

**GANANCIA DE ESPACIO LOGRADA CON LA VERTICALIZACION DE  
MOLARES INFERIORES INCLINADOS MESIALMENTE USANDO  
ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS.**

**SPACE GAIN ACHIEVED THROUGH MESIALLY INCLINED LOWER MOLAR  
VERTICALIZATION USING FINITE ELEMENT ANALYSIS**

**AUTORES**

Daniela Alejandra Rizo Alvarez

Odontóloga General, Estudiante del Posgrado de ortodoncia y ortopedia  
maxilar

Universidad Santo Tomas – UNICOC

Laura Valentina Leal Cifuentes

Odontóloga General, Estudiante del Posgrado de ortodoncia y ortopedia  
maxilar

UNICOC

**ASESOR CIENTÍFICO**

Dra. Liliana Jara López

Odontóloga, Especialista en Ortodoncia, Magister en educación

U.M.N.G-UNICIEO- Santo Tomas

## **ASESOR METODOLÓGICO**

Dra. Luz Andrea Velandia Palacios

Odontóloga, Especialista en Ortodoncia y ortopedia maxilar, Especialista en

Odontología Legal y Forense, Doctorado en investigación

UNICOC – P.U.J - Universidad de Macerata-Italia

# GANANCIA DE ESPACIO LOGRADA CON LA VERTICALIZACION DE MOLARES INFERIORES INCLINADOS MESIALMENTE USANDO ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS.

## RESUMEN

**OBJETIVO:** Evaluar los efectos biomecánicos y la ganancia de espacio lograda con la verticalización de molares inferiores inclinados mesialmente usando análisis de elementos finitos.

**MÉTODOLOGIA:** La metodología empleada consistió en simular y analizar, mediante elementos finitos, el comportamiento mecánico de molares inclinados mesialmente y sus estructuras. Se utilizó una tomografía de una paciente de 42 años para modelar la anatomía dental específica, incluyendo la inclinación del molar 38. Las estructuras anatómicas, como hueso cortical, hueso trabecular, piezas dentales y ligamento periodontal, junto con accesorios ortodóncicos, fueron incorporadas en ANSYS Workbench. Se asignaron materiales, se definieron condiciones de apoyo y cargas, generando más de 820,000 elementos finitos y 1.2 millones de nodos para análisis detallados.

**RESULTADOS:** Los resultados revelan que la verticalización molar inferior corresponde con una ganancia promedio de espacio de 0,34893 mm por cada grado, destacándose NiTi Natural con 0,35065 mm/grado. El diente 47 alcanzando 0,38278 mm. En contraste, TiMo muestra la menor ganancia con 0,34763 mm/grado, y el diente 48 la menor verticalización (0,32512 mm/grado). Se observan deformidades coronales notables en el molar 38 con NiTi Natural (1,671 mm) y mínimas en el diente 48 con TiMo (0,66133 mm). En términos de esfuerzos, NiTi Natural genera tensiones más altas (5,9207

Pa) en el diente 47, mientras que TiMo muestra tensiones bajas (1,8171 Pa) en el diente 48. Las deformaciones en el hueso trabecular son mayores con NiTi Natural (0,0179 mm) y menores con TiMo (0,0716 mm). Al comparar hueso trabecular y cortical, NiTi Termoactivado muestra la menor deformación cortical (0,0066 mm), y NiTi Natural la mayor (0,0071 mm).

**CONCLUSIONES:** En este estudio determina que la verticalización de un molar inferior genera un promedio de 0,34893 mm de ganancia de espacio. No se observaron diferencias significativas entre las aleaciones evaluadas, aunque la NiTi Natural tuvo un desempeño ligeramente superior. La verticalización junto a un diente adyacente aumenta la ganancia de espacio. Todas las aleaciones demostraron la capacidad de generar esta ganancia por sí mismas, sin dispositivos adicionales. Sin embargo, el estudio tiene limitaciones y sus conclusiones deben aplicarse con precaución en distintos contextos clínicos.

**PALABRAS CLAVE:** *Verticalización, molar, elementos finitos, ganancia de espacio.*

# SPACE GAIN ACHIEVED THROUGH MESIALLY INCLINED LOWER MOLAR VERTICALIZATION USING FINITE ELEMENT ANALYSIS

## **ABSTRACT**

**OBJECTIVE:** *To evaluate the biomechanical effects and space gain achieved with verticalization of mesially tilted lower molars using finite element analysis.*

**METHODOLOGY:** *The methodology employed consisted of simulating and analyzing, by means of finite elements, the mechanical behavior of mesially tilted molars and their structures. A CT scan of a 42-year-old female patient was used to model the specific dental anatomy, including the inclination of molar 38. The anatomical structures, such as cortical bone, trabecular bone, dental pieces and periodontal ligament, together with orthodontic attachments, were incorporated into ANSYS Workbench. Materials were assigned, support conditions and loads were defined, generating more than 820,000 finite elements and 1.2 million nodes for detailed analysis.*

**RESULTS:** *The results reveal that lower molar verticalization corresponds to an average space gain of 0.34893 mm per degree, with NiTi Natural standing out at 0.35065 mm/degree. Tooth 47 achieved the highest verticalization at 0.38278 mm. In contrast, TiMo shows the least gain at 0.34763 mm/degree, with tooth 48 exhibiting the lowest verticalization (0.32512 mm/degree). Notable coronal deformities are observed in molar 38 with NiTi Natural (1.671 mm), and minimal deformities in tooth 48 with TiMo (0.66133 mm). In terms of forces, NiTi Natural generates higher stresses (5.9207 Pa) in tooth 47, while TiMo exhibits lower stresses (1.8171 Pa) in tooth 48. Deformations in trabecular bone are greater with NiTi Natural (0.0179 mm) and lower with TiMo*

*(0.0716 mm). When comparing trabecular and cortical bone, NiTi Thermally Activated shows the least cortical deformation (0.0066 mm), while NiTi Natural exhibits the highest (0.0071 mm).*

**CONCLUSIONS:** In this study, all dental alloys (NiTi natural, CuNiTi, heat-activated NiTi, and Thymo) demonstrated similar effectiveness in the uprighting and space gain of lower molars, indicating that on average, one degree of uprighting is equivalent to 0,34893 mm. The NiTi natural alloy exhibited slightly superior performance. Furthermore, straightening with a continuous arch favored improved uprighting and greater space gain in cortical bone. These findings suggest that alloy selection and straightening technique are crucial factors in optimizing outcomes in orthodontics.

**KEYWORDS:** *Molar, uprighting, finite element análisis, space gain*

## **INTRODUCCIÓN**

Uno de los desafíos más comunes en la práctica ortodóncica es la verticalización de molares inclinados ya que esto puede tener un impacto significativo en la oclusión y la función masticatoria del paciente. La ausencia de molares inferiores es frecuente en la consulta odontológica; dado su mayor volumen y tamaño, la pérdida de estas estructuras dentales puede conllevar a desviaciones de la línea media, rotaciones o migraciones con posibles extrusiones de dientes antagonistas (1,2).

Por consiguiente, existen diversos métodos para lograr la verticalización o enderezamiento molar que es un procedimiento común en la ortodoncia que se utiliza para corregir la inclinación de los molares. La verticalización molar se realiza mediante la aplicación de fuerzas controladas en los dientes para enderezarlos y colocarlos en una posición vertical adecuada. Existen diferentes técnicas para lograr la verticalización molar, incluyendo el uso de mini-tornillos, arcos segmentados y otros dispositivos ortodónticos, esta elección de la técnica adecuada dependerá de las necesidades específicas del paciente y de la evaluación del ortodoncista. De modo que, la verticalización molar puede mejorar la función masticatoria, la estética dental y la salud oral en general (3, 6).

