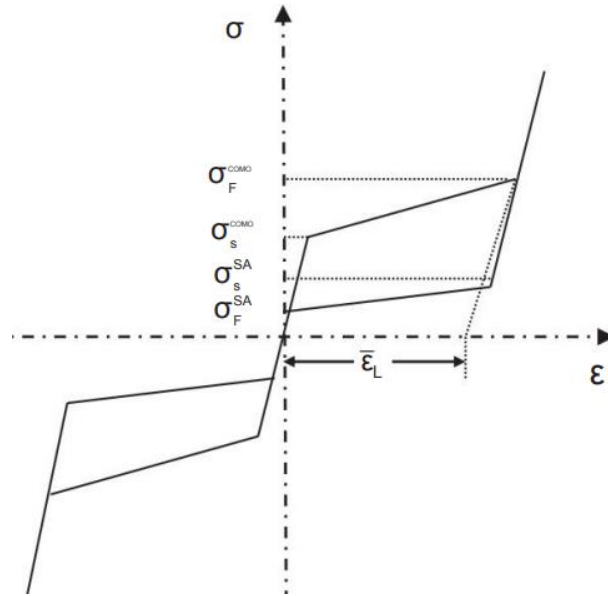
$$\begin{cases} R_S^{AS} = \sigma_S^{AS}(1 + \alpha) \\ R_f^{AS} = \sigma_f^{AS}(1 + \alpha) \\ R_S^{SA} = \sigma_S^{SA}(1 + \alpha) \\ R_f^{SA} = \sigma_f^{SA}(1 + \alpha) \end{cases} \quad (7)$$

Donde  $\sigma_S^{AS} = \sigma_{Ms}$ ,  $\sigma_f^{AS} = \sigma_{Mf}$ ,  $\sigma_S^{SA} = \sigma_{As}$  y  $\sigma_f^{SA} = \sigma_{Af}$  son esfuerzos críticos en el inicio y final de martensita y austenita, estos puntos son mostrados en la **figura 2**.

En el caso del parámetro  $\alpha$  el cual representa la asimetría de tensión-compresión. Si el comportamiento de tracción-compresión es simétrico entonces  $\alpha = 0$ . Si no es así y el estado de tensión y compresión es uniaxial el parámetro se puede vincular al valor inicial de la fase

de transformación en tensión de austenita a martensita  $\sigma_t^{AS}$  y compresión  $\sigma_c^{AS}$  respectivamente [20].

$$\alpha = \frac{\sigma_c^{AS} - \sigma_t^{AS}}{\sigma_c^{AS} + \sigma_t^{AS}} \quad (8)$$



**Figura 2.** Diagrama esfuerzo-deformación unidimensional para el comportamiento super elástico[21].

Los parámetros mencionados para el modelo SMA son los siguientes [21]:

$\sigma_s^{AS}$ : valor del esfuerzo inicial para la transformación de fase directa de austenita martensita.

$\sigma_f^{AS}$ : valor del esfuerzo final para la transformación de fase directa de austenita en martensita

$\sigma_s^{SA}$ : valor del esfuerzo inicial para la transformación de fase austenita de martensita inversa

$\sigma_f^{SA}$ : valor del esfuerzo final para la transformación de fase austenita de martensita inversa

$\bar{\epsilon}_L$ : deformación máxima de transformación

$\alpha$ : parámetro que mide la diferencia entre las respuestas del material en tensión y compresión

El esfuerzo deformación está definido por las **ecuaciones 9 y 10.**

$$\sigma = D: (\epsilon - \epsilon_{tr}) \quad (9)$$

$$\dot{\epsilon}_{tr} = \dot{\beta} \bar{\epsilon}_L \frac{\partial F}{\partial \sigma} \quad (10)$$

Partiendo del sólido tridimensional 3D obtenido previamente, siendo compuesto por diente, ligamento periodontal, hueso trabecular, hueso cortical, bracket y arco ortodóncico,

todos con características diferentes los cuales están descritos en la **tabla 1** y **tabla 2**. Durante el desarrollo del modelo, se realizaron simplificaciones utilizando materiales elásticos lineales, ya que esto resultó adecuado para alcanzar el objetivo establecido.

- Componentes internos de la UDA

**Tabla 1.** *Propiedades de los componentes internos de la UDA y Bracket.*

Propiedades mecánicas de UDA-Bracket	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referencia
Diente	20 300	0,26	[12], [19]
Hueso cortical	13 700	0,26	[12], [22]
Hueso trabecular	1370	0,38	[12]
LPD	1	0,49	[12], [19]
Bracket	193 000	0,29	[11], [23]

**Tabla 2.** *Propiedades del NiTi.*

Propiedades mecánicas NiTi	Referencia
Módulo de Young	51700 MPa [11], [23]
Relación de Poisson	0,33 [23], [24]
Super elasticidad	
Parámetro de endurecimiento	1000mMPa [23], [24]
Temperatura de referencia	296,5K [23], [24]
Límite elástico	140 MPa [12], [13], [24]
Parámetro de carga	5,6 MPa °C <sup>-1</sup> [12], [20], [22]
Tensión de transformación	0,1 mm <sup>-1</sup> [8], [20], [22], [24]

### 3.0 Modelo computacional

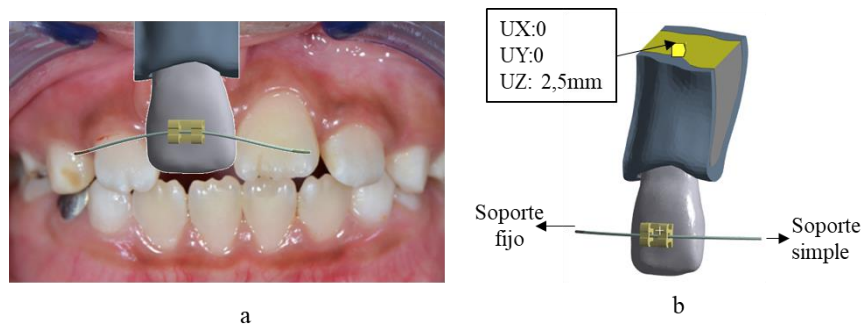
Se realizaron ajustes en los contactos de los elementos para asegurar una mayor precisión en relación con la realidad. En primer lugar, se consideró el arco ortodóncico y el bracket, los cuales deben cumplir con ciertas características. Inicialmente, se asumió que ambos cuerpos no están unidos y la fricción es mínima. Se establecieron parámetros como factores de penetración, áreas de contacto y factores de deslizamiento, entre otros, para definir el contacto adecuado. En este caso, se seleccionó el contacto frictionless para el arco-bracket. Para los contactos restantes se utilizó el contacto bonded. Esto se debe a que idealmente no deben separarse ni existir deslizamientos entre estos elementos. Además, este tipo de contacto permite simplificar el modelo y reducir los tiempos de simulación.

### 3.1 Modelo de carga

Este modelo implica el desplazamiento del arco ortodóncico y la inclusión de un gradiente de temperatura resultante de la ingesta de alimentos.

