

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

AUTORES

DANIELA ALEJANDRA RIZO ALVAREZ
LAURA VALENTINA LEAL CIFUENTES

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
UNICOC**

**ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO EN ORTODONCIA**

**BOGOTÁ
2023**

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

AUTORES

DANIELA ALEJANDRA RIZO ALVAREZ
LAURA VALENTINA LEAL CIFUENTES

ASESOR CIENTÍFICO:

DRA. LILIANA JARA
Odontólogo Especialista en Ortodoncia
Universidad CIEO

ASESOR METODOLÓGICO

DRA. LUZ ANDREA VELANDIA
Odontóloga Especialista en Ortodoncia
Institución Universitaria Colegios de Colombia

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO EN ORTODONCIA
BOGOTA
2023**

El Trabajo de grado **GANANCIA DE ESPACIO LOGRADA CON LA VERTICALIZACION DE MOLARES INCLINADOS MESIALMENTE USANDO ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS** Fue elaborado por **Daniela Alejandra Rizo Alvarez y Laura Valentina Leal Cifuentes** como requisito para optar por el título de especialista en **Ortodoncia y Ortopedia Maxilar**.

La sustentación se llevó a cabo el 24 de noviembre de 2023
Acta No.

Dr(a). Liliana Jara
Asesor(a) Científico(a)

Dr(a). Luz Andrea Velandia
Asesor(a) Metodológico(a)

Dra. Sonia Rubiela Unriza Puin
Directora Centro Investigación
Colegio Odontológico- CICO (BOGOTÁ)

Dra. Sandra Elizabeth Aguilera Rojas
Directora de Investigación y Gestión del Conocimiento
Institución Universitaria Colegios de Colombia – UNICOC

TABLA DE CONTENIDO

1. ASPECTOS TEORICO CIENTIFICO	12
1. 1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	12
1.2 JUSTIFICACIÓN	14
1.3 PROPÓSITO	15
1. 4 ANTECEDENTES	16
1. 5 MARCO TEÓRICO	18
1.6 OBJETIVOS	32
1.6.1 GENERAL.....	32
1.6.2 ESPECÍFICOS.....	32
2. ASPECTOS METODOLOGICOS.....	34
2.1 TIPO DE ESTUDIO.....	34
2.2 OBJETO DE ESTUDIO	34
2.3 MATERIAL OBJETIVO DE ESTUDIO.....	34
2.4 UNIDAD DE OBSERVACIÓN	34
2.5 MUESTRA	34
2.6 CRITERIOS DE SELECCIÓN	34
2.6.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN	34
2.6.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.....	35

2.7 PROCEDIMIENTO.....	35
2.8 ASPECTOS ÉTICOS	39
3. RESULTADOS	40
4. DISCUSIÓN	47
5. CONCLUSIÓN	51
6. RECOMENDACIONES	52
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	54

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1. MÓDULO DE YOUNG Y COEFICIENTE DE POISSON.....	60
TABLA 2. DEFORMACIÓN UNITARIA DENTAL	61

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1. BRACKET MODELADO ESTÁNDAR.....	62
FIGURA 2. ENMALLADO TOTAL.....	63
FIGURA 3. COMPARACIÓN SIN DIENTE ADYACENTE.....	64
FIGURA 4. DEFORMACIÓN TOTAL DE DIENTE 38 EN ARCO NITI NATURAL.....	65
FIGURA 5. COMPARACIÓN DE LOS ESFUERZOS DE LOS ARCOS.....	66
FIGURA 6. DEFORMACIÓN DEL HUESO TRABECULAR CON NITI NATURAL Y TIMO.....	67

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gáfico 1.	PROMEDIO mm/GRADO.....	68
Gáfico 2.	COMPARACIÓN DE DEFORMACIONES 38-47-48.	69
Gáfico 3.	COMPARACIÓN DE ESFUERZOS 47-48.38.....	70
Gáfico 4.	COMPARACIÓN DE DEFORMACIONES CORTICAL-TRABECULAR (mm).....	71

INTRODUCCIÓN

Frecuentemente los pacientes adultos presentan casos complejos de pérdidas dentales y en especial pérdida de los primeros molares por lo tanto los segundos y terceros molares sufren una inclinación a causa de ese espacio generado por la pérdida y así generando problemas en cavidad oral (1).

Al abordar tratamientos ortodónticos donde se encuentran involucrados frecuentemente molares mandibulares inclinados en la práctica clínica, se puede presentar diferentes situaciones asociadas, desde problemas periodontales o caries por dificultad para la higiene oral en la zona hasta alteraciones oclusales y de tipo articular relacionado las inclinaciones de los molares que pueden ir de moderadas a severas (2).

Por consiguiente, se debe resaltar que el tratamiento de Ortodoncia acompañado de verticalización de molares se propone también como una herramienta terapéutica que permite evitar e interceptar alteraciones oclusales mediante métodos que requiere un sistema diverso de fuerzas que pueden generar. Sin embargo, es importante tener en cuenta que este tipo de tratamiento puede generar movimientos no deseados como o giros, rotaciones o extrusión excesiva, es decir, que el molar se desplace demasiado hacia fuera de la arcada dental, lo cual puede afectar negativamente la oclusión y la estética dental (3).

En el campo de la ortodoncia, existen diversas biomecánicas utilizadas para la verticalización de molares. Algunos ejemplos de estas técnicas son el cantiléver que utiliza un brazo de anclaje, el verticalizador de Sanders que aplica fuerzas

ayudado de un auxiliar, mini implantes con brazos de poder, cadenas o resortes permitiendo la verticalización controlada del molar (4). Además, se han realizado estudios utilizando elementos finitos para evaluar estas biomecánicas. Sin embargo, hasta el momento, no se ha cuantificado la ganancia de espacio de manera exhaustiva. Este estudio además evalúa no solo la ganancia de espacio en milímetros, sino también el uso de diferentes aleaciones para determinar el comportamiento y la efectividad de la verticalización de molares de cada material. Este tipo de investigación puede contribuir al desarrollo de tratamientos más eficaces en la toma de decisiones más fundamentadas sobre si es necesario realizar una rehabilitación o si se puede aprovechar el espacio ganado con la verticalización.

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

Es así como se realizó este estudio en la Institución Universitaria Colegios de Colombia, Colegio Odontológico, en el estudio, se utilizó una tomografía la cual fue aprobada por la asesora científica, la cual cumplió los parámetros de inclusión que fueron inclinación en molares con ángulos mayores a 30°, paciente sin dispositivos fijos intraorales que distorsionen la tomografía y presencia de buen estado óseo. La tomografía fue obtenida de una paciente femenina de 42 años sistémicamente no comprometida, se creó un modelo geométrico mandibular necesario para el estudio con elementos finitos. Se realizó el preprocesamiento y el modelado de diversas estructuras anatómicas, como el

hueso cortical, el hueso trabecular, las piezas dentales y el ligamento periodontal, utilizando la información de la tomografía en formato DICOM.

Además, se modelaron accesorios como brackets y arcos a partir de fotografías y mediciones físicas. Se creó un conjunto a simular colocando todas las estructuras y accesorios en sus posiciones reales. La geometría resultante se importó al programa ANSYS WORKBENCH, donde se definieron los materiales de cada elemento, se discretizaron las partes mediante el enmallado, se establecieron las condiciones de frontera para los puntos de apoyo y las cargas aplicadas, y se seleccionaron los resultados deseados, como esfuerzos y deformaciones de cada estructura.

Finalmente, se realizó un cálculo numérico utilizando el programa ANSYS para obtener los resultados requeridos. Estos resultados, obtenidos a partir de la simulación, son la base del estudio propuesto y se visualizaron y procesaron para su análisis posterior. Posteriormente se evaluó la cantidad de grados de verticalización lograda y los milímetros de espacio obtenido, así como las deformaciones y tensiones presentadas sobre las estructuras anatómicas modeladas.

1. ASPECTOS TEORICO CIENTIFICO

1. 1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En ortodoncia el desarrollo de los terceros molares y la influencia en los arcos dentales por mucho tiempo ha sido una preocupación para el profesional (5).

Por esto, frecuentemente los pacientes adultos presentan casos complejos de perdida dental generalmente primeros molares los cuales están más expuestos a caries y problemas periodontales ya que son los primeros en erupcionar, generando que los segundos y terceros molares sufran una inclinación hacia mesial agravando así la oclusión y creando problemas en cavidad oral. Una opción para que estos molares tengan una oclusión adecuada es a través de biomecánicas de verticalización de estos dientes (6). A su vez, las causas que pueden influenciar pueden ser la deficiencia de la longitud del arco, extracción o perdida prematura del primer molar adyacente, erupción prematura del tercer molar y angulación alterada del segundo molar en erupción (7).

Además, se debe tener en cuenta que si no se trata esta afectación puede provocar problemas en cavidad oral como enfermedad periodontal donde se verá afectado el primer y segundo molar, así mismo generando una reabsorción de la raíz externa del premolar, también puede presentar caries dental (7).