La simulación por método de elementos finitos (MEF) es una herramienta útil para evaluar la biomecánica de la verticalización molar. Esta técnica permite la visualización y la evaluación de las fuerzas y las tensiones en los dientes y los tejidos circundantes durante el tratamiento ortodóntico. Además, la simulación por MEF puede ser una alternativa a los estudios clínicos, ya que permite la evaluación de diferentes escenarios sin la necesidad de sujetos

humanos. Esta técnica permite planificar el tratamiento de manera más precisa, lo que aumenta la eficacia del tratamiento y de la investigación (4).

El uso de MEF permite analizar la mecánica estructural de los dientes y los tejidos circundantes de manera precisa y detallada, la técnica simula el comportamiento de los materiales y estructuras bajo diferentes cargas y condiciones, lo que permite evaluar la estabilidad y la resistencia de las estructuras anatómicas, brackets, arcos, entre otros. Además, como la técnica también se utiliza para evaluar la distribución de tensiones y la deformación en los tejidos blandos y duros de la boca, se puede predecir posibles complicaciones para tomar medidas preventivas antes de que ocurran como la respuesta del soporte óseo o la extrusión durante el tratamiento y mejorar los resultados de este (5).

La verticalización de un diente puede lograrse mediante diferentes técnicas de ortodoncia, dependiendo de la posición y la inclinación del diente. Una opción común es el uso de mini-tornillos como anclaje para aplicar fuerzas de tracción directa o indirecta en el diente. También se pueden utilizar otros dispositivos auxiliares, resortes o diferentes aleaciones del arco (6).

Teniendo en cuenta que cuando un molar se pierde prematuramente el diente adyacente tiende a mesoinclinarse debido al espacio edéntulo disponible se hace necesario utilizar métodos para la verticalización molar con el fin de estabilizar el plano oclusal y mejorar la función masticatoria llevando hacia la posición correcta los molares. Esta técnica de verticalización molar implica la aplicación de fuerzas suaves y graduales sobre el diente a través de aparatología ortodóncica como el bracket y sus modificaciones según sitio de

cementación, arcos de diferente aleaciones, bandas o aditamentos auxiliares (7).

Una vez lograda la verticalización es importante para el ortodoncista conocer la ganancia de espacio lograda bajo este tipo de movimientos. Es importante adicionalmente predecir la cantidad de espacio disponible una vez verticalizado el molar, para la planificación del tratamiento, así como conocer con precisión cuantos milímetros se obtienen por cada grado de verticalización y así predecir la posición exacta en la que el diente se ubica. Ya que no se cuenta con información precisa en la literatura y es de difícil medición sobre paciente cuantificar adecuadamente es necesario una simulación bajo un modelo matemático.

A su vez, el uso de elementos finitos en la simulación del enderezamiento de molares permite evaluar la eficacia y seguridad de diferentes técnicas de ortodoncia y materiales de tratamiento. Para ello, se crea un modelo 3D del molar y su entorno utilizando un software de modelado 3D. Se asignan propiedades mecánicas a los materiales del modelo, como el molar, el hueso y los brackets o alambres de ortodoncia. Utilizando un software de análisis de elementos finitos, se simula el movimiento del molar al aplicar una fuerza ortodóntica. El software calcula las tensiones y deformaciones en el molar y su entorno en cada etapa del movimiento, lo que permite ajustar el tratamiento para lograr el enderezamiento deseado del molar y evaluar la eficacia de las técnicas y materiales utilizados (5).

Por lo tanto, el objetivo de este estudio es evaluar los efectos biomecánicos y la ganancia de espacio lograda con la verticalización de molares inferiores inclinados mesialmente usando análisis de elementos finitos.

## **METODOLOGÍA**

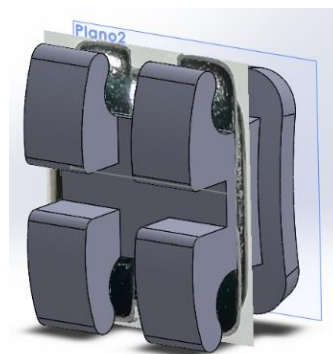
La metodología empleada en la elaboración del estudio constó en la simulación y análisis del comportamiento mecánico de los molares inclinados mesialmente y sus estructuras utilizando la técnica de elementos finitos.

La primera etapa del proceso consistió en la adquisición de datos, donde se obtuvo una tomografía de una paciente femenina de 42 años en formato DICOM. Esta tomografía proporcionó una representación tridimensional de la arcada inferior de la paciente con el molar 38 inclinado mesialmente por ausencia de los dientes 37 y 36. Por otro lado, en el lado derecho, se constató la ausencia del diente 46, y se notó una inclinación mesial en los molares 47 y 48. Estas características específicas de la anatomía dental de la paciente se tuvieron en cuenta al diseñar y desarrollar el modelo geométrico y las simulaciones de elementos finitos en el estudio de las estructuras, lo que sirvió como base para la construcción del modelo geométrico (Tabla 1).

El preprocesamiento de los datos se realizó en esta fase, se llevó a cabo el modelado de las estructuras anatómicas de interés, que incluyeron el hueso cortical, el hueso trabecular, las piezas dentales y el ligamento periodontal. La reconstrucción de estas estructuras se logró mediante el uso de una versión de evaluación del software 3D Doctor 4.0, lo que permitió generar archivos STL que representaban la superficie exterior de cada componente.

Además de las estructuras anatómicas, se modelaron los accesorios ortodóncicos, como los brackets estándar slot 0,022 X 0,028 y arcos calibre 0,017 X 0,025 en 4 diferentes TiMo, NiTi natural, NiTi Termoactivado y CuNiTi, respectivamente, que son fundamentales en el tratamiento ortodóncico. Para garantizar la precisión de estos modelos, se utilizaron fotografías y mediciones reales de los elementos físicos (Figura 1).

**Figura 1:**  
**Bracket modelado estándar.**



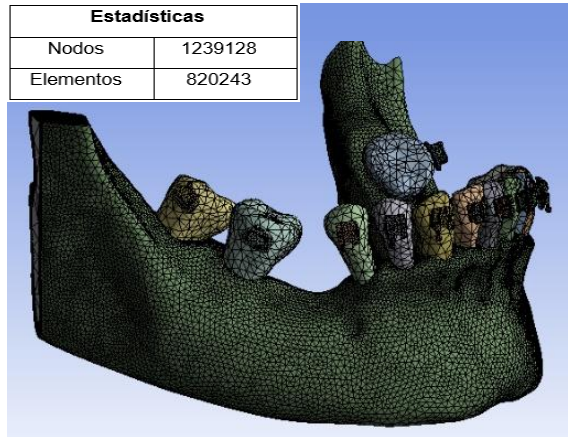
Todos los elementos se ubicaron en sus posiciones anatómicas y se ensamblaron en un conjunto coherente que representaba fielmente la situación clínica.

La siguiente fase se centró en la importación de la geometría del conjunto en el software ANSYS Workbench. Aquí, se asignaron los materiales correspondientes a cada elemento, considerando sus propiedades mecánicas. La asignación precisa de los materiales es esencial para obtener resultados confiables en las simulaciones.

La preparación del modelo incluyó el enmallado de la geometría para discretizarla en elementos finitos. Esta discretización permitió realizar análisis numéricos detallados de las estructuras y sus respuestas mecánicas.