- Desplazamiento

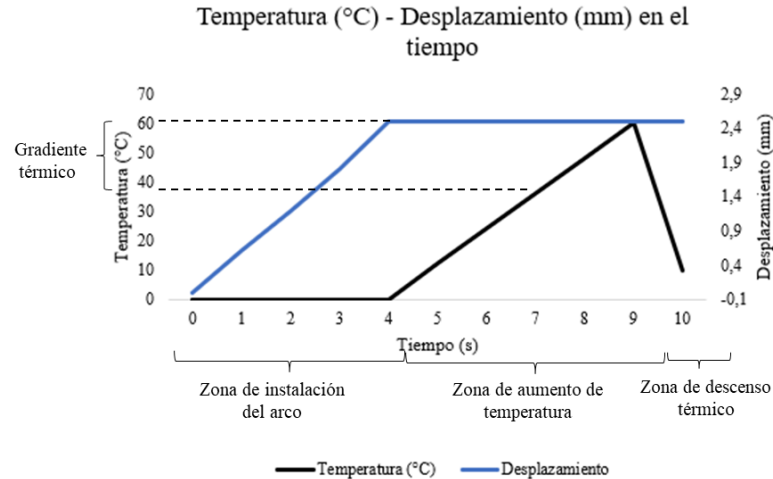
Para recrear las condiciones reales del problema y debido a la complejidad que posee el mismo, la primera etapa del proceso de carga consistió en llevar el arco a la posición del incisivo intruido en relación con el incisivo central derecho y el incisivo lateral. Como se muestra en la **figura 3a** para recrear el acople del arco en el paciente, sobre la cara superior del corte realizado al hueso en la dirección del eje vertical (eje z) fue aplicado (zona resaltada en amarillo en la figura 3b) el desplazamiento, logrando que se desplace en la fase de alineación y nivelación. Se aplicó un enfoque de segmentación en cuatro etapas, incrementando gradualmente cada 0,6 mm hasta alcanzar 2,5 mm.



**Figura 3.** (a) Posición inicial, condición de desplazamiento aplicada en la cara superior del hueso trabecular y condición de desplazamiento fijo – (b) Posición de instalación.

- Temperatura

El gradiente térmico aplicado al arco ortodóncico fue aplicado emulando el caso real, en el cual inicialmente es instalado el arco deformándolo y acoplándolo a la condición clínica del paciente, durante este proceso el arco permanece a temperatura ambiente “temperatura corporal”. En la **figura 4** es ilustrada como permanece constante hasta el tiempo 4 donde el gradiente térmico es incrementado hasta 60°C (tiempo 9), el cual es el punto máximo que el paciente ingiera alimento sin que afecte su salud [25]. Este proceso es realizado de forma incremental. Además de la condición de desplazamiento incrementada desde el tiempo 0 hasta el 4 donde permanece constante.



**Figura 4.** *Grafica de las condiciones de temperatura en el tiempo – Condición de desplazamiento*

### 3.2 Condiciones de frontera

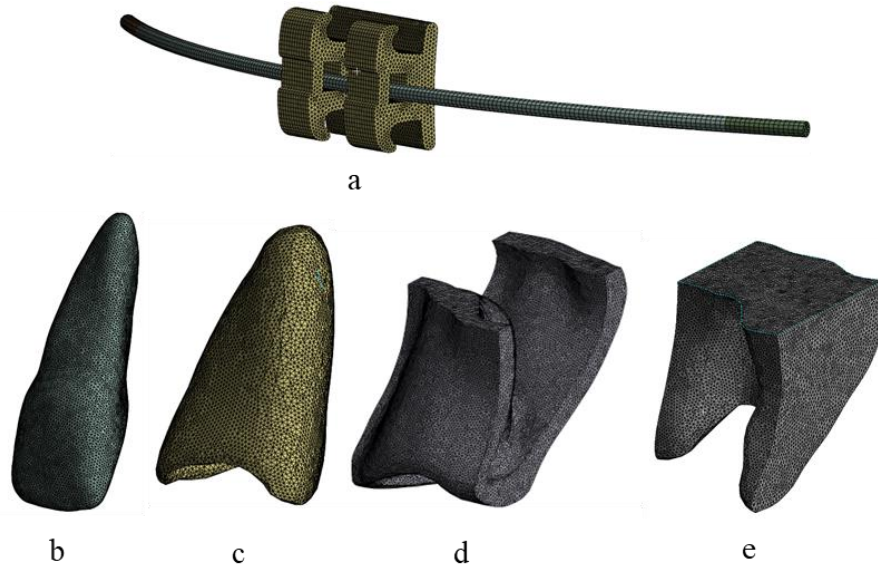
Con el arco ortodóncico acoplado y deformado se obtuvo el valor de desplazamiento del incisivo central derecho, con respecto al incisivo lateral y al incisivo central izquierdo, estos dos últimos quedaron fijos.

Desplazamiento fijo

Ya con las condiciones de frontera definidas para incisivo central, se aplicó esta condición en el modelo 3D mediante un desplazamiento fijo aplicado en las caras extremas del arco ortodóncico, tal como se observa en la **figura 3**.

### 3.3. Discretización del dominio

En proceso de mallado, se aplicaron técnicas de refinamiento para modificar la forma de los elementos en las áreas críticas y buscar la mejor relación de aspecto, el cual es ilustrado en la **figura 6**. En este caso, se utilizaron tetraedros de diez nodos y hexaedros de veinte nodos para cada componente. Los elementos se acoplaron a todas las estructuras del modelo con tamaños variando entre 0,5 mm y 0,05 mm. Este proceso resultó en un mayor número de elementos y nodos en el modelo 3D, con un total de 321.366 elementos y 565.514 nodos. Estos tamaños de elementos son suficiente para el presente análisis dado que los errores de convergencia no superan el 5%, asegurando que la malla no afectara significativamente los resultados y obteniendo resultados más confiables.



**Figura 5.** (a) *Modelo mallado bracket, arco Modelo mallado* (b) *Diente* – (c) *LPD* – (d) *Hueso cortical* – (e) *Hueso trabecular*.

#### 4.0 Resultados

Se presentan los resultados obtenidos a través del análisis mediante el método de elementos finitos. Destacando los aspectos relevantes y su interpretación en relación con los objetivos del estudio.

El análisis de los resultados se realizó para bracket, diente, ligamento periodontal, hueso cortical y hueso trabecular. Los esfuerzos máximos de Von Mises con  $t=36^{\circ}\text{C}$  y  $t=60^{\circ}\text{C}$  se presentan en la **tabla 4**.