Los pacientes adultos con pérdida del primer molar permanente inferior son los que con mayor frecuencia buscan tratamientos de ortodoncia, haciendo que los molares adyacentes creen una inclinación hacia mesial sobre el espacio creado por ese diente perdido. Algunas de las formas correctas para verticalizar un

molar inferior son el uso de alambres recto con resortes, pero este procedimiento no se puede definir cuantitativamente, también el tip-back ya que es conocido por proporcionar movimientos controlados y el más reciente es el uso de mini implantes asociados a alambre recto (8).

De igual manera, se pueden utilizar muchas técnicas y dispositivos para crear la verticalización de los molares inferiores inclinados hacia mesial que puede ir anclados en el hueso mandibular (8).

Hoy en día el uso de mini implantes proporciona anclajes absolutos para mejorar la inclinación de estos dientes evitando también movimientos no deseados, como lo menciona Taisa Boamorte Raveli y colaboradores en 2017 (8) realizaron una propuesta de mecánicas de enderezamiento innovadoras utilizando tip-back torsionado anclado esqueletalmente acompañado de una alambre rectangular de acero inoxidable donde lo adhieren al molar, esta técnica se ha evidenciado que tiene éxito en pacientes con mesializaciones severas de los molares.

Cuando se trata de determinar cuántos milímetros de espacio se ganan en el proceso de verticalización molar trae consigo dificultades de predecir si el espacio obtenido será suficiente para una rehabilitación adecuada o si es necesario considerar otras opciones, como el cierre del espacio. En la literatura reciente no se ha encontrado información concreta y precisa que confirme cuántos milímetros de espacio se obtienen por cada grado de verticalización al enderezar molares. Esta falta de datos estandarizados dificulta aún más la planificación y el tratamiento.

Teniendo en cuenta todo lo planteado anteriormente, se genera la siguiente pregunta de investigación: ¿Cuáles son los efectos biomecánicos y la ganancia de espacio lograda con la verticalización de molares inferiores inclinados mesialmente usando análisis de elementos finitos?

1.2 JUSTIFICACIÓN

Al abordar tratamientos ortodónticos que se encuentran frecuentemente molares mandibulares inclinados en la práctica clínica, que suelen producirse por pérdida prematura de los dientes adyacentes o erupción prematura molar que conlleva a una mesoinclinación de molares con pérdida del espacio mesial, extrusión molar y/o pseudo bolsa mesial. No obstante, se puede presentar diferentes situaciones asociadas desde problemas periodontales o caries por dificultad para la higiene oral en la zona hasta alteraciones oclusales y articulares a causa de un diente con inclinaciones de moderadas a severas.

Frecuentemente el especialista al enfrentar este tipo de casos toma la decisión clínica de realizar extracción del molar inclinado ya que es difícil predecir la cantidad de espacio en milímetros y se pueden ganar al verticalizar o simplemente no es viable una restauración o rehabilitación protésica para el grado de inclinación molar. Por lo tanto, la decisión clínica interdisciplinaria se enfoca principalmente en Ortodoncia y la posibilidad de lograr verticalizar y generar el espacio para restauración (9).

Se debe resaltar, que el tratamiento de Ortodoncia acompañado de verticalización de molares se presenta también como una herramienta terapéutica que permite evitar e interceptar alteraciones oclusales mediante

métodos que requiere un sistema diverso de fuerzas que puede generar movimientos no deseados. El desarrollo del anclaje esquelético es un método eficaz que permite la aplicación directa de sistemas de fuerza al diente sin la cooperación de los pacientes, produciendo un movimiento dental en direcciones que eran imposibles con las técnicas convencionales y con menores movimientos indeseados (7).

Dada la falta de la necesidad de un estudio más profundo sobre la posibilidad de predecir los milímetros que ganaremos al realizar verticalización de un molar, la cual nos permitirán identificar desde un inicio del tratamiento la posición que a futuro obtendremos basados en un fundamento científico teniendo en cuenta que se aplicaran cargas sobre una estructura del sistema estomatognático las cuales generaran tensión y deformaciones que no pueden medirse directamente, nos resulta apropiado el uso de elementos finitos para medir el comportamiento biomecánico y usarlo como fundamento científico (10).

1.3 PROPÓSITO

Conocer la cantidad de milímetros ganados al verticalizar un diente es necesaria para la planificación del tratamiento ortodóntico. Al conocer cuántos milímetros se ganan al verticalizar un diente, el ortodoncista puede determinar la cantidad de movimiento necesario para lograr el resultado deseado y establecer objetivos de tratamiento realistas.

Se podrá evaluar el progreso o seguimiento del tratamiento al medir los milímetros ganados y saber si el movimiento planificado se está logrando correctamente o realizar ajustes en la biomecánica si es necesario, se tendrá

estabilidad a largo plazo del resultado como objetivo importante al cuantificar la verticalización y cómo este movimiento afecta la estabilidad del resultado final y tomar medidas para mantener la posición verticalizada a lo largo del tiempo.

Se podrá informar sobre los movimientos dentales y los resultados esperados para una comunicación con el paciente al explicar cuántos milímetros se ganan para mejor comprensión del proceso de tratamiento y establecer expectativas realistas.

Conocer la cantidad de milímetros ganados al verticalizar un diente en ortodoncia es necesario para la planificación del tratamiento, el seguimiento del progreso, la estabilidad del resultado y la comunicación efectiva con el paciente.

Proporciona información clínica importante que ayuda al ortodoncista a tomar decisiones informadas y lograr resultados exitosos en el tratamiento ortodóntico.

1.4 ANTECEDENTES

La verticalización ha sido abordada por varios autores desde el uso de minitornillos como anclaje para aplicar fuerzas específicas y controladas en el proceso de verticalización de molares mandibulares. Mecánicas de cantiléver que consiste en un brazo que se extiende o al arco base o a un minitornillo. Resortes o diferentes técnicas con arcos rectangulares y ansas (4).

En la literatura no existe un enfoque único o una solución universalmente aceptada para el manejo de espacio edéntulos (11) indica que se requiere una evaluación individualizada y un enfoque personalizado para cada caso. Tilander en 2008 (12) aborda diferentes factores que pueden influir en la decisión entre

el cierre de espacios ortodóntico y la colocación de implantes, como la cantidad y calidad del hueso residual, la posición de los dientes adyacentes y la preferencia del paciente. Concluyendo que no existe una solución única para todos los casos y que la decisión debe basarse en una evaluación exhaustiva de cada situación clínica individual.

La necesidad de realizar investigaciones para cuantificar la ganancia de espacio en milímetros al verticalizar un diente en ortodoncia surge debido que es un objetivo común en ortodoncia para corregir maloclusiones y lograr una función adecuada (13). No hay suficiente evidencia científica que cuantifique la ganancia de espacio en milímetros por cada grado de verticalización y que adicionalmente proporcione información sobre como es el comportamiento de tensiones y deformaciones sobre las estructuras anatómicas involucradas como el molar a verticalizar y el hueso circundante, así como los dientes adyacentes. Debido a la falta de información sobre el tema no se puede predecir ni planificar con precisión los movimientos dentales necesarios, la duración del tratamiento ni los resultados estéticos y funcionales con precisión.

Por lo tanto, la investigación en ortodoncia es fundamental para mejorar las técnicas y los resultados del tratamiento. Cuantificar el movimiento permite desarrollar enfoques más efectivos y personalizados para la corrección de maloclusiones. Dado que estas investigaciones proporcionan información valiosa para mejorar los resultados clínicos y la comprensión de los movimientos dentales en el campo de la ortodoncia. Pero, por otro lado, se ha observado la falta de evidencia científica sobre la ganancia de espacio en milímetros por cada grado de verticalización del diente molar.

1.5 MARCO TEÓRICO

Verticalización:

La verticalización de molares en el tratamiento a realizar en situaciones en las que el molar se encuentra en una angulación no funcional mesoinclinado es el espacio dejado por un diente extraído o ausente por la alta incidencia de caries en los primeros molares, La inclinación de los molares permanentes maxilares y sobre todo los segundos molares mandibulares es un problema común en los pacientes adolescentes y adultos. Casi todos los casos activos se necesita hacer tratamientos activos de ortodoncia para verticalizarlos, mejorar la arquitectura ósea y llevarlos a posiciones funcionales.

En la actualidad existen diversidad de aparatos que podrían agruparse o diferenciarse según la biomecánica del movimiento que producen. Entonces existen los aparatos que generan verticalización con extrusión, los que verticalizan con intrusión y los que verticalizan con un componente mesiodistal (14).

Una de las mecánicas propuestas por Weiland y Bantleon se insertan resortes o ansas en el molar inclinado, conocidos como cantilevers, los que se enganchan en el sector anterior, generalmente son confeccionados con arcos de acero o TMA y el calibre de estos varía de 0,016" x 0,022" a 0,018"x0,025". A mayor longitud del brazo del cantilever, menor será el componente extrusivo sobre el molar. Otro similar es propuesto por Norton y Proffit (1968) con un ansa en la caja, Romeo y Burstone (1977) extendieron un alambre en los brackets de

premolares para conseguir verticalización de estos, Tunkay (1980) presenta resortes en T, Marcotte (1998) emplea los helicoides de esta mecánica en un arco continuo de 0,018x0,025” para conseguir verticalización de los molares e intrusión del segmento anterior (14).