El número de elementos finitos generados para el modelo fue de 820.243 con 1.239.128 nodos (Figura 2).

**Figura 2:  
Enmallado total.**



Se definieron las condiciones de apoyo, asegurando que el conjunto estuviera completamente definido en términos de restricciones de movimiento. Además, se especificaron las cargas aplicadas, incluyendo la magnitud, dirección y sentido de estas cargas, según el escenario clínico que se deseaba simular (Tabla 1).

Finalmente, se determinaron los resultados que se obtendrían en la simulación, como los esfuerzos y deformaciones de cada componente del conjunto. El programa ANSYS Workbench se encargó de realizar los cálculos numéricos necesarios para obtener los resultados requeridos.

**Tabla 1:****Módulo de Young y coeficiente de Poisson por estructura.**

<b>Estructura</b>	<b>Módulo de Young (Pa)</b>	<b>Coficiente de Poisson (<math>\nu</math>)</b>
<b>Diente Xia Z (8)</b>	20000	0.30
<b>Ligamento periodontal Xia Z (8)</b>	0.71	0.40
<b>Hueso cortical Cifter M (9)</b>	13700	0.26
<b>Hueso trabeculado Cifter M</b>	1370	0.30
<b>TMA Caballero GM (10)</b>	69000	0.30
<b>Cobre niquel – titanio</b>	70000 – 90000	0,3 – 0,35
<b>Niti termoactivado</b>	50000 – 70000	0,25 – 0,3
<b>Niti natural</b>	50000 – 70000	0,3 – 0,35

*Nota: El módulo de Young, se expresa en pascales (Pa). El coeficiente de Poisson es adimensional, es decir, no tiene unidades. Se representa por la letra griega  $\nu$  (nu).*

Una vez completadas las simulaciones, se procedió al post procesamiento, donde se procesaron y visualizaron los resultados obtenidos. Estos resultados proporcionaron información precisa sobre el comportamiento mecánico de los molares y sus estructuras en respuesta a las condiciones clínicas simuladas.

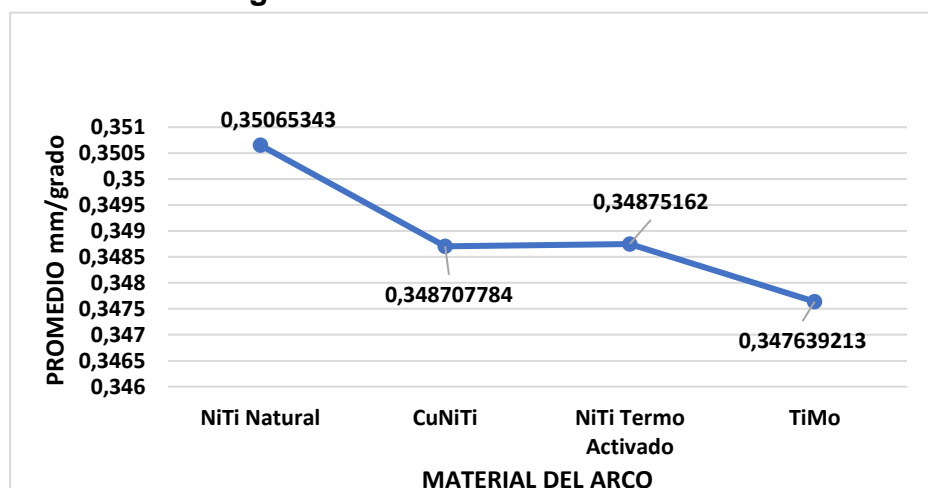
En resumen, la metodología seguida en esta tesis abarcó desde la adquisición de datos hasta la simulación y análisis numérico utilizando la técnica de elementos finitos. Este enfoque multidisciplinario permitió una comprensión más profunda de las respuestas biomecánicas en situaciones clínicas reales, contribuyendo al avance del conocimiento en el campo de la ortodoncia.

## RESULTADOS

Una vez que se ha realizado la discretización de la geometría y se han definido las propiedades de los materiales, se procede al análisis de los resultados obtenidos a partir de la simulación.

Se llevó a cabo un análisis detallado de los datos recopilados que relacionan los milímetros logrados por grado de verticalización del molar. Se estableció que, el promedio de 1 grado de verticalización entre las 4 aleaciones utilizadas (NiTi Natural, CuNiTi, NiTi Termoactivado y TiMo), resultó en un movimiento en milímetros de 0,34893. Sin embargo, la aleación de NiTi natural demostró presentar la mayor ganancia de espacio con un promedio de 0,35065 milímetros por cada grado verticalizado. Además, se observó que en el caso del diente 47 se lograron mayores valores de verticalización con 0,38278 milímetros, el cual se dio con el uso de arco NiTi natural. Contrariamente, la aleación que menos logró ganancia de espacio fue el TiMo con un promedio de 0,34763 milímetros por cada grado de verticalización, siendo, el diente 48 con dicha aleación el que presentó la menor verticalización con una ganancia de 0,32512 mm/grado (Gráfico 1).

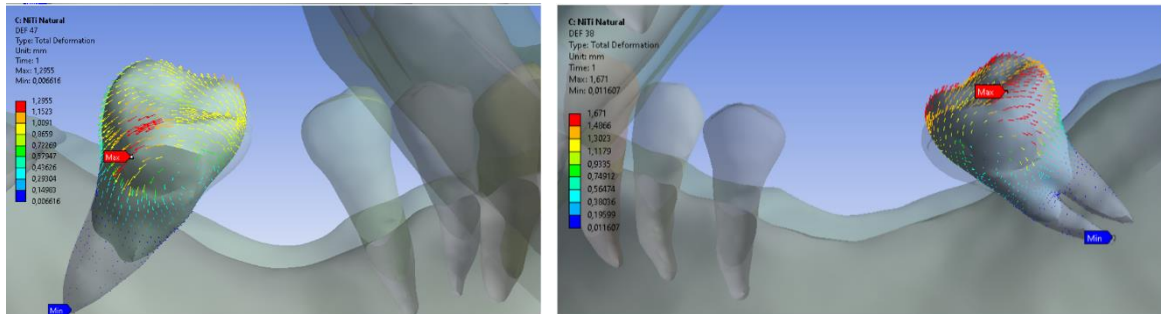
**Gráfico 1:**  
**Promedio mm/grados**



Al analizar la imagen de verticalización del molar con y sin diente adyacente, se observa que el diente 47 muestra una mayor verticalización 0,38278 mm comparado con el diente 48 y 38 con 0,33178 mm y 0,33737 mm respectivamente. (Figura 3a, 3b).

**Figura 3:**

**Comparación Con Diente Adyacente y Sin Diente Adyacente.**



a)

b)

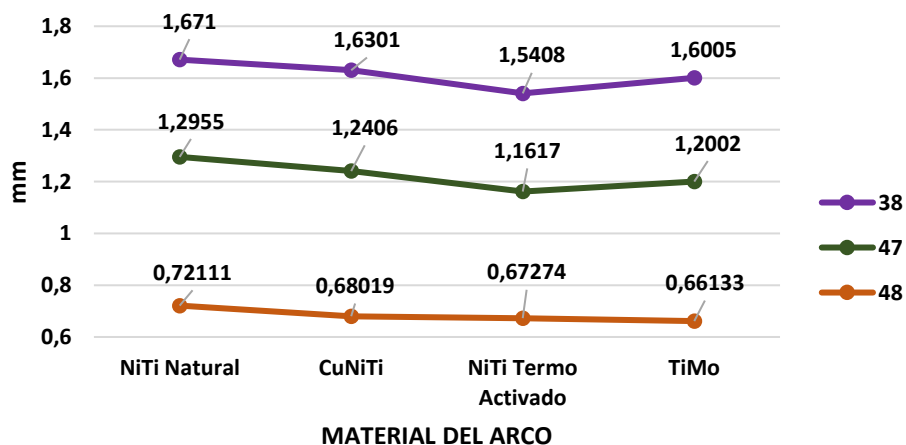
*Nota: Comparación de la deformación total en cuadrantes tres y cuatro.*

a) Diente 47 con diente adyacente b) Diente 38 sin diente adyacente.