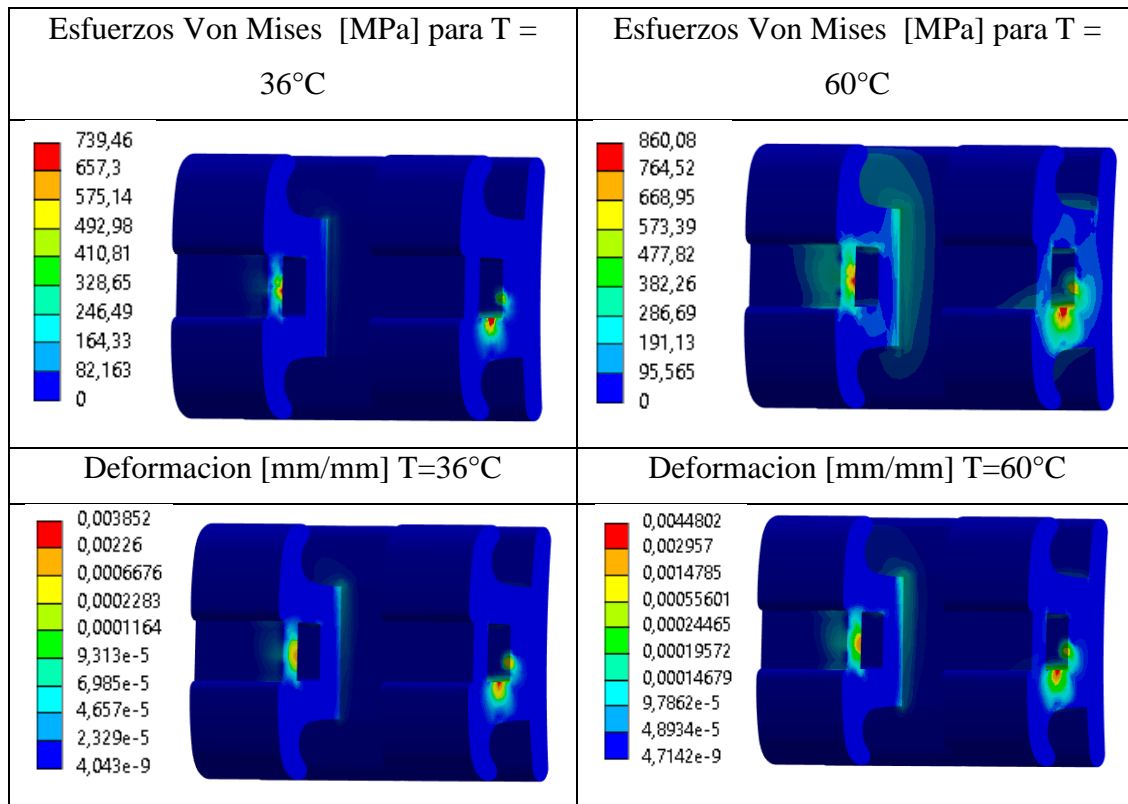
Unidad Dentoalveolar (UDA)	NiTi	
	Esfuerzo máximo (MPa) $t=36^{\circ}\text{C}$	Esfuerzo máximo (MPa) $t=60^{\circ}\text{C}$
Bracket	739.46	860.08
Diente	0,57548	0,6361
LPD	0,04249	0,044569
Hueso Cortical	0,15645	0,17715
Hueso Trabecular	0,20537	0,23824

**Tabla 4.** *Esfuerzos máximos principales de la UDA, Bracket con temperatura  $t=36^{\circ}\text{C}$  y  $t=60^{\circ}\text{C}$*

El pico más alto de esfuerzos se presentó en el arco ortodóncico NiTi seguido del bracket, diente, hueso trabecular, hueso cortical y finalmente el LPD.

- Bracket

Los esfuerzos del bracket se evidenciaron en el slot del costado lateral del incisivo central, además de apreciarse una concentración de esfuerzos en el slot del costado opuesto del bracket, perteneciente al lado del incisivo lateral. Denotando adicionalmente la diferencia en el aumento de esfuerzos del 16,3% “120.62MPa” en el bracket con temperatura constante de 60°C.

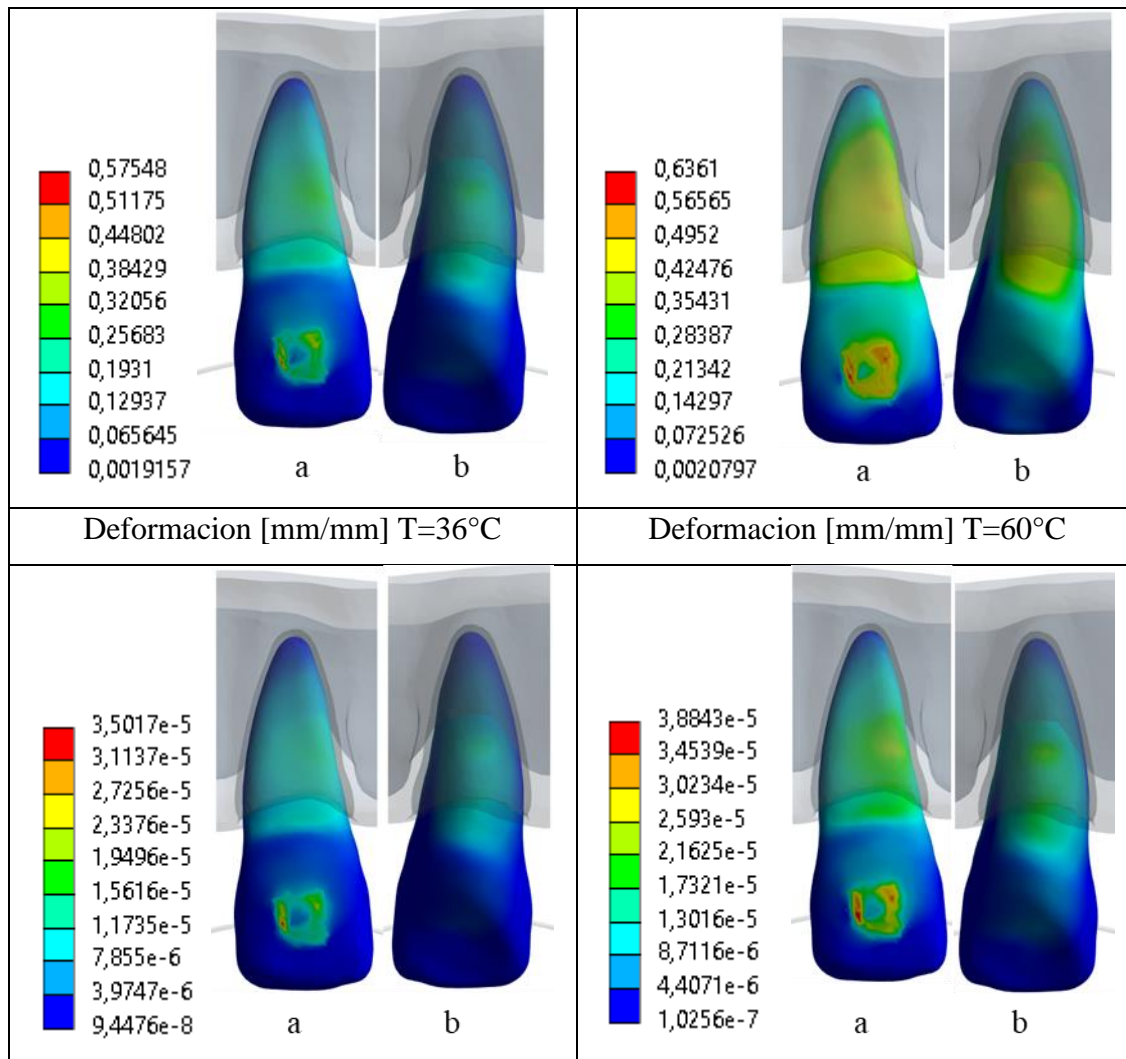


**Figura 6.** Estado de esfuerzos y deformaciones en el bracket para temperaturas de 36°C y 60°C.

- Diente

Los esfuerzos para los dos casos en el diente se dieron en el ápice de la raíz, donde a partir del cuello palatino hacia el medio de la raíz se incrementan gradualmente los esfuerzos hasta llegar al punto máximo. Adicionalmente se evidencian una zona de concentración de esfuerzos en la base de la posición del bracket.