La verticalización con intrusión es un movimiento difícil de lograr, se consigue básicamente de dos formas: con doble cantilever y con mecanismos de dobleces en V. El aparato de doble cantiléver emplea uno de sus brazos para verticalizar y el otro para contrarrestar la fuerza extrusiva y conseguir intrusión, éste fue descrito por Weiland (1992) y Melsen (1996). La otra forma de conseguir la intrusión es mediante la corrección radicular con momentos diferenciales alfa (segmento anterior) y beta (segmento posterior) siguiendo el principio de los dobleces en V. Burstone, Cracker, Roberts (1982) y Marcote (1998) describen estos aparatos. Otros aparatos descritos con alambres superelásticos son el MUST y el de Sander (14).

Por otra parte, otras opciones de verticalización propuestas por Barros y cols como el uso de un implante de minitornillo y cadena elastomérica, implante de minitornillo y un cantilever, implante de minitornillo y alambre de verticalización la activación del alambre de enderezamiento se realiza con un dobléz en V excéntrico, anclaje de minitornillo, un alambre helicoidal abierto y un alambre vertical de acero inoxidable; para la corrección de inclinación mesial se puede utilizar un Uprighter Screw o tornillo vertical que consiste en una banda molar con un botón lingual soldado que permite la rotación de la corona cuando se aplica una fuerza; un tubo de 0,036 pulgadas colocado paralelo al plano oclusal;

un alambre con un dobléz de bayoneta en el extremo mesial, curvándose hacia atrás distalmente desde el tubo, y un lazo en el extremo distal que se atornilla a la banda molar; una abrazadera de tornillo ajustable; y un resorte helicoidal abierto de níquel titanio de 150 g (8).

También se encuentran mecánicas como el cantiliver de punta hacia atrás una de las técnicas de ortodoncia más utilizadas para el enderezamiento de los molares mandibulares, especialmente cuando se permite cierto grado de extrusión del molar durante la mecánica de enderezamiento. En general, los cantiliver inclinados hacia atrás se unen a un tubo de ortodoncia colocado en la superficie bucal del molar inclinado (8).

Inclinación: Cuando los molares se han mesioinclinado en el espacio dejado por un diente extraído o ausente, y por la impactación de molares permanentes. La inclinación mesial de molares que sigue a la pérdida de dientes vecinos es un problema común en adultos. A menudo, esta inclinación es acompañada por defectos óseos verticales, bolsas periodontales, migración distal de premolares y extrusión del molar antagonista, entre otros problemas (15).

Biomecánica de la verticalización:

El movimiento ortodóncico es resultado de la aplicación de fuerzas a los dientes y éstas son producidas por los aparatos colocados y activados por el ortodoncista quien debe planear minuciosamente el sistema de fuerzas

empleado para la verticalización de molares. Los movimientos ortodóncicos pueden ser de tres tipos: movimiento de traslación o de cuerpo entero, movimiento de inclinación y movimiento de rotación pura. Los aparatos ortodóncicos fijos son los únicos que pueden generar y controlar los tres tipos de movimientos porque combinan fuerzas y “momentos” (Mo).

Realizando un análisis del sistema de fuerzas que actúa sobre los dientes por la deformación elástica del alambre en un aparato tipo cantilever, se encuentran las siguientes fuerzas involucradas en el movimiento dental de verticalización (14).

Molares:

El grupo de molares en el adulto no sustituyen a ningún diente de la dentadura infantil, son los dientes de mayor volumen, su corona es de forma cuboide, de mayor diámetro vestibulolingual en los superiores y los inferiores mesiodistal, cada lóbulo de crecimiento formará una cúspide.

Forman el segundo grupo de dientes posteriores y son: primer molar, segundo molar y tercer molar, derechos o izquierdos, superiores o inferiores, tres en cada cuadrante (16).

Causas para la pérdida de molares:

Enfermedad careogénica: Debido a la anatomía de los molares es susceptible a la acumulación de alimento en su cara oclusal, por la profundidad en los surcos y fosetas trayendo como consecuencia el inicio de un proceso careogénico.

Enfermedad periodontal: La enfermedad periodontal se puede presentar en jóvenes y adultos, como consecuencia en la deficiencia de la higiene bucal, como resultado la formación de la placa y provocar la movilidad dentaria que en su mayoría tiene como solución la extracción dental.

Las consecuencias de estar perdida de molares:

- ✓ Se puede dar por la extracción prematura lo que ocasiona trastornos en el crecimiento ósea de los maxilares y así haciendo que este se detenga.
- ✓ La línea media se corre hacia el lado de la pieza extraída, esto quiere decir que la línea que hace coincidir la unión de los incisivos superiores con los inferiores se corre, produciendo trastornos en la mordida del paciente además de disfunción masticatoria.
- ✓ Se producen migraciones y rotaciones ya que los dientes vecinos al primer molar ausente tienden a ocupar el espacio vacío creado por la ausencia de este diente.
- ✓ Los dientes antagonistas, es decir, aquellos que tomaban contacto con el primer molar ausente, sobre erupcionan "aflojándose" y perdiendo su soporte óseo y periodontal, produciendo movilidad y la pérdida de ellos. Al no existir uno ellos, toda la masticación recaerá sobre los dientes del lado opuesto sobrecargando la función de estos y produciendo daños a las estructuras dentarias y de soporte. La pérdida temprana del primer molar, antes de la erupción del segundo molar, hace que este último erupcione inclinado hacia el espacio vacío, favoreciendo la retención de alimentos.
- ✓ Disminución de la función local, donde la ausencia del primer molar inferior permanente trae como consecuencia la disminución del 50% en la eficacia de la masticación, ya que hay un desequilibrio de la función masticatoria, en donde el

bolo alimenticio se desplaza hacia el lado de la boca que no está afectado, acompañado de inflamación gingival y parodontopatias.

- ✓ Erupción continuada de los dientes antagonistas, en consecuencia, a la ausencia de uno de estos molares, su antagonista va erupcionando con mayor velocidad que los. dientes adyacentes y a medida que continua su erupción queda extruida.
- ✓ Desviación de los dientes, con la pérdida del primer molar permanente se desarrollará una oclusión traumática como resultado de la rotación y desviación de algunos dientes de la zona; ya que todos los dientes se encuentran anteriores al espacio, pueden presentar movimientos, inclusive los incisivos laterales y centrales del mismo lado que se produjo la ausencia (17).

Elementos finitos:

Inicialmente, el MEF fue una innovación tecnológica cuyo objetivo era dar respuesta a las dificultades del análisis estructural en los campos de la mecánica, la ingeniería civil y la aeronáutica. El MEF representa básicamente un modelo numérico de análisis de tensiones y distorsiones en la forma de cualquier geometría acordada (18) por lo que la forma se discretiza en los denominados elementos finitos acoplados mediante nodos. La precisión de los resultados viene determinada por el tipo, la planificación y el número total de elementos utilizados para un modelo de estudio concreto.

El análisis de Elementos Finitos 3D se diseñó para el examen cualitativo en profundidad de las relaciones entre el implante, el diente, el ligamento

periodontal y el hueso. Los trabajos académicos que equiparan la fiabilidad del trabajo, validados con un modelado 3D, sugieren que se pueden adquirir datos meticulosos con respecto a la distribución de tensiones en el hueso. Los resultados comparativos de los estudios de AEF 3D con las mediciones in vivo, se correspondían con los resultados clínicos (19).

Aplicación de Elemento Finitos en Odontología

El AEF puede proporcionar información meticulosa y cuantificable sobre cualquier punto de un modelo matemático. Como resultado, el AEF se ha convertido en un valioso instrumento analítico para la estimación de tensiones y deformaciones en sistemas de implantes. Una de las características más destacadas de los elementos finitos es la gran similitud física entre la estructura real y el elemento finito. Sin embargo, una simplificación innecesaria de la geometría conducirá invariablemente a resultados incoherentes.

El modelo de AEF puede aplicarse a diversos problemas físicos y su poder reside en su versatilidad. La estructura que se va a analizar puede tener forma, cargas y condiciones de soporte aleatorias; además, la malla puede ensamblar características de diversas formas, tipos y propiedades físicas.

Los resultados del AEF proporcionan: 1 La geometría completa del implante, el auxiliar y el hueso circundante que se va a modelar. 2 Las condiciones de contorno. 3 Las propiedades de los materiales. 4 Las condiciones de carga. 5

La interfaz entre el hueso, implante y auxiliar. 6 La prueba de convergencia y 7 la validación (20).

Ventajas del MEF

- Permite la visualización de estructuras superpuestas.
- Se pueden evaluar las especificaciones y las propiedades de los materiales de las estructuras anatómicas craneofaciales.
- Se puede localizar la magnitud y dirección de una fuerza aplicada.
- Proporciona puntos de tensión que pueden medirse teóricamente.
- No se alteran las propiedades físicas de los materiales analizados.
- Es fácil de repetir.
- Es una técnica no invasiva.
- Se pueden realizar análisis estáticos y dinámicos.
- Se emplea menos tiempo.
- El estudio puede repetirse tantas veces como sea necesario.
- No es necesario sacrificar animales para evaluar la tensión y el esfuerzo.

Desventajas del MEF

- Una información, estadística e interpretación incorrectas arrojarán resultados totalmente erróneos.
- Necesidad de tener conocimientos informáticos.
- Necesidad de disponer de información exhaustiva sobre sus comportamientos mecánicos.