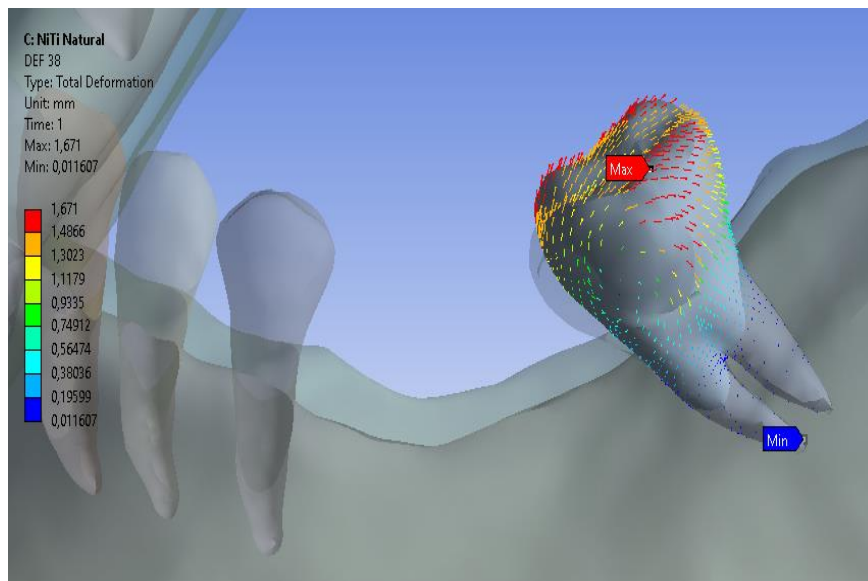
Al evaluar las deformaciones se observaron valores más altos en la zona coronal al verticalizar el molar 38 cuando se utilizó un arco NiTi natural, estas deformaciones alcanzaron un valor de 1,671mm. Mientras en comparación con el diente 48 se presentaron deformaciones mínimas de 0,66133mm con un arco TiMo. (Gráfico 2, figura 4).

**Gráfico 2:**

**Comparación de deformaciones 38-47-48.**

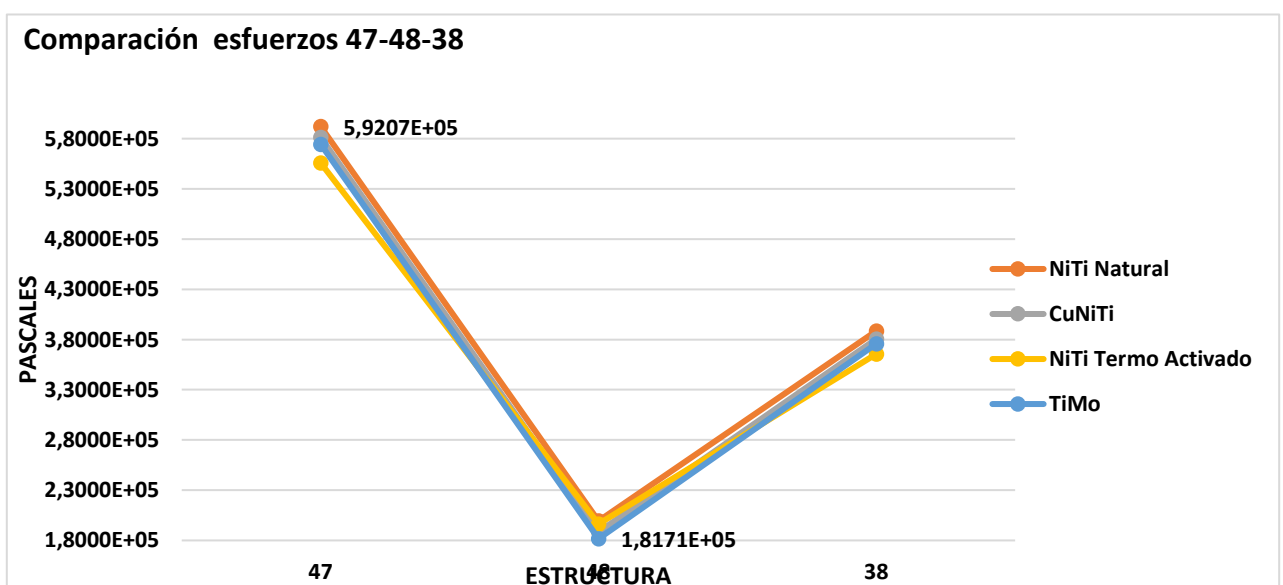


**Figura 4:**  
**Deformación total de diente 38 en arco NiTi natural.**



Los resultados revelaron que los esfuerzos generados sobre los molares variaron significativamente según el tipo de arco utilizado y el diente. El arco de NiTi natural sobre el diente 47 generó las tensiones más altas en comparación con los otros arcos, siendo de 5,9207 Pa. En contraste, el arco de titanio molibdeno exhibió tensiones relativamente bajas siendo menores en el diente 48 con 1,8171 Pa (Grafico 3).

**Gráfico 3:**



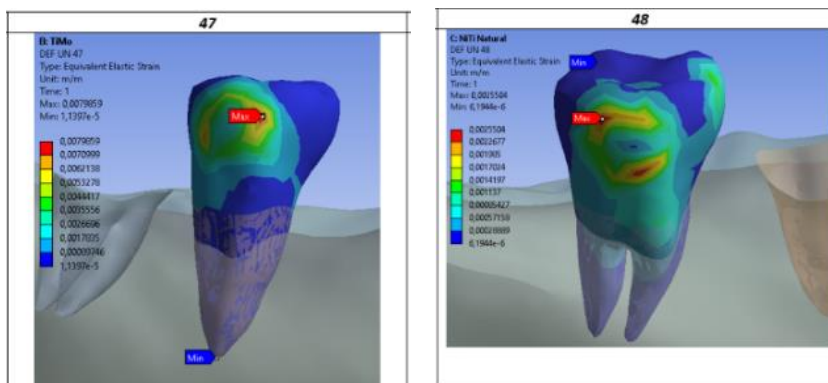
Se observó que las áreas de mayor deformación se concentraron en la zona coronal del diente 47 con 8,2351 Pa en un arco NiTi Natural (Figura 4).

Además, se identificaron diferencias en los patrones de deformación según el tipo de arco ortodóntico utilizado. Al observar los valores obtenidos se encontró que, el arco de NiTi natural generó mayores deformaciones con un valor de 8,23 mm en las coronas en comparación con el arco de TiMo que presento menor deformación con un valor de 2,32 mm. Esta variación en las deformaciones puede estar relacionada con las propiedades mecánicas de los arcos y su capacidad para transmitir fuerzas y momentos al diente durante la verticalización (Tabla 2, Figura 5a, 5b).