Esfuerzos Von Mises [MPa] para T = 36°C	Esfuerzos Von Mises [MPa] para T = 60°C

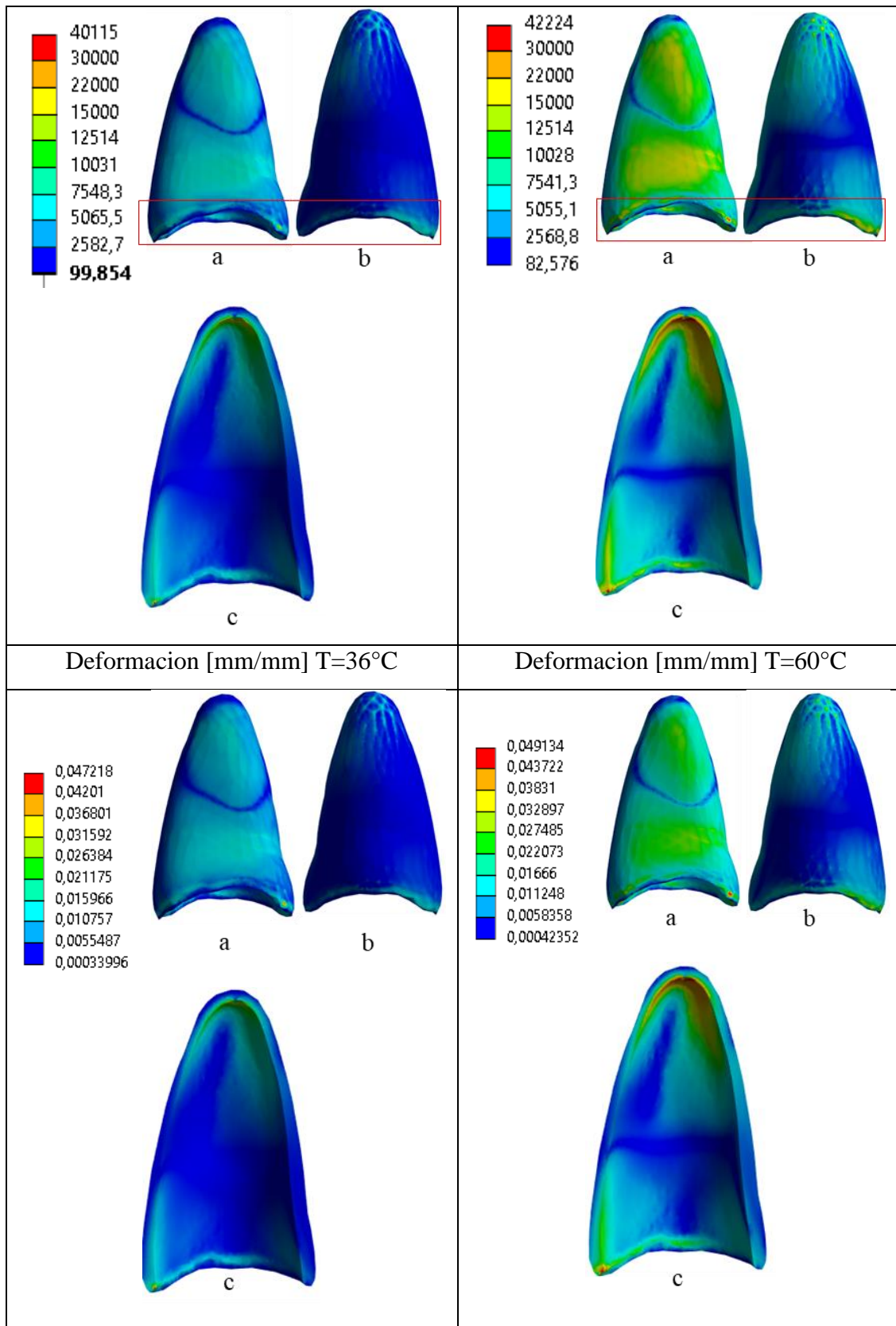


**Figura 7** . Estado de esfuerzos y deformaciones en el diente para temperaturas de 36°C y 60°C. (a) Vista coronal frontal – (b) Vista coronal posterior.

- Ligamento Periodontal

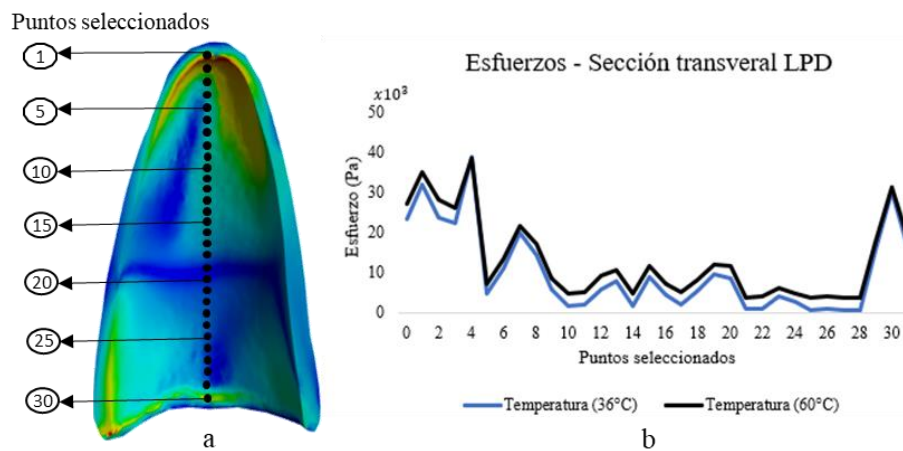
Los esfuerzos para el ligamento periodontal en ambos casos se dieron en la zona de contacto con el cuello labio palatino del diente (región cervical) señalada con un recuadro del color rojo en la **figura 8**, donde también se evidencia concentración de esfuerzos en la zona de la base de la raíz del diente. La diferencia de esfuerzos Von Mises entre el modelo  $t=60^{\circ}\text{C}$  es de 5,18% “2079Pa” con respecto al modelo  $t=36^{\circ}\text{C}$ .

Esfuerzos Von Mises [Pa] para T = 36°C	Esfuerzos Von Mises [Pa] para T = 60°C



**Figura 8.** Estado de esfuerzos y deformaciones en el LPD para temperaturas de 36°C y 60°C. (a) Vista coronal frontal – (b) Vista coronal posterior – (c) sección transversal del LPD.