- Se aceptan determinadas expectativas. Por tanto, los resultados vendrán determinados por las personas asociadas al estudio.

Evaluación de los valores de tensión y su validez en el estudio MEF

La distribución de tensiones en los estudios de MEF se interpreta generalmente como la tensión de von Mises, que puede ser la tensión principal máxima y mínima o las deformaciones principales (21). La tensión de von Mises se calcula en tres planos, es decir, los ejes x, y y z, mediante una fórmula. La validación se realiza comparando los resultados actuales del MEF con los de estudios anteriores relacionados con un tema concreto. Permite saber si se diseñaron modelos precisos para el estudio o no. Además, corroboraría los resultados de estudios anteriores y podría apoyarlos o refutarlos con la bibliografía.

Angulación: Inclinación

La magnitud del momento sugerida empíricamente se encuentra entre 1000 a 1500 gr/mm dependiendo del sistema de fuerzas utilizado para la verticalización. También conocido como tip en ortodoncia se puede definir como el ángulo formado entre el eje vestibular de la corona clínica de los dientes y una línea perpendicular al plano oclusal de Andrews. Por convenio, se considera positiva cuando la corona del diente se angula hacia mesial y la raíz hacia distal, y negativa cuando la inclinación se produce en sentido contrario (22).

Clasificación de los alambres ortodóncicos:

Aleaciones de oro

Aleaciones de acero inoxidable:

- Alambres multihebras/ trenzados
- Alambres australianos

Aleaciones de Cromo Cobalto/ Elgiloy

Aleaciones de Níquel Titanio

- Niti convencional /M- Niti
- Niti pseudoelastico/ A-Niti
- Ni-Ti termodinamico
- NiTi termodinamico graduado
- Niti chino
- NiTi Japones
- NiTi Cobre
- Alfa Titanio
- Beta Titanio
- Alambres combinados
- Alambres estéticos
- Alambres recubiertos
- Alambres composite

Alambres Titanio Niobio y TiMolium® Jyothikiran H, Shantharaj R (23).

A continuación, se describen los más utilizados en la práctica clínica para la verticalización molar:

Nitinol

El nombre de NITINOL es un acrónimo de Níquel, Titanio y Naval Ordnance Laboratory, el sitio donde fue creado, creado por William Beuhler, en los laboratorios de la Marina de Municiones (ahora Naval Surface Warfare Center) por la década de 1960 (24).

El alambre de NiTi es una aleación de metal que puede existir en forma martensítica y en forma austenítica, la transición entre estas dos formas puede ser provocada por la aplicación de tensión o por un cambio de temperatura, cambiando así las propiedades del alambre sin afectar su integridad.

Los alambres fabricados como forma activa tienen ambas fases existiendo simultáneamente, esta capacidad de coexistencia da lugar a las propiedades superelásticas de las aleaciones activas de NiTi, esto significa que los alambres ejercen aproximadamente la misma fuerza independientemente de si se desvían a una distancia relativamente pequeña o grande, que es una característica única y extremadamente deseable, especialmente en los arcos de alineación inicial (25).

La temperatura en la que la aleación se convierte de una fase a otra se conoce como temperatura de transición (TTR) y se puede preajustar durante la fabricación de los arcos, según la temperatura de transición; los alambres de NiTi se pueden clasificar según la estructura cristalina y la transformación de fase en; 1. Estabilizado, por ejemplo, el Nitinol, y Orthonol, 2. Austenítico activo superelástico, como el Sentalloy, 3. Martensítico termodinámico activo como el Cobre-NiTi y Neosentalloy, 4. Termodinámica graduada como el Bioforce (25).

NiTi-Copper

Los arcos de NiTi-Copper (NiTi-Cu), están compuestos, de níquel, titanio, cobre y cromo; por su composición estos arcos garantizan cargas más homogéneas en la totalidad del arco y su transición de temperaturas más definidas aumenta la efectividad en el movimiento de los dientes (26).

Además, presentan histéresis reducida, lo que permite la producción de fuerzas más constantes y por períodos más largos de tiempo, tienen mayor mecánica de resistencia y un menor porcentaje de deformación (26).

En el estado martensítico, esta aleación es muy difícil de deformar mediante la aplicación de tensiones, y al eliminar la carga, la deformación persiste lo cual le da la apariencia de una deformación plástica; sin embargo, después de ser deformada, el aumento de temperatura provoca una transformación del material a un estado austenítico, por lo cual el material recupera su forma original (27).

Estos arcos generan alrededor del 20% menos fuerza de carga, por lo tanto, generan menos trauma e incomodidad para el paciente. Se pueden usar en casos de apiñamiento severo y en pacientes con periodonto disminuido, los arcos de NiTi-Cu evitan el área de hialinización, necrosis y pérdida de anclaje, disminuyendo la probabilidad de reabsorción radicular. Sin embargo, por su composición, los alambres Niti-Cu tienen una superficie delicada y sensible a materiales de corte o estriados, se recomienda manejarlo cuidadosamente (28).

Nitinol termoactivado

Los arcos de Nitinol termoactivados son arcos superelásticos que se activan por medio de la temperatura de la cavidad oral, ⁽¹²⁾, a altos rangos de temperatura,

las estructuras cristalinas de los alambres son cúbicas de cuerpo (fase austenítica); y a baja temperatura, la estructura es hexagonal cerrada (fase martensítica) (29, 30).

Los arcos termoactivados de NiTi tienen dos características específicas, memoria de forma y superelasticidad, que se dan por la capacidad de los cambios moleculares cuando están bajo el efecto de la temperatura y la deflexión. La superelasticidad combinada con la memoria de forma, que es inherente a estas aleaciones (29, 30).

La superelasticidad en la curva de histéresis de los arcos termoactivados de NiTi tiene una meseta de desactivación que es típica de la transformación de fase martensítica. Esta meseta promueve fuerzas constantes, que son favorables al movimiento de los dientes, siempre que sean fuerzas de baja intensidad (30).

Titanio molibdeno

La aleación de Titanio y Molibdeno (TMA) Es una aleación de β titanio introducida a principios de la década de 1980 para aplicaciones de ortodoncia. Su combinación de alta resistencia y elasticidad lo convierte en una excelente opción para resortes auxiliares y arcos de finalización, especialmente alambres rectangulares utilizados en las últimas etapas del tratamiento de ortodoncia (31).

Ventajas:

- Tiene un módulo de elasticidad que es menor que el del acero inoxidable y aproximadamente el doble que el del nitinol, por lo que es ideal en situaciones en las que son necesarias fuerzas menores que las del acero inoxidable y

cuando un material de módulo más bajo como el nitinol es inadecuado para producir las magnitudes de fuerza deseadas (31, 32, 33).

- Entregan aproximadamente la mitad de la fuerza que los alambres de acero inoxidable, por ejemplo, un cable de titanio molibdeno de 0.018 X 0.025 pulgadas entrega aproximadamente la misma fuerza que un cable de acero inoxidable de 0.014 X 0.020 pulgadas en una activación de segundo orden. Esto tiene como ventaja un acoplamiento de soporte completo y un mayor control de torque resultante que el cable de acero inoxidable más pequeño (31, 32, 33).
- Según Vinod Krishnan y col en el 2015 (25, 29) reportaron que este alambre era más amable con los tejidos al generar una fuerza baja y constante, en comparación con el acero inoxidable para las características de deflexión de carga (31, 32, 33).
- La recuperación elástica es superior a la del acero inoxidable, por lo tanto, un alambre puede desviarse casi el doble que el alambre de acero inoxidable sin deformación permanente (31, 32, 33).
- Capacidad de soldadura directa: Es posible unir topes, ganchos y auxiliares activos mediante soldadura, lo que aumenta la versatilidad del alambre y se logra una resistencia adecuada de la soldadura sin pérdida en las propiedades del alambre (31, 32, 33).
- Tiene una resistencia a la corrosión comparable a la del acero inoxidable y las aleaciones de cromo cobalto (31, 32, 33).

Desventajas

- Alto coeficiente de fricción: Demuestran niveles más altos de fricción de soporte que los alambres de acero inoxidable o Cromo Cobalto, esto puede implicar tasas más lentas de movimiento del diente durante la retracción canina y consolidación del espacio.
- Sin embargo, ya están disponibles los alambres TMA implantados con iones que han reducido sustancialmente la fricción del soporte de arco eléctrica (TMA de baja fricción).
- Algunos lotes de arcos de TMA son susceptibles de fracturarse durante la manipulación clínica y demuestran niveles más altos de fricción del área de soporte que los alambres de acero inoxidable o de cromo cobalto (31, 32, 33).

1. 6 OBJETIVOS

1.6.1 GENERAL

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

1.6.2 ESPECÍFICOS

1. Cuantificar los milímetros de ganancia de espacio por cada grado al verticalizar del molar inferior inclinado mesialmente.

2. Comparar comportamiento entre verticalizar un molar con diente adyacente y sin diente adyacente.

3. Evaluar el comportamiento biomecánico del nitinol natural, cooper Niti, Niti termo y titanio molibdeno sobre el molar a verticalizar.