**Tabla 2:**  
**Deformación unitaria dental.**

MATERIAL	DEFORMACIÓN UNITARIA (m/m)		
	38	47	48
ARCO EN CuNiTi	4,9300E-02	8,0826E-03	2,4121E-03
ARCO EN TiMo	4,8650E-03	7,9859E-03	2,3283E-03
ARCO EN NiTi TERMOACTIVADO	4,7185E-03	7,7221E-03	2,5084E-03
ARCO EN NiTi NATURAL	5,0328E-03	8,2351E-03	2,5504E-03

**Figura 5:**  
**Comparación de los esfuerzos de los arcos.**



a)

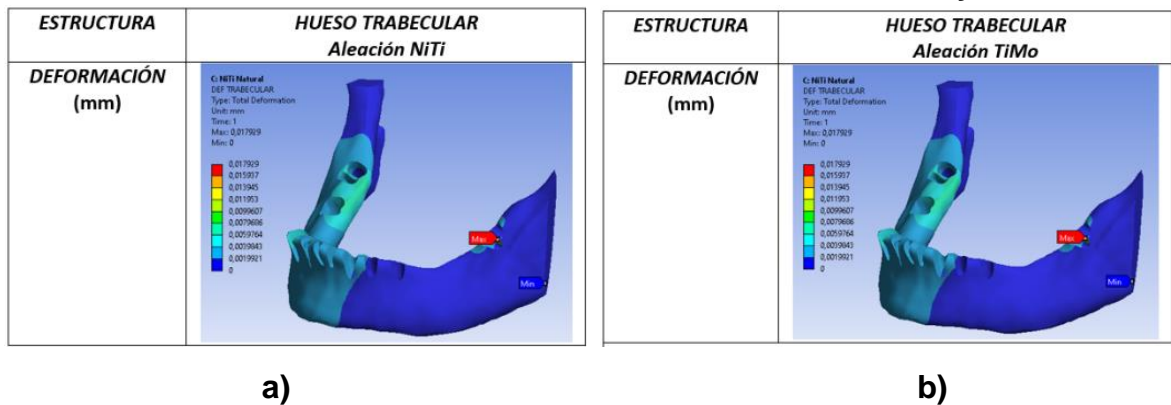
b)

*Nota:* Comparación de los esfuerzos sobre las cuatro aleaciones. a) Diente 47  
b) Diente 48.

Al evaluar los resultados obtenidos de la deformación en hueso cortical y trabecular presentaron patrones significativos en la respuesta a la verticalización realizada.

Se observó que las áreas con la mayor deformación se localizaron en el hueso trabecular asociado a la aleación de NiTi Natural con un valor de 0,0179 mm siendo esta la que mostró mayor deformación en el área. Por el contrario, la aleación que generó menor deformación en el hueso trabecular fue el TiMo con un valor de 0,0716 mm (Grafico 4, figura 6a, 6b).

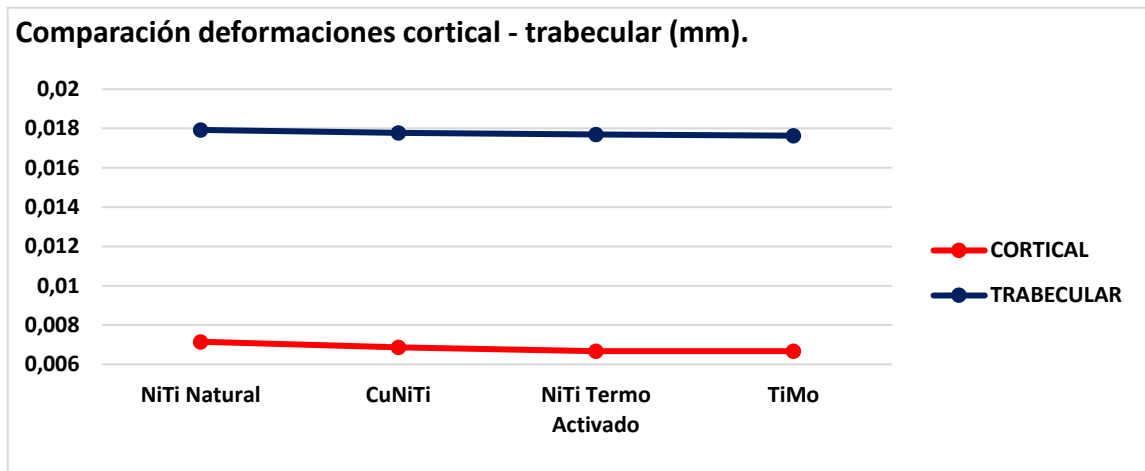
**Figura 6:**  
**Deformación del hueso trabecular con la aleación NiTi natural y TiMo.**



*Nota:* Deformación del hueso trabecular. a) Hueso trabecular con aleación NiTi  
b) Hueso trabecular con aleación Timo.

Por otro lado; al comparar la deformación entre el hueso trabecular y el hueso cortical se observó en el hueso cortical una menor deformación durante el proceso de verticalización de los molares inferiores, presentándose una menor deformación con la aleación de NiTi termoactivado con un valor de 0,0066 mm y la aleación NiTi natural mostró ser la que mayor deformación tuvo con un valor de 0,0071 mm (Grafico 4).

**Gráfico 4.**



## DISCUSIÓN

En la práctica clínica no se tiene claridad respecto a la cantidad de espacio que se logra ganar en milímetros al verticalizar un molar con fines preprotésicos, el espacio disponible es una variable que frecuentemente carece de una definición precisa en estos casos y empíricamente se considera que cada grado de inclinación obtenida equivale a un milímetro de espacio adquirido, valor que no se encuentra reportado en la literatura científica.

Legrav-ere y cols en el año 2021 (11), justifica el uso del análisis de elementos finitos como una herramienta exitosa en la práctica clínica para abordar problemas biomecánicos complejos que resultan difíciles de resolver mediante enfoques puramente clínicos. En el presente estudio se utilizó los elementos finitos para demostrar la eficacia del movimiento de verticalización con diferentes tipos de aleación.

En el presente estudio se utilizó un análisis de elementos finitos con la finalidad de resolver el comportamiento biomecánico de verticalización molar, demostrando la eficacia del movimiento con diferentes tipos de movimiento biomecánico en el movimiento de verticalización. Para investigar la verticalización de molares inferiores y la ganancia de espacio obtenida por cada milímetro de verticalización del molar, tanto en comparación con un molar que presenta diente adyacente como en un escenario de un solo molar, empleando diversas aleaciones, incluyendo TiMo, NiTi natural, NiTi Termoactivado y CuNiTi y evaluando los efectos biomecánicos, así como la ganancia de espacio resultante.

El estudio de Barros y cols en el año 2021 (12) modeló aisladamente con elementos finitos el movimiento de verticalización de un molar con el uso de un cantiliver, con TMA y acero inoxidable, demostrando una mayor eficacia con aleación de TMA con respecto al acero inoxidable. En el presente estudio se modeló una mecánica de verticalización de un molar con arco continuo y dientes adyacentes, con la utilización de diferentes aleaciones, donde se observó que el Niti natural tuvo un mejor desempeño. Esta aleación generó tensiones, deformaciones, esfuerzos y desplazamientos más altos que los que se encontraron con el CuNiTi, TMA y el NiTi Termoactivado.

Con respecto al estudio de Barros (12) esta discrepancia de resultado puede atribuirse a diferencias en la metodología y la técnica utilizada.