Se llevó a cabo un corte coronal en el tejido para obtener muestras de puntos en la sección transversal resultante. Este procedimiento resultó en la creación de la **figura 9**, que representa el comportamiento del estado de esfuerzos a lo largo de la sección. Se observó similitud en las gráficas para ambos casos, sin embargo, las magnitudes fueron mayores en el modelo a temperatura de 60°C en comparación con el modelo a temperatura de 36°C.

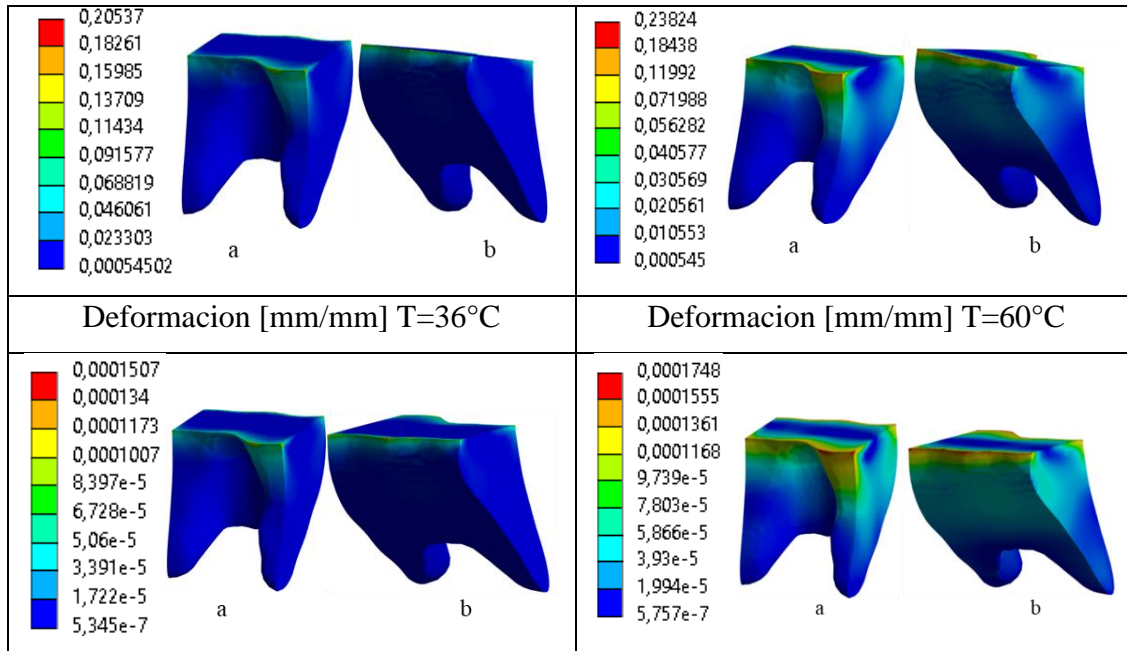


**Figura 9.** (a) Puntos seleccionados en el Hueso Cortical – (b) Grafica de estado de la sección transversal del LPD para temperaturas de 36°C y 60°C.

- Hueso Trabecular

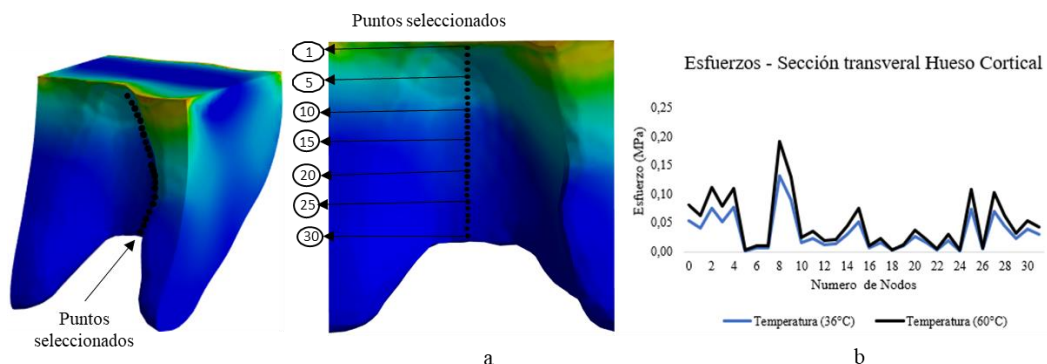
Para el hueso trabecular las zonas con mayor concentración de esfuerzos incluída los puntos máximos para los dos casos fueron en la parte frontal cerca del límite cervical. La diferencia de esfuerzos Von Mises entre el modelo  $t=60^\circ\text{C}$  es del 16% “32880Pa” con respecto al modelo  $t=37^\circ\text{C}$ .

Esfuerzos Von Mises [MPa] para T = 36°C	Esfuerzos Von Mises [MPa] para T = 60°C



**Figura 10.** Estado de esfuerzos y deformaciones en el Hueso Trabecular para temperaturas de 36°C y 60°C. (a) Vista coronal frontal – (b) Vista coronal posterior

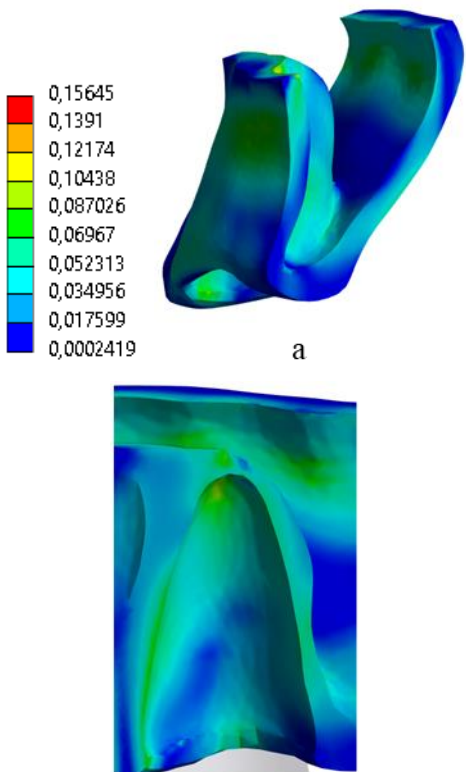
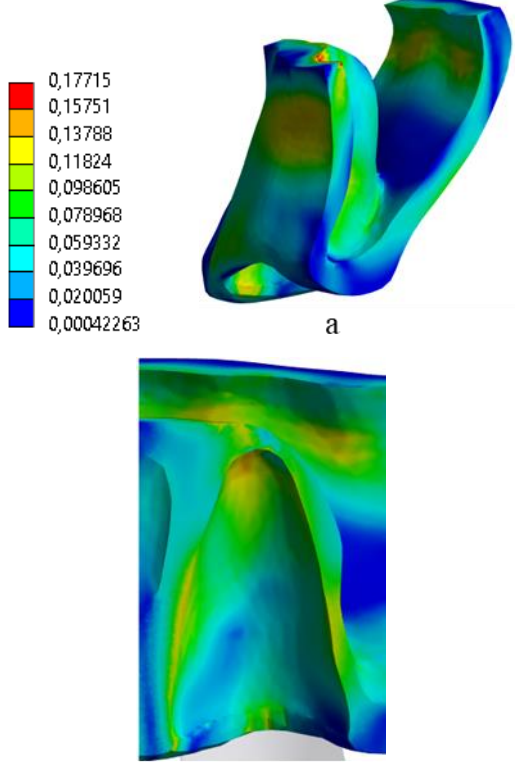
De igual manera que en el caso del LPD, para el Hueso trabecular se realizó el mismo proceso, realizando un corte vertical en el tejido para obtener muestras de puntos en la sección transversal resultante. Este procedimiento resultó en la creación de la **figura 11**, representando igualmente el comportamiento del estado de esfuerzos a lo largo de la sección. También se observó una tendencia similar en ambos casos, sin embargo, las magnitudes fueron mayores en el modelo a temperatura de 60°C en comparación con el modelo a temperatura de 36°C.