4. Analizar el esfuerzo del nitinol natural, cooper Niti, Niti termo y titanio molibdeno sobre el molar a verticalizar.

5. Analizar la deformación ósea trabecular y cortical y del nitinol natural, cooper Niti, Niti termo y titanio molibdeno sobre el molar a verticalizar.

6. Analizar el desplazamiento de las diferentes aleaciones como nitinol natural, cooper Niti, Niti termo y titanio molibdeno sobre el molar a verticalizar.

2. ASPECTOS METODOLOGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Observacional por medio de un modelo matemático.

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

Ganancia de espacio al realizar la verticalización de un molar inclinado, utilizando 4 diferentes tipos de aleaciones en arco recto.

2.3 MATERIAL OBJETIVO DE ESTUDIO

El modelado en elementos finitos de tercer molar escaneado a través de tomografía en formato DICOM.

2.4 UNIDAD DE OBSERVACIÓN

Grados de inclinación del tercer molar y esfuerzos deformaciones y desplazamiento de las estructuras de interés.

2.5 MUESTRA

Población por estudiar es una tomografía (accuitemo 170 de JMORITA) de paciente adulto con angulación de tercer molar inferior mayor a 30°.

2.6 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.6.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Tomografía con inclinación en molares con ángulos mayores a 30°
- Tomografía de paciente sin dispositivos fijos intraorales que distorsionen

- Tomografía de paciente que presenta un molar a verticalizar con y sin diente adyacente

2.6.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Tomografía de paciente sistémicamente comprometido
- Tomografía con baja calidad de imagen
- Tomografía de paciente haya tenido procedimientos de ortodoncia

2.7 Procedimiento

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

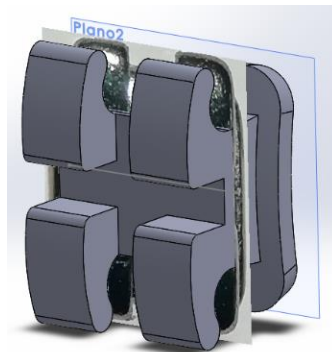
La primera etapa del proceso consistió en la adquisición de datos, donde se obtuvo una tomografía de una paciente femenina de 42 años en formato DICOM. Esta tomografía proporcionó una representación tridimensional de la arcada inferior de la paciente con el molar 38 inclinado mesialmente por ausencia 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.

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.

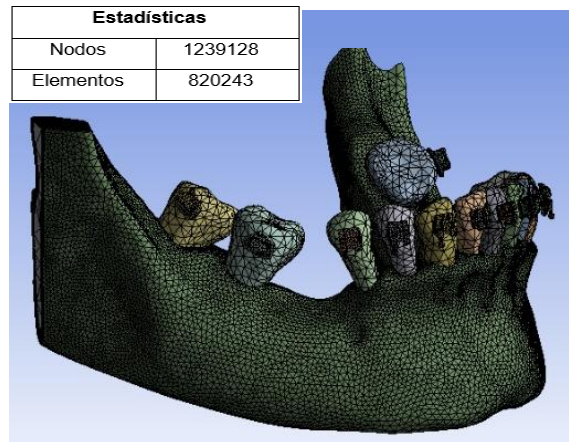
La siguiente fase se centró en la importación de la geometría del conjunto en el software ANSYS Workbench. Aquí, se asignaron los materiales correspondientes a cada elemento, considerando sus propiedades mecánicas.

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.

Estructura	Módulo de Young	Coefficiente de Poisson
Diente Xia Z (34)	20000	0.30
Ligamento periodontal Xia Z (7)	0.71	0.40
Hueso cortical Cifter M (35)	13700	0.26
Hueso trabeculado Cifter M	1370	0.30
TMA Caballero GM (36)	69000	0.30
Cobre níquel – titanio	70000 – 90000	0,3 – 0,35
Niti termoactivado	50000 – 70000	0,25 – 0,3
Niti natural	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 ν (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.

2.8 ASPECTOS ÉTICOS

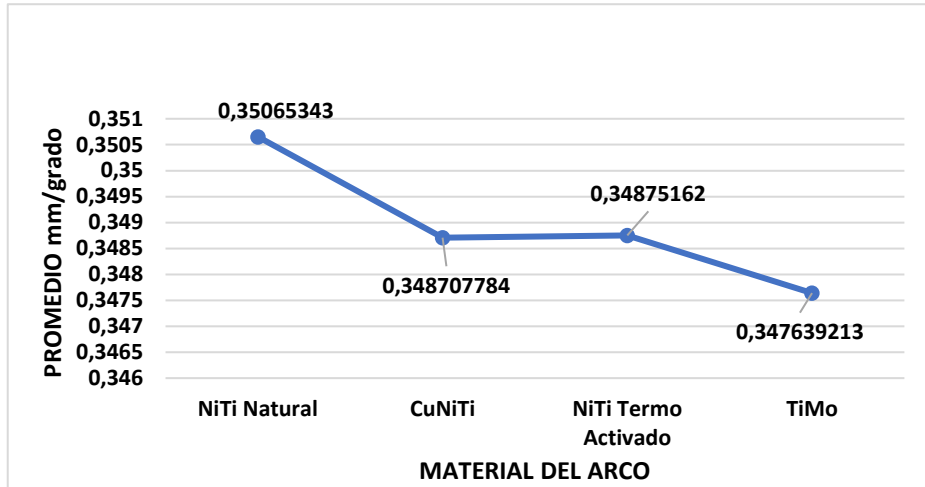
Según la resolución 8430 de 1993 esta investigación es sin riesgo: Este estudio emplea técnicas y métodos de investigación documental retrospectivos, no se realiza sin ninguna intervención o modificación de las variables fisiológicas, psicológicas y sociales de los individuos que participan en este estudio.

3. 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.

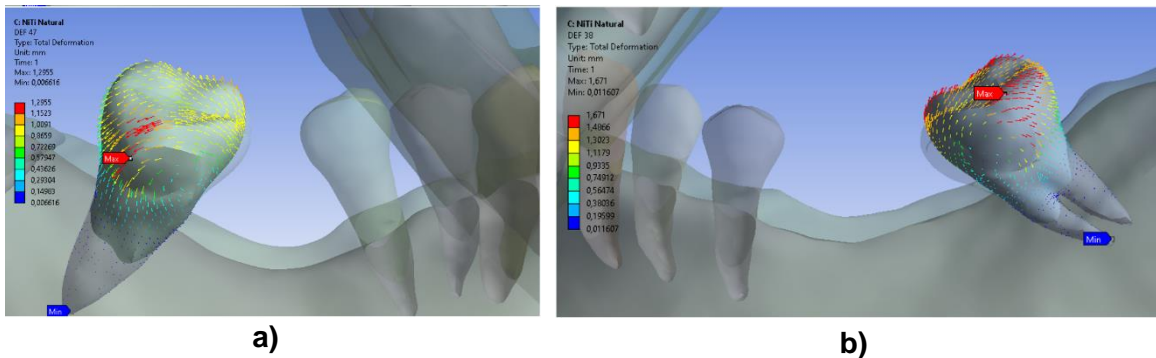
Se llevó a cabo un análisis detallado de los datos recopilados que relacionan los milímetros logrados por grado de verticalización del molar. Se estableció que, el promedio de 1 grado de verticalización entre las 4 aleaciones utilizadas (NiTi Natural, CuNiTi, NiTi Termoactivado y Timo), resultó en un 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.**



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:

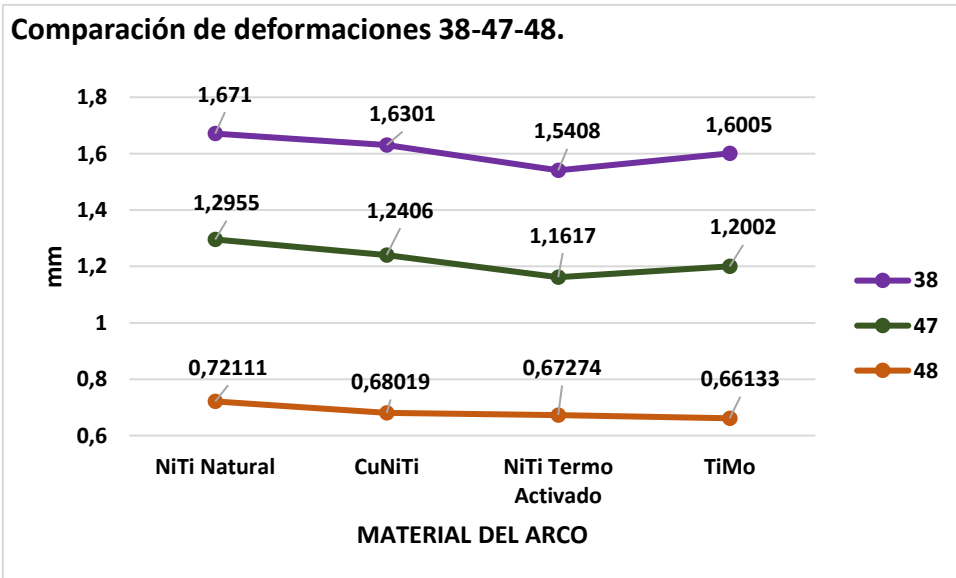
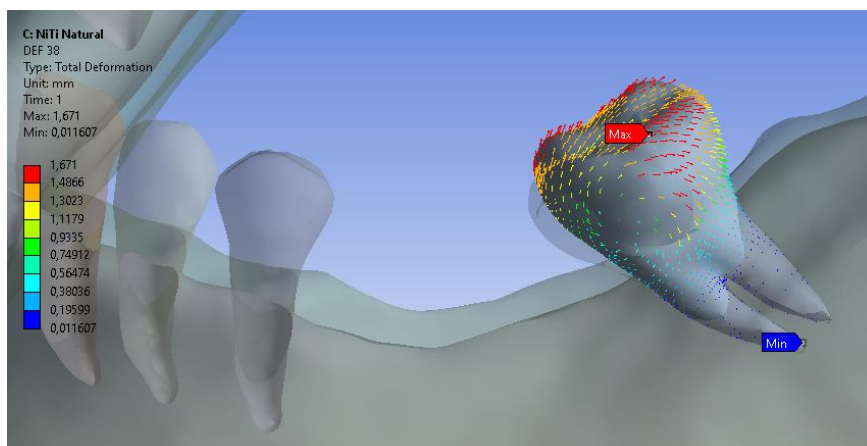
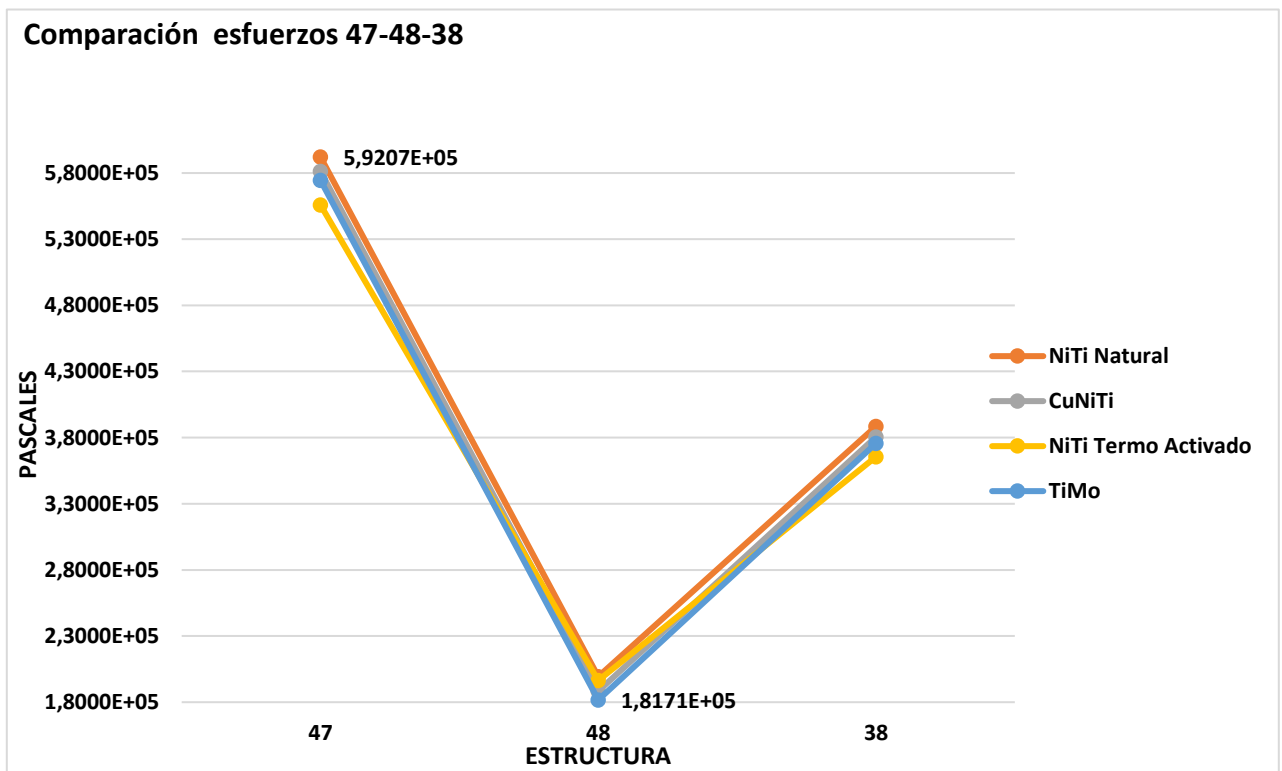


Figura 4:
Deformación total de diente 38 en arco NiTi natural.



Los resultados revelaron que los esfuerzos generados sobre los molares variaron significativamente según el tipo de alambre utilizado y la inclinación del molar. 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:



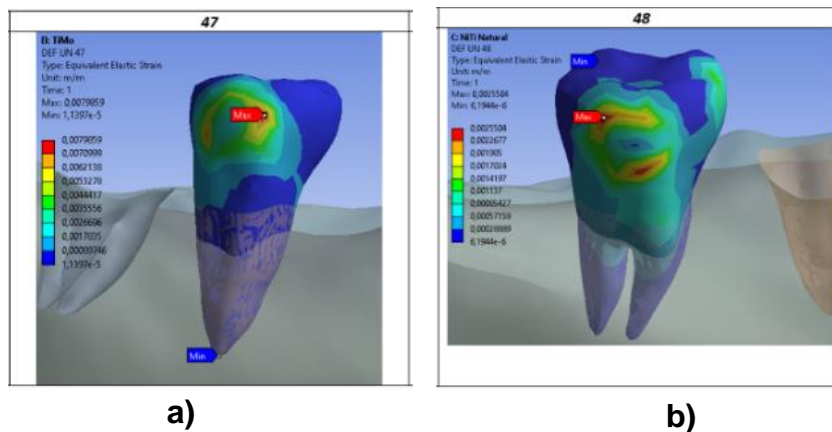
Se observó que las áreas de mayor deformación se concentraron en la zona coronal del diente 47 con 8,2351 Pa en un arco NiTi Natural. (Figura 4)

Además, se identificaron diferencias en los patrones de deformación según el tipo de aleación utilizada. 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. (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.



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 mostro 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).

Gráfico 4.

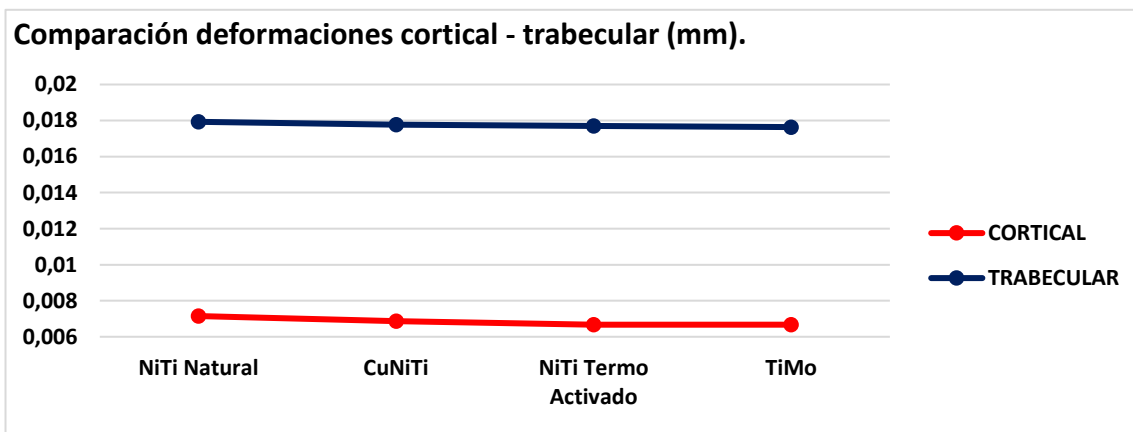
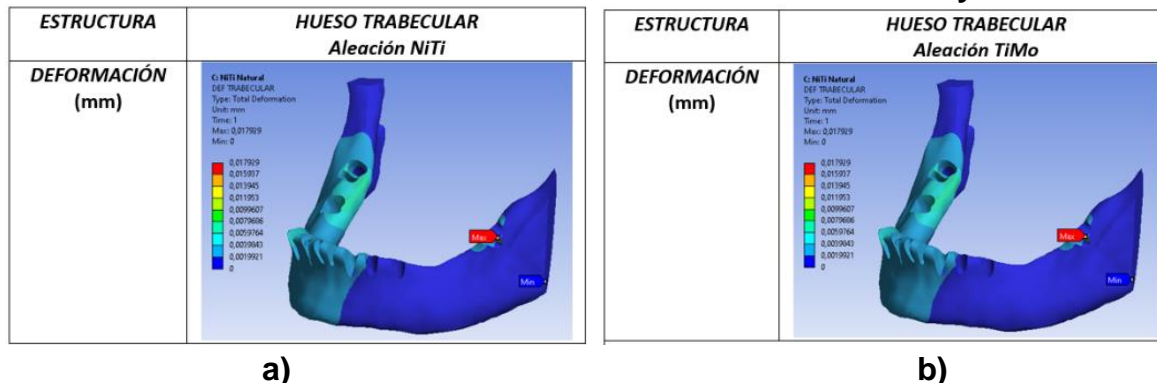


Figura 6:
Deformación del hueso trabecular con la aleación NiTi natural y TiMo.