En el estudio llevado a cabo por Lyu en 2023 (13), se observó que los valores de tensión máxima se localizaron predominantemente en la interfaz entre el accesorio y la superficie del diente. Este hallazgo proporciona la distribución de tensiones. Al contrastar estos resultados con los obtenidos en este estudio, se revelan que los esfuerzos sobre los molares, considerando variables como el tipo de alambre utilizado y la inclinación del molar, puede variar, ambos estudios sugieren que la región coronal juega un papel en la distribución de tensiones, lo que subraya la importancia de comprender la carga biomecánica en esta área específica.

Taisa Raveli en 2017 (14) reportó una ganancia de espacio de 4 mm posterior a la verticalización del diente 37 con diente adyacente y utilizando un cantiliver. Se debe tener en cuenta que no fue reportada en grados. En el presente estudio con la verticalización del diente 47 y diente adyacente se observó que presenta una mayor verticalización en la misma condición de la

anterior verticalización con diente adyacente, representada en una ganancia de espacio en grados de 3,37 que equivalen a 1,29mm con alambre de NiTi natural.

Según Rose y cols (15) indican que el movimiento biológico del diente depende de muchos factores que implican las diferentes limitaciones biológicas que influyen en la estabilidad y eficacia de la biomecánica. En el presente estudio bajo las limitaciones del tipo de reborde alveolar, se observó que la altura del hueso alveolar en el proceso de verticalización en ambos cuadrantes se clasificó como un reborde alveolar Seibert tipo III con un defecto combinado grande según Wang donde el hueso trabecular con respecto al hueso cortical presentó mayor deformación con los diferentes alambres utilizados lo que se debe tener en cuenta dichos factores para considerar una verticalización eficiente en la planificación del tratamiento y la toma de decisiones clínicas.

Nagaraj y cols en 2008 (16), destaca las dificultades adicionales asociadas con el movimiento de mesialización molar mandibular en comparación con los molares superiores. Esta dificultad se atribuye a la composición anatómica de la mandíbula, caracterizada por la presencia de un hueso cortical más grueso conectado por hueso trabecular. La estructura densa del hueso cortical en la mandíbula contribuye a una mayor resistencia a las fuerzas aplicadas. En la presente investigación, se compara la deformación del hueso cortical y del hueso trabecular durante el proceso de verticalización de los molares inferiores. Los resultados obtenidos respaldan la noción de que el hueso cortical, al ser más compacto, exhibe una menor deformación en comparación con el hueso trabecular y el hueso cortical denso, proporciona una resistencia

mayor a las fuerzas aplicadas. En consecuencia, al verticalizar molares inferiores, la menor deformación en el hueso cortical sugiere una mayor estabilidad y resistencia a los cambios estructurales.

Magkavali-Trikka y cols en 2018 (6) describió la verticalización del molar utilizando una biomecánica con cantiliever anclado a un mini implante ubicado en la cresta alveolar de la zona edéntula. En el presente estudio en el que se utilizó mecánica de arco continuo directo al tubo del diente 47 y 48 se logró la verticalización del molar 47 sin necesidad de aditamentos tipo mini implante obteniendo un resultado de verticalización con la aleación de NiTi Natural.

## CONCLUSIONES

Se determinó que utilizando un arco NiTi natural, CuNiTi, NiTi termoactivado y Timo, un grado de verticalización equivale en promedio a 0,34893 milímetros de ganancia de espacio en un molar inferior.

Se encontró que no existen diferencias significativas entre las aleaciones estudiadas (TiMo, CuNiTi, NiTi termoactivado y NiTi natural) en términos de su eficacia en la verticalización y la ganancia de espacio por sí mismas, sin requerir dispositivos auxiliares adicionales. Sin embargo, es importante destacar que la aleación de NiTi Natural demostró un comportamiento ligeramente superior en este estudio.

El enderezamiento de un molar inferior con diente adyacente y arco continuo favorece a una mejor verticalización, por ende, a una mayor ganancia de espacio en hueso cortical.

## RECOMENDACIONES

Para futuras investigaciones en el campo de la ortodoncia y la verticalización de molares, se sugieren las siguientes recomendaciones:

Realizar investigaciones que incluyan análisis dinámicos de elementos finitos para comprender mejor la cinética de la verticalización y la velocidad del movimiento dental en diferentes situaciones clínicas, permitiendo una representación más precisa a través de la incorporación de tecnología dinámica.

Conducir estudios de seguimiento a largo plazo para evaluar la estabilidad de los resultados de la verticalización y la ganancia de espacio en pacientes después de finalizado el tratamiento. Esto proporcionará información sobre la retención de los resultados y la durabilidad de este tipo de procedimiento.

Investigar y comparar diferentes métodos de verticalización de molares, incluyendo el uso de mini implantes y otros dispositivos auxiliares, para determinar las ventajas y desventajas de cada enfoque en términos de eficacia y comodidad para el paciente.

Adicional, evaluar los efectos de acción y reacción en los dientes de anclaje anteriores que soportan las cargas generadas durante la verticalización de molares.

Estas recomendaciones pueden guiar futuras investigaciones en la mejora de la comprensión y el tratamiento de la verticalización de molares en

ortodoncia, contribuyendo a resultados clínicos más predecibles y satisfactorios para los pacientes.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kaklamanos EG, Lazaridou D, Tsiantou D, Kotsanos N, Athanasiou AE. Dental arch spatial changes after premature loss of first primary molars: a systematic review of controlled studies. *Odontology*. 2016 Nov 23;105(3):364–74.
2. Ankita Warkhandkar, Habib L. Effects of Premature Primary Tooth Loss on Midline Deviation and Asymmetric Molar Relationship in the Context of Orthodontic Treatment. *Cureus*. 2023 Jul 25;
3. Musilli M, Marsico M, Romanucci A, Grampone F. Molar uprighting with mini screws: Comparison among different systems and relative biomechanical analysis. *Prog Orthod*. 2010;11(2):166–73.
4. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2014 Sep-Dec;4(3):200-3.
5. 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.
6. Magkavali-Trikka P, Emmanouilidis G, Papadopoulos MA. Mandibular molar uprighting using orthodontic miniscrew implants: a systematic review. *Progress in Orthodontics*. 2018 Jan 8;19(1).
7. Cernei ER, Mavru RB, Zetui IN. Second molar uprighting after premature loss of mandibular first permanent molar--case report. *Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi*. 2015 Apr-Jun;119(2):572-8.
8. Xia Z, Jiang F, Chen J. Estimation of periodontal ligament's equivalent mechanical parameters for finite element modeling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;143:486-91.

9. Cifter M, Sarac M. Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;140:e233-41.
10. Caballero GM, Carvalho Filho OA, Hargreaves BO, Brito HH, Magalhaes Junior PA, Oliveira DD. Mandibular canine intrusion with the segmented arch technique: A finite element method study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015;147:691-7
11. Lagravère M. Finite element analysis: Is it justifiable? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2021 Mar;159(3):255-256. doi: 10.1016/j.ajodo.2020.10.017.
12. Barros SE, Faria J, Jaramillo Cevallos K, Chiqueto K, Machado L, Noritomi P. Torqued and conventional cantilever for uprighting mesially impacted molars: A 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2022 Oct;162(4):e203-e215. doi: 10.1016/j.ajodo.2022.07.014. Epub 2022 Aug 20.
13. Lyu X, Cao X, Chen L, Liu Y, Li H, Hu C, Tan J. Accumulated biomechanical effects of mandibular molar mesialization using clear aligners with auxiliary devices: an iterative finite element analysis. *Prog Orthod*. 2023 Apr 10;24(1):13.
14. Raveli TB, Shintcovsk RL, Knop LAH, Sampaio LP, Raveli DB. Orthodontic Replacement of Lost Permanent Molar with Neighbor Molar: A Six-Year Follow-Up. *Case Rep Dent*. 2017;2017:4206435.
15. Rose D, Quick A, Swain M, Herbison P. Moment-to-force characteristics of preactivated nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy symmetrical T-loops. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Jun;135(6):757-63. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.06.015.