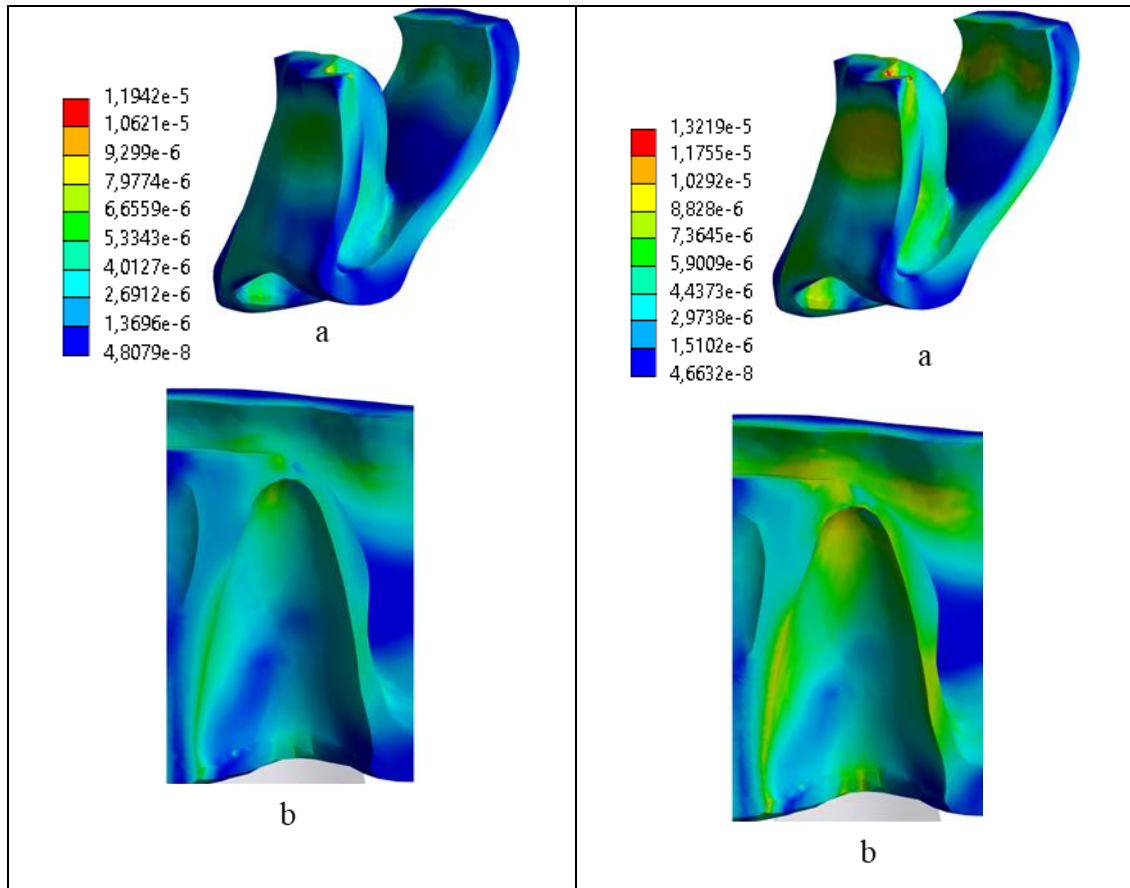


**Figura 11.** (a) Nodos tomados en el Hueso Cortical – (b) Grafica de estado de la sección transversal del Hueso Trabecular para temperaturas de 36°C y 60°C.

- Hueso cortical

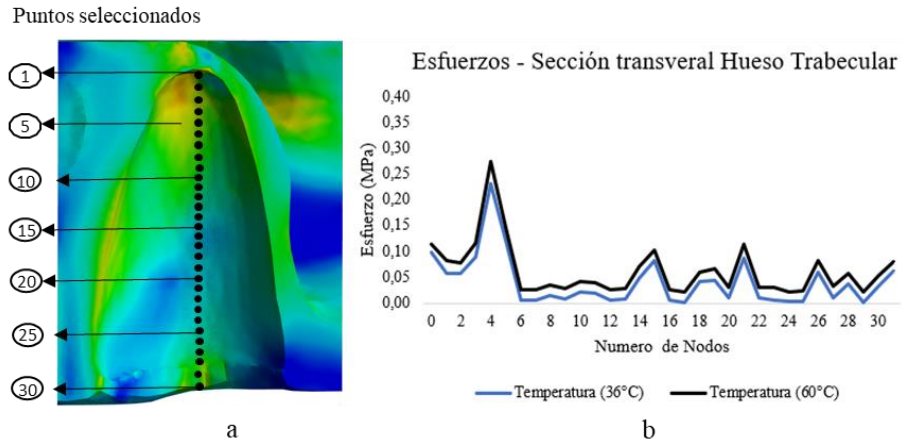
El estado de esfuerzos del hueso cortical en ambos casos se dio en los costados laterales cerca al medial tercio coronal, donde hacia el interior los esfuerzos disminuyen. La diferencia de esfuerzos Von Mises entre el modelo  $t=60^{\circ}\text{C}$  es del 13,2% “20700Pa” con respecto al modelo  $t=36^{\circ}\text{C}$ .

Esfuerzos Von Mises [MPa] para $T = 36^{\circ}\text{C}$	Esfuerzos Von Mises [MPa] para $T = 60^{\circ}\text{C}$
 <p data-bbox="609 924 625 945">a</p> <p data-bbox="544 1375 560 1396">b</p>	 <p data-bbox="1177 903 1193 924">a</p> <p data-bbox="1112 1365 1128 1386">b</p>
Deformacion [mm/mm] $T=36^{\circ}\text{C}$	Deformacion [mm/mm] $T=60^{\circ}\text{C}$



**Figura 12.** Estado de esfuerzos y deformaciones en el Hueso Cortical para temperaturas de 36°C y 60°C. (a) Vista isométrica coronal frontal (b) sección transversal del Hueso cortical

Por último, siguiendo el mismo procedimiento utilizado en el caso del LPD y Hueso cortical, se obtuvo el estado de esfuerzos en la sección transversal correspondiente. De manera similar a los casos anteriores, se observó una tendencia comparable en ambos escenarios. No obstante, las magnitudes de los esfuerzos fueron mayores en el modelo a una temperatura de 60°C en comparación con el modelo a una temperatura de 36°C.