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 mostro ser la que mayor deformación tuvo con un valor de 0,0071 mm (Grafico 4).

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 en el año 2021 (37), 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 et al. en el año 2021 (38) 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 (38) 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 (39), 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 (40) reportó que con la verticalización del diente 37 con diente adyacente y utilización de una biomecánica con cantiliever hubo una

ganancia de 4 mm de espacio sin reportar a cuanto equivalía en grados. En el presente estudio con la verticalización del diente 47 con diente adyacente se observó que presenta una mayor verticalización en la misma condición del estudio anterior, presentando una ganancia de espacio de 1,29 mm que corresponden a 3,37 grados con alambre NiTi natural.

Según Rose (41) 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 verticalización del molar. 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 en 2008 (42), 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, proporcionando una mayor resistencia 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 en 2018 (4) 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.

5. CONCLUSIÓN

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.

6. 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.

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.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. 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.
2. Arhakis A, Boutiou E. Etiology, Diagnosis, Consequences and Treatment of Infraoccluded Primary Molars. *Open Dent J*. 2016 Dec 30;10:714-719.
3. Zachrisson BU, Bantleon HP. Optimal mechanics for mandibular molar uprighting. *World J Orthod*. 2005 Spring;6(1):80-7.
4. Magkavali-Trikka P, Emmanouilidis G, Papadopoulos MA. Mandibular molar uprighting using orthodontic miniscrew implants: a systematic review. *Prog Orthod*. 2018 Jan 8;19(1):1.
5. Saysel, M. Y., Meral, G. D., Kocadereli, I., & Taşar, F. (2005). The effects of first premolar extractions on third molar angulations. *The Angle Orthodontist*, 75(5), 719–722.
6. Locks A, Locks RL, Locks LL. Diferentes abordagens para a verticalização de molares. *Rev Clín Ortod Dental Press*. 2015 ago-set;14(4):32-48.
7. Lee KJ, Park YC, Hwang WS, Seong EH. Uprighting mandibular second molars with direct miniscrew anchorage. *J Clin Orthod*. 2007;41(10):627–35.
8. Raveli, T. B., Raveli, D. B., de Mathias Almeida, K. C., & Pinto, A. D. S. (2017). Molar uprighting: A considerable and safe decision to avoid prosthetic treatment. *The Open Dentistry Journal*, 11, 466–475.

9. 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.
10. Singh JR, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P. Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2016;6(2):110–4.
11. Aghoutan, H., Alami, S., El Aouame, A., & El Quars, F. (2020). Orthodontic Management of Residual Spaces of Missing Molars: Decision Factors. *Human Teeth - Key Skills and Clinical Illustrations.*
12. Thilander, B. (2008). *Orthodontic space closure versus implant placement in subjects with missing teeth. Journal of Oral Rehabilitation, 35(s1), 64–71.*
13. Ribeiro GL, Jacob HB. Understanding the basis of space closure in Orthodontics for a more efficient orthodontic treatment. *Dental Press J Orthod.* 2016 Mar-Apr;21(2):115-25.
14. Valverde R, Talavera CJ. Verticalización de molares Preparación ortodóncica del paciente protésico. *Rev Estomatol Herediana* 2005; 15 (2) : 155 – 160
15. Oliveira MMM, da Franca Acioly R, de Souza DD, da Silva BA, Carvalho DDC. Third Molar Displacement into Submandibular Space. *Case Rep Dent.* 2019 Sep 17;2019:6137868.
16. Anatomía dental. María Teresa Riojas Garza. -- Tercera edición. -- México: Editorial El Manual Moderno, 2014. xiv, 210 páginas: ilustraciones; 28 cm
17. Nieto García, Laura. López San Román, Antonio. Herrera, José Manuel. Chaparro, María. Gisbert, Javier P. Perdida Prematura del primer molar permanente, consecuencias y tratamiento. Universidad Michoacana de San Nicolas de Hidalgo (Tesis), octubre 2004. pp 26

18. Bathe KJ. Finite element procedures. Chapter 4. Upper Saddle River (NJ): Prentice-Hall; 1996. pp. 148–377
19. Danza M, Zollino I, Paracchini L, Riccardo G, Fanali S, Carinci F. 3D finite element analysis to detect stress distribution: Spiral family implants. *Maxillofac Oral Surg.* 2009;8:334–9
20. Reddy MS, Sundram R, Eid Abdemagyd HA. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review. *J Pharm Bioallied Sci.* 2019 May;11(Suppl 2):S85-S91.
21. Bahuguna R, Anand B, Kumar D, Aeran H, Anand V, Gulati M. Evaluation of stress patterns in bone around dental implant for different abutment angulations under axial and oblique loading: A finite element analysis. *Natl J Maxillofac Surg.* 2013;4:46–51.
22. C. Ventureira Pedrosa: Lo que todo ortodoncista debería conocer sobre la prescripción variable. *Rev Esp Ortod.* 2010:40.
23. Jyothikiran H, Shantharaj R, Batra P, Subbiah P, Lakshmi B, Kudagi V. Total recall: an update on orthodontic wires. *Int J Orthod Milwaukee.* 2014;25(3):47–56.
24. Brinson LC, Schmidt I, Lammering R. Stress-induced transformation behavior of a polycrystalline NiTi shape memory alloy: Micro and macromechanical investigations via in situ optical microscopy. *J Mech Phys Solids.* 2004;52(7):1549–71.
25. Wang Y, Liu C, Jian F, McIntyre GT, Millett DT, Hickman J, et al. Initial arch wires used in orthodontic treatment with fixed appliances. *Cochrane Database Syst Rev.* 2018 Jul 31;(7).

26. Gravina MA, Brunharo IHVP, Canavarro C, Elias CN, Quintão CCA. Mechanical properties of NiTi and CuNiTi shape-memory wires used in orthodontic treatment. Part 1: Stress-strain tests. *Dental Press J Orthod*. 2013;18(4):35–42.
27. Sandoval Vidal P, Lara L A, Minte Hidalgo C, Gutiérrez Moraga P. Caracterización de los Alambres Termoactivados para Uso Ortodóncico: Reporte de Caso. *Int J Odontostomatol*. 2012;6(1):65–70.
28. Garcia FG, Barbosa JA, Basting RT. Análise da deformação plástica em fios ortodônticos de NiTi e CuNiTi submetidos à ciclagem mecânica. *Brazilian Dent Sci*. 2017;20(3):78–86.
29. Abdelrahman RS, Al-Nimri KS, Al Maaitah EF. A clinical comparison of three aligning archwires in terms of alignment efficiency: A prospective clinical trial. *Angle Orthod*. 2015;85(3):434–9.
30. Serafim CM de C, Gurgel J de A, Tiago CM, Tavares RR de J, Maia Filho EM. Clinical Efficiency of Two Sequences of Orthodontic Wires to Correct Crowding of the Lower Anterior Teeth. *ScientificWorldJournal*. 2015;2015:690280.
31. Chang HP, Tseng YC. A novel β -titanium alloy orthodontic wire. *Kaohsiung J Med Sci* [Internet]. 2018;34(4):202–6.
32. Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2010;138(5):623–30.
33. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1989;96(2):100–9.

- 34.**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.
- 35.**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.
- 36.**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
- 37.**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.
- 38.**Barros SE, Faria J, Jaramillo Cevallos K, Chiqueto K, Machado L, Noritomi P. Torqued and conventional cantilever for uprighting mesially impacted molars: A 3-a
- 39.**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.
- 40.**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.
- 41.**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.

42. 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.

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. .

Módulo de Young y coeficiente de Poisson por estructura.

Estructura	Módulo de Young (Pa)	Coficiente de Poisson (ν)
Diente (34)	20000	0.30
Ligamento periodontal (34)	0.71	0.40
Hueso cortical (35)	13700	0.26
Hueso trabeculado (35)	1370	0.30
TMA (36)	69000	0.30
Cobre niquel – titanio	70000 – 90000	0,3 – 0,35
Niti termoactivado	50000 – 70000	0,25 – 0,3
Niti natural	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 ν (nu).

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

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.
Bracket modelado estándar.

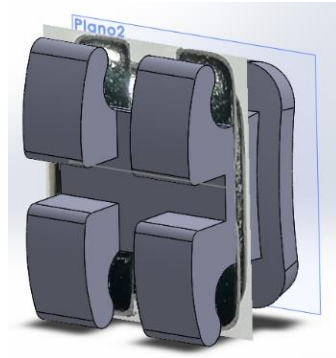


Figura 2.
Enmallado total.