- 16.** Nagaraj K, Upadhyay M, Yadav S. Titanium screw anchorage for protraction of mandibular second molars into first molar extraction sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 Oct;134(4):583-91. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.09.055.

## ANEXOS

Tabla 1. .

Módulo de Young y coeficiente de Poisson por estructura.

<b>Estructura</b>	<b>Módulo de Young</b>	<b>Coeficiente de Poisson</b>
<b>Diente (34)</b>	20000	0.30
<b>Ligamento periodontal (34)</b>	0.71	0.40
<b>Hueso cortical (35)</b>	13700	0.26
<b>Hueso trabeculado (35)</b>	1370	0.30
<b>TMA (36)</b>	69000	0.30
<b>Cobre níquel – titanio</b>	70000 – 90000	0,3 – 0,35
<b>Niti termoactivado</b>	50000 – 70000	0,25 – 0,3
<b>Niti natural</b>	50000 – 70000	0,3 – 0,35

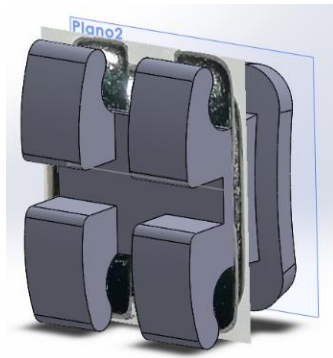
**Tabla 2.**

**Deformación unitaria dental.**

<i>MATERIAL</i>	DEFORMACIÓN UNITARIA (m/m)		
	<i>38</i>	<i>47</i>	<i>48</i>
ARCO EN CuNiTi	4,9300E-02	8,0826E-03	2,4121E-03
ARCO EN TiMo	4,8650E-03	7,9859E-03	2,3283E-03
ARCO EN NiTi TERMOACTIVADO	4,7185E-03	7,7221E-03	2,5084E-03
ARCO EN NiTi NATURAL	5,0328E-03	8,2351E-03	2,5504E-03

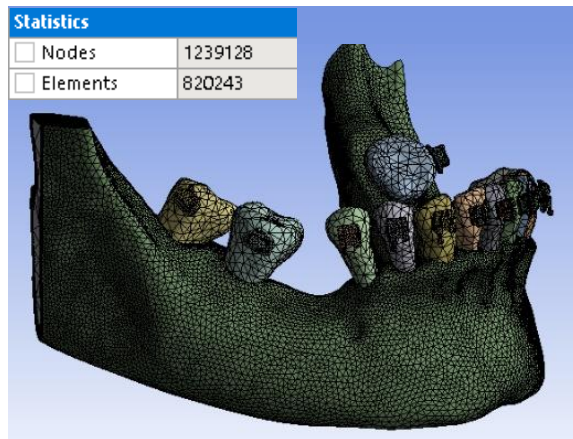
**Figura 1.**

**Bracket modelado estándar.**



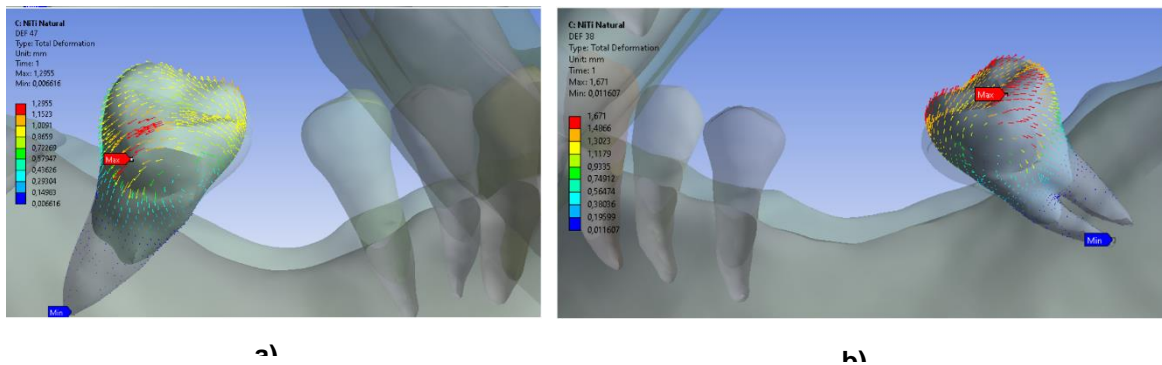
**Figura 2.**

**Enmallado total.**



### Figura 3.

### Comparación con diente adyacente y sin diente adyacente.

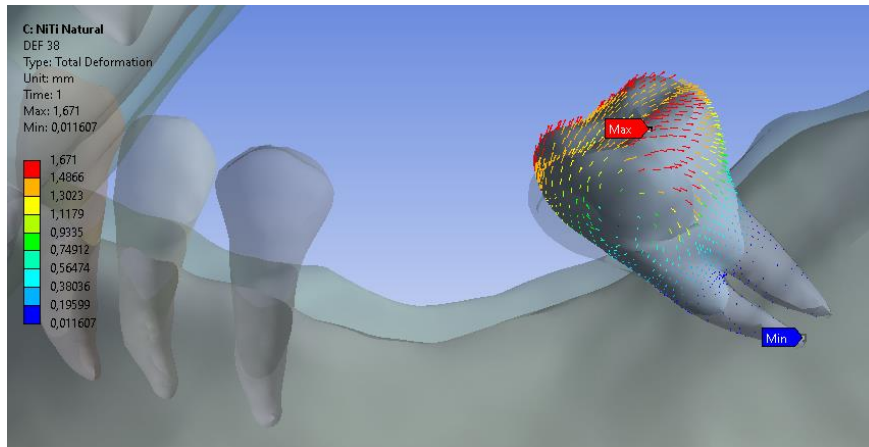


*Nota: Comparación de la deformación total en cuadrantes tres y cuatro.*

a) Diente 47 con diente adyacente b) Diente 38 sin diente adyacente.