**Figura 13.** (A) *Nodos tomados en el Hueso Cortical* – (B) *Grafica de estado de la sección transversal del Hueso Cortical para temperaturas de 36°C y 60°C.*

## 5. Discusión

La industria odontológica, y en particular la especialidad de ortodoncia ha estado buscando constantemente métodos para mejorar los procesos llevados a cabo con los pacientes. Ha experimentado una evolución y avance significativos en los materiales y herramientas utilizados en el tratamiento ortodóncico, los cuales han contribuido a perfeccionar la estética dental [26]. Estos avances han mejorado la eficacia del tratamiento al prevenir problemas y promover la salud integral del paciente [27]. Como resultado de este progreso, se han realizado numerosos estudios con el objetivo de mejorar el proceso ortodóncico. En este contexto, el presente estudio se enfocó en determinar la incidencia de los gradientes de temperatura en el comportamiento biomecánico de la Unidad Dentoalveolar (UDA).

Los resultados obtenidos en cuanto a los esfuerzos máximos del arco, tanto antes de la aplicación del gradiente térmico como durante y después del mismo, muestran un comportamiento de histéresis. Este hallazgo coincide con el estudio realizado por Gatto et al. [13], quienes encontraron que las curvas de carga y descarga presentaron una tendencia similar. En su investigación, sometieron los arcos a una temperatura constante de 37 grados centígrados y a deflexiones de 2 y 4 milímetros, lo cual respalda la metodología utilizada en el presente estudio para el NiTi.

En el caso del diente, se puede observar que los esfuerzos máximos se producen en el ápice de la raíz. Estos resultados coinciden con las conclusiones obtenidas por Rudolph et al. [26], dándose en las mismas zonas mencionadas. Ellos investigaron los tipos de fuerzas ortodóncicas que generan mayores esfuerzos, específicamente en el ápice de la raíz del incisivo central superior. Sus hallazgos indicaron que las fuerzas de vuelco, extrusión e intrusión provocan los mayores esfuerzos en el ápice de la raíz.

La descripción matemática del ligamento periodontal es limitada en la literatura. Según Fredy et al. [9], esto puede dar lugar a errores en la información obtenida en las simulaciones del movimiento ortodóncico. Un modelo matemático está estrechamente vinculado a las propiedades constitutivas del ligamento periodontal, y muchos modelos asumen que estas propiedades son isotrópicas. En este estudio, se adoptó el enfoque de Kushwah et al. [27] al considerar el ligamento periodontal con propiedades isotrópicas, y obtuvieron resultados similares en cuanto a los esfuerzos del ligamento periodontal en la región cervical.

Se observa claramente un aumento en los esfuerzos máximos de Von Mises en el modelo con una temperatura de  $t=60^{\circ}\text{C}$  en comparación con el modelo con una temperatura de  $t=37^{\circ}\text{C}$ . Esta diferencia se traduce en un incremento de 2,079 Pa o un 4,98%, como se muestra en la figura 9. Esta diferencia tiene implicaciones en el tratamiento, ya que, como menciona Song et al. [19] en su estudio, el ligamento periodontal es sensible a los cambios en los esfuerzos, lo que puede resultar en pequeñas variaciones en los desplazamientos debido a las cargas adicionales generadas en los tejidos de la unidad dentoalveolar, sin embargo Zainal et al. [28] enuncia que el movimiento dental ortodóncico es afectado por ciertos factores, como la magnitud, la frecuencia y la duración de las fuerzas mecánicas aplicadas a la UDA, por ende las pequeñas variaciones adicionales en la fase de alineación y nivelación dependerán de la continuidad con la que el paciente ingiera alimentos con gradiente térmico.

Los esfuerzos en el hueso cortical se concentraron principalmente en los laterales cercanos al tercio coronal medial, como se muestra en la figura 12. Después de acoplar el arco en el paciente y aplicar el gradiente térmico, esta concentración de esfuerzos se observó en ambos casos, tanto a  $t=36^{\circ}\text{C}$  como a  $t=60^{\circ}\text{C}$ , aunque en proporciones diferentes. Estos resultados coinciden con el estudio realizado por López R et al. [12], donde se reportaron los

esfuerzos máximos de Von Mises en el área mencionada. La diferencia de esfuerzos entre los modelos con  $t=36^{\circ}\text{C}$  y  $t=60^{\circ}\text{C}$  fue del 13,2% o 20 700 Pa, como se muestra en la figura 13. Esta diferencia es el resultado de la influencia de la temperatura en el arco y su propagación hasta el hueso.

## 6. Conclusiones

El análisis biomecánico de los elementos de la Unidad Dentoalveolar, como el arco y el bracket, revela una mayor concentración de esfuerzos en los modelos con  $T=60^{\circ}\text{C}$  en comparación con los modelos con  $T=36^{\circ}\text{C}$ , después de aplicar el desplazamiento generado por el arco de ortodoncia durante la fase de alineación y nivelación mediante el método de FEA.

- El bracket para el modelo  $t=60^{\circ}\text{C}$  mostro un aumento del 13,6% en relación con el modelo  $t=37^{\circ}\text{C}$ .
- El diente en el modelo de  $t=60^{\circ}\text{C}$  tuvo un aumento del 5,14% en relación con el modelo  $t=37^{\circ}\text{C}$ .
- El ligamento periodontal en el modelo de  $t=60^{\circ}\text{C}$  tuvo un aumento del 5,18% en relación con el modelo  $t=37^{\circ}\text{C}$ .
- Los huesos cortical y trabecular tuvieron un aumento del 16% y 13,2% respectivamente en relación con el modelo  $t=37^{\circ}\text{C}$ .

El ligamento es fundamental en el tratamiento ya que al ser sometido a cargas produce el desplazamiento de los dientes, en este estudio se obtuvieron esfuerzos adicionales producidos por la aleación NiTi, estos resultan en pequeñas variaciones adicionales en los desplazamientos.

Al revisar la literatura existente, se observa una falta de información sobre esta temática. Los estudios encontrados se centran en objetivos muy específicos en el campo de la ortodoncia. Por ejemplo, algunos estudios han evaluado el comportamiento del NiTi sometido a cambios de temperatura, como es el caso de Razali et al. [8], pero no han abordado su aplicación en condiciones clínicas reales del paciente.