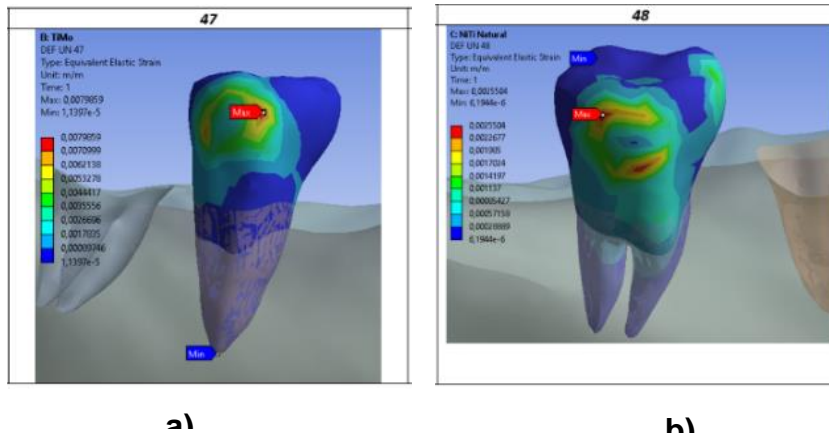
**Figura 4.**

**Deformación total de diente 38 en arco NiTi natural.**



**Figura 5.**

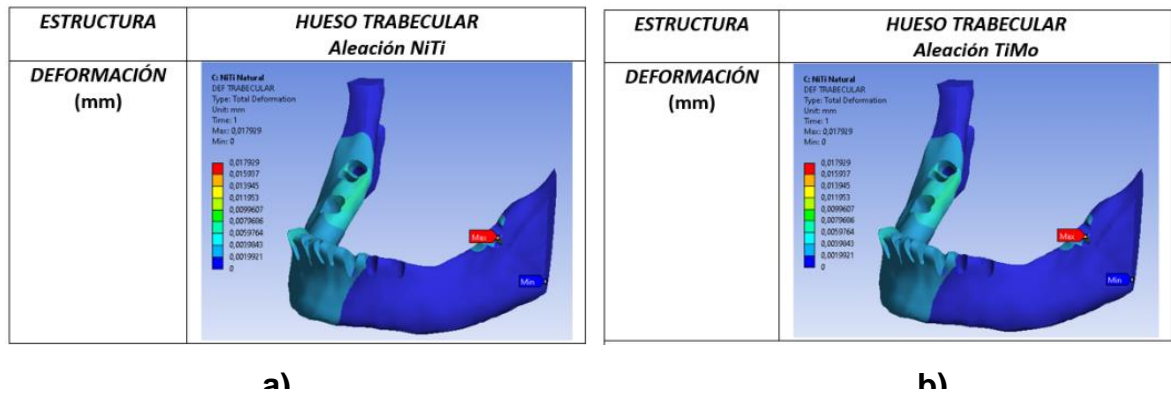
**Comparación de los esfuerzos de los arcos.**



*Nota:* Comparación de los esfuerzos sobre las cuatro aleaciones. a) Diente 47  
b) Diente 48.

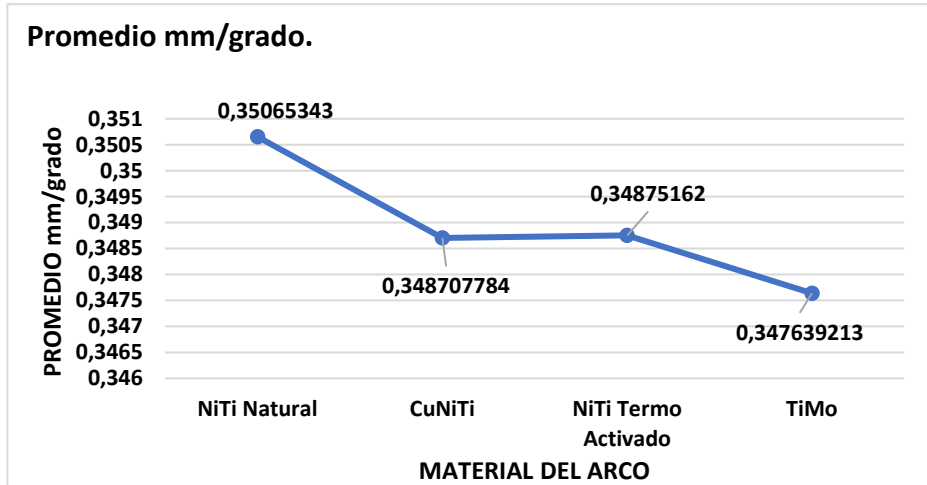
**Figura 6.**

**Deformación del hueso trabecular con la aleación NiTi natural y TiMo.**

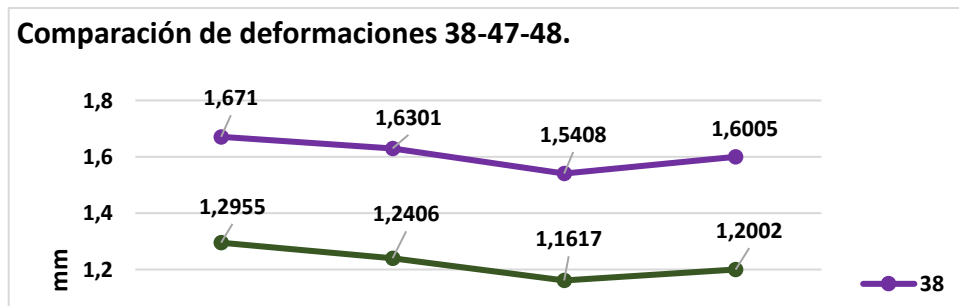


*Nota:* Deformación del hueso trabecular. a) Hueso trabecular con aleación NiTi  
b) Hueso trabecular con aleación Timo.

Gáfico 1.



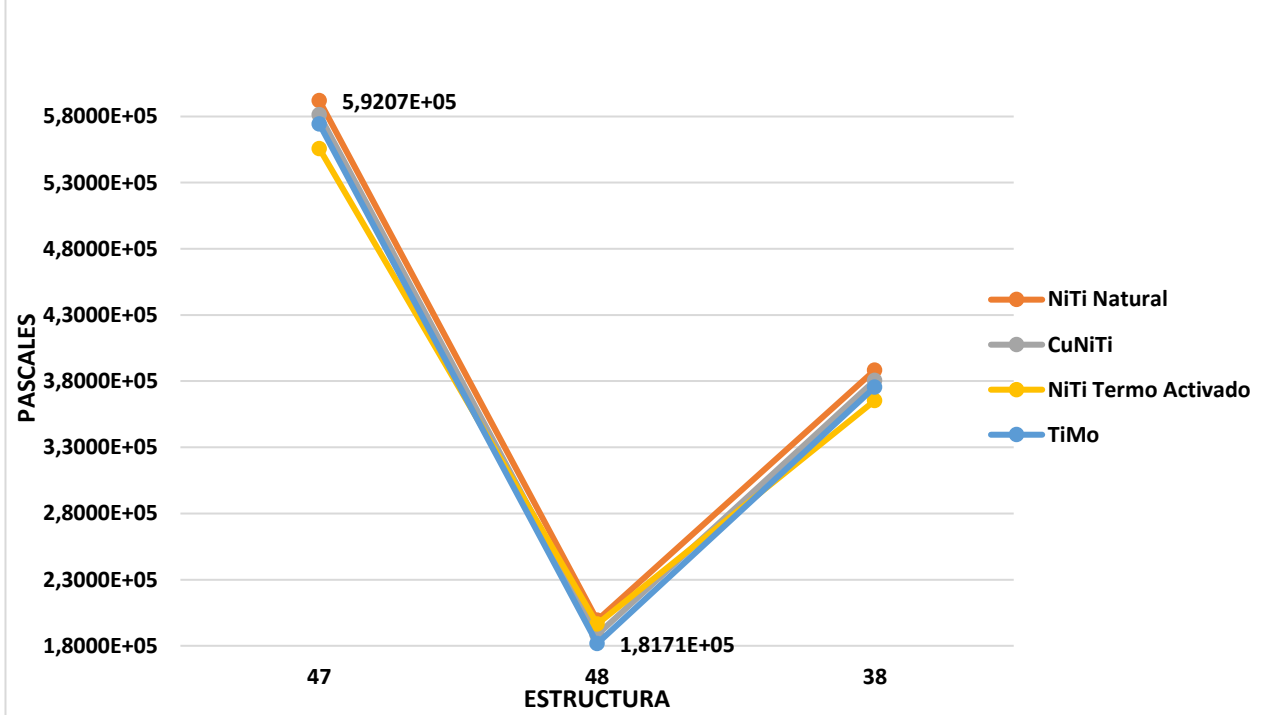
Gáfico 2.





**Gáfico 3.**

**Comparación esfuerzos 47-48-38**



**Gáfico 4.**