## 7. Referencias

- [1] N. Pandis and C. P. Bourauel, “Nickel-Titanium (NiTi) arch wires: The clinical significance of super elasticity,” *Semin Orthod*, vol. 16, no. 4, pp. 249–257, Dec. 2010, doi: 10.1053/j.sodo.2010.06.003.
- [2] I. Uysal, B. Yilmaz, A. O. Atilla, and Z. Evis, “Nickel titanium alloys as orthodontic archwires: A narrative review,” *Engineering Science and Technology, an-International Journal*, vol. 36. Elsevier B.V., Dec. 01, 2022. doi: 10.1016/j.jestch.2022.101277.
- [3] H. Bellini, J. Moyano, J. Gil, and A. Puigdollers, “Comparison of the superelasticity of different nickel–titanium orthodontic archwires and the loss of their properties by heat treatment,” *J Mater Sci Mater Med*, vol. 27, no. 10, 2016, doi: 10.1007/s10856-016-5767-5.
- [4] Alvarado-Torres Emerik, “Undesired Effects in Orthodontic Treatment. Review of the literature,” *Latin American Journal of Orthodontics and Pediatric Dentistry*, 2015.
- [5] Azuara-Santana Daniela Paola and Gutiérrez-Rojo Jaime Fabián., “Pain in orthodontic treatment”.
- [6] Y. Shen, H. M. Zhou, Y. F. Zheng, B. Peng, and M. Haapasalo, “Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments,” *Journal of Endodontics*, vol. 39, no. 2. Elsevier Inc., pp. 163–172, 2013. doi: 10.1016/j.joen.2012.11.005.
- [7] P. Sandoval Vidal, A. Lara L, C. Minte Hidalgo, and P. Gutiérrez Moraga, “Characterization of Thermoactivated Wires for Orthodontic Use: Case Report,” *International journal of odontostomatology*, vol. 6, no. 1, pp. 65–70, 2012, doi: 10.4067/s0718-381x2012000100009.
- [8] Razali, A. S. Mahmud, and N. Mokhtar, “Force delivery of NiTi orthodontic arch wire at different magnitude of deflections and temperatures: A finite element study,” *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 77, pp. 234–241, Jan. 2018, doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.09.021.
- [9] Fredy Jacome, “Stresses and deformations in the arch, bracket and dentoalveolar unit, using blue and arches Elgiloy and Gummetal , with and without elastic: finite element analysis,” 2016.

- [10] Spanish Society of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, "What You Should Know About Orthodontics." Spanish Society of Orthodontics and Dental Orthopedics, Madrid, pp. 5–6, 2015.
- [11] S. J. Fajardo Y, Murillo LM, Velásquez R, "Distribution of deformations and stresses in the arch, bracket and dentoalveolar unit in space closure with the Damon system in patients with decreased periodontium in lower anterior teeth. three-dimensional finite element analysis." *Rev Odontos*, vol. 40, pp. 35–54, 2013.
- [12] O. Lopez R, R. Ortega, D. Pacheco, J. Soler, F. Pantoja, and F. Naranjo, "Biomechanical behavior of the dentoalveolar unit (UDA) of a central incisor under an orthodontic treatment, using wires of NiTi and NiTiCu: 3D simulation using finite elements," *Bistua Revista De La Facultad De Ciencias Basicas*, vol. 17, no. 3, p. 22, 2019, doi: 10.24054/01204211.v3.n3.2019.3561.
- [13] E. Gatto, G. Matarese, G. Di Bella, R. Nucera, C. Borsellino, and G. Cordasco, "Load-deflection characteristics of superelastic and thermal nickel-titanium wires," *Eur J Orthod*, vol. 35, no. 1, pp. 115–123, 2013, doi: 10.1093/ejo/cjr103.
- [14] P. Harikrishnan and V. Magesh, "Stress distribution and deformation in six tie wings Orthodontic bracket during simulated tipping – A finite element analysis," *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 200, p. 105835, 2021, doi: 10.1016/j.cmpb.2020.105835.
- [15] M. Taheri Andani *et al.*, "Mechanical and shape memory properties of porous Ni<sub>50.1</sub>Ti<sub>49.9</sub> alloys manufactured by selective laser melting," *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 68, no. January, pp. 224–231, 2017, doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.01.047.
- [16] J. Zupanc, N. Vahdat-Pajouh, and E. Schäfer, "New thermomechanically treated NiTi alloys – a review," *Int Endod J*, vol. 51, no. 10, pp. 1088–1103, 2018, doi: 10.1111/iej.12924.
- [17] S. Xiao *et al.*, "Differences in root stress and strain distribution in buccal and lingual orthodontics: A finite element analysis study," *Medicine in Novel Technology and Devices*, vol. 14. Elsevier B.V., Jun. 01, 2022. doi: 10.1016/j.medntd.2022.100119.
- [18] C. A. Lecce L, *Shape Memory Alloy Engineering*, vol. 1. Capua Italy, 2014.

- [19] Y. Song *et al.*, “Identification of the periodontal ligament material parameters using response surface method,” *Med Eng Phys*, vol. 114, Apr. 2023, doi: 10.1016/j.medengphy.2023.103974.
- [20] C. El Mtili, A. Khamlichi, L. Hessissen, and H. M. W. Badar, “Force-displacement relationships for NiTi alloy helical springs by using ANSYS: Superelasticity and shape memory effect,” *International Review of Applied Sciences and Engineering*, vol. 13, no. 3, pp. 309–320, Dec. 2022, doi: 10.1556/1848.2021.00389.
- [21] P. C. Sales Da Silva, C. José De Araújo, M. A. Savi, and N. C. Santos, “Simulation Of The Superelastic Behavior Of Ni-Ti Sma Belleville Washers Using Ansys.”
- [22] U. Likitmongkolsakul, P. Smithmaitrie, B. Samruajbenjakun, and J. Aksornmuang, “Development and Validation of 3D Finite Element Models for Prediction of Orthodontic Tooth Movement,” *Int J Dent*, vol. 2018, 2018, doi: 10.1155/2018/4927503.
- [23] Razali, A. S. Mahmud, and N. Mokhtar, “Force delivery of NiTi orthodontic arch wire at different magnitude of deflections and temperatures: A finite element study,” *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 77, no. June 2016, pp. 234–241, 2018, doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.09.021.
- [24] I. Ben Naceur, A. Charfi, T. Bouraoui, and khaled Elleuch, “Finite element modeling of superelastic nickel-titanium orthodontic wires,” *J Biomech*, vol. 47, no. 15, pp. 3630–3638, 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.007.
- [25] International Agency for Research on Cancer, *Drinking Coffee, Mate, And Very Hot Beverages To Humans*, 1186th ed., vol. 116. Lyon, France, 2018.
- [26] D. J. Rudolph, M. G. Willes, and G. T. Sameshima, “A Finite Element Model of Apical Force Distribution From Orthodontic Tooth Movement,” 2001. [Online]. Available: <http://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article-pdf/71/2/127/1377651/0003-3219>
- [27] A. Kushwah, M. Kumar, M. Goyal, S. Premsagar, S. Rani, and S. Sharma, “Analysis of stress distribution in lingual orthodontics system for effective en-masse retraction using various combinations of lever arm and mini-implants: A finite element method study,” *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, vol. 158, no. 6, pp. e161–e172, 2020, doi: 10.1016/j.ajodo.2020.08.005.

- [28] S. H. Zainal Ariffin, Z. Yamamoto, L. Z. Zainol Abidin, R. Megat Abdul Wahab, and Z. Zainal Ariffin, "Cellular and molecular changes in orthodontic tooth movement," *ScientificWorldJournal*, vol. 11, pp. 1788–1803, 2011, doi: 10.1100/2011/761768.