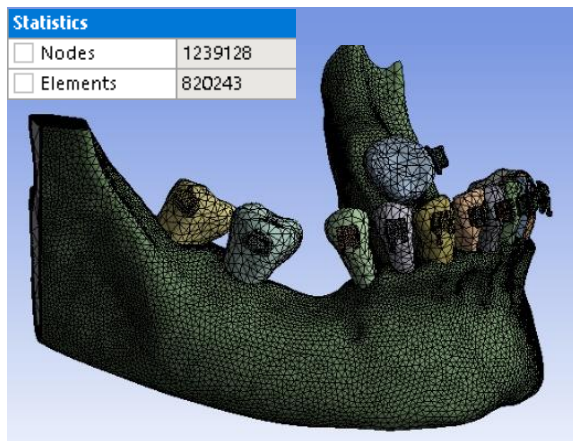
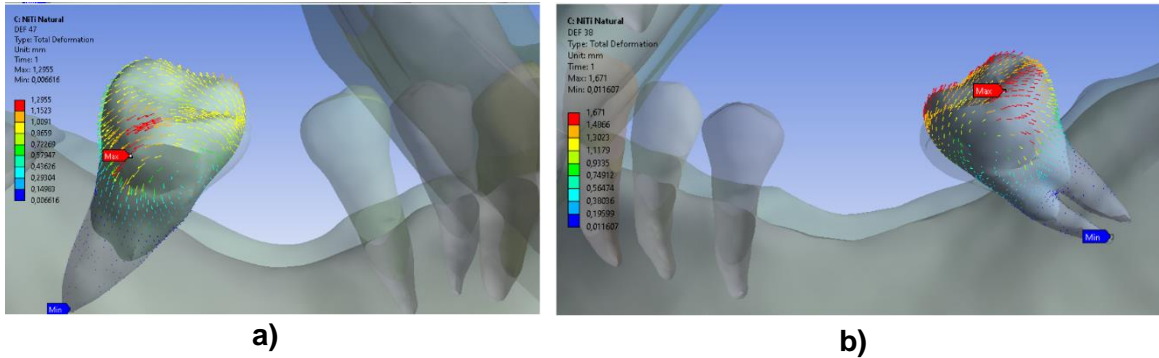


Figura 3.
Comparación con diente adyacente y sin diente adyacente.



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.

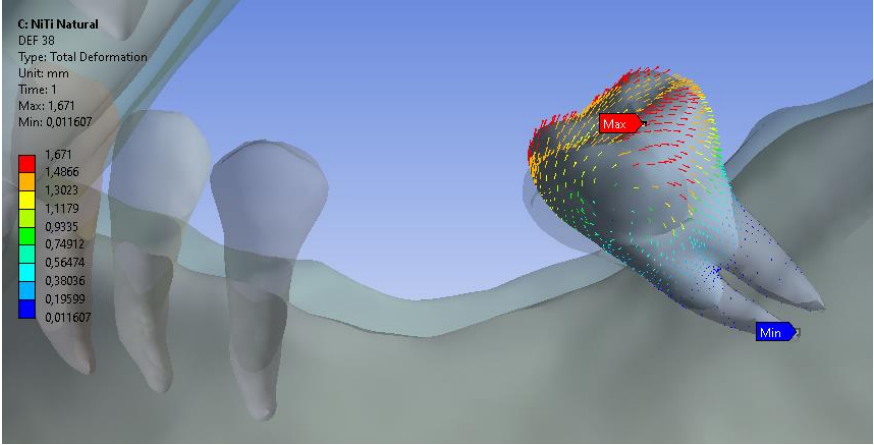
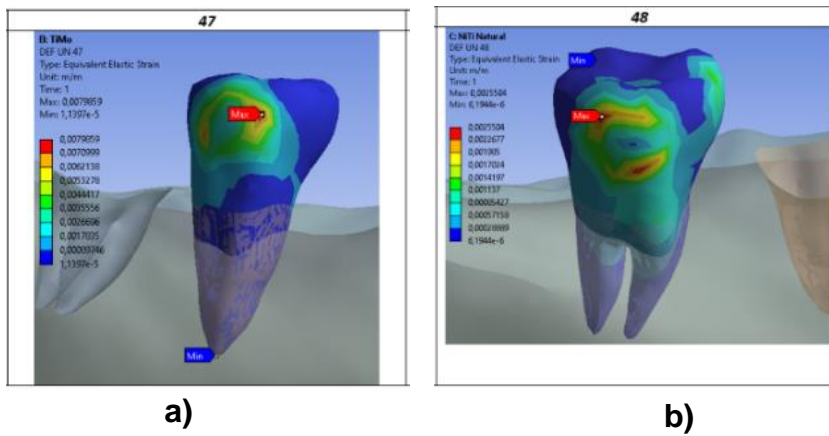


Figura 5.

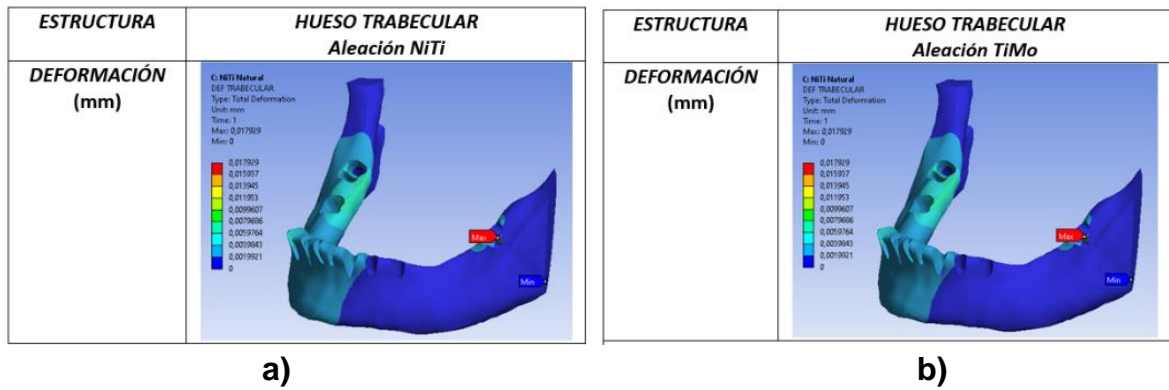
Comparación de los esfuerzos de los arcos.



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

Figura 6.

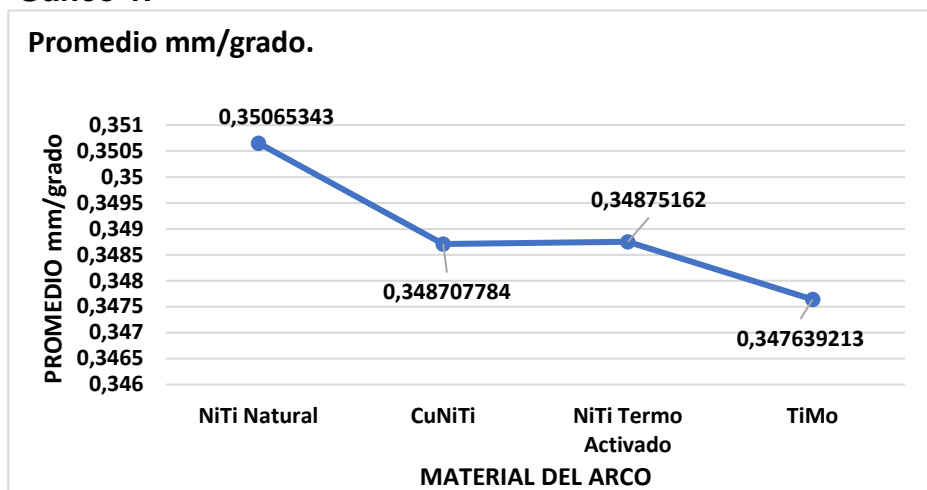
Deformación del hueso trabecular con la aleación NiTi natural y TiMo.



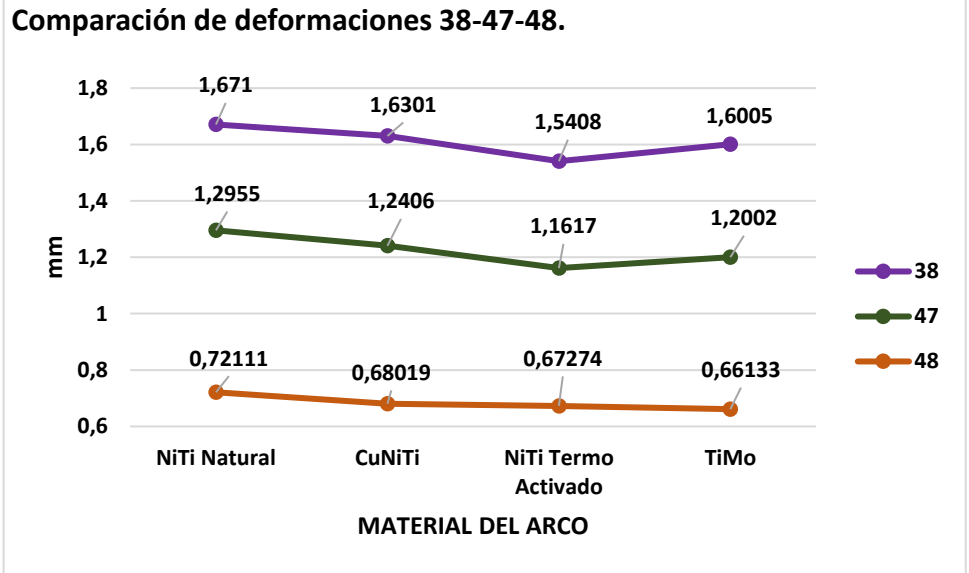
Nota: Deformación del hueso trabecular. a) Hueso trabecular con aleación NiTi
b) Hueso trabecular con aleación Timo.

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gáfico 1.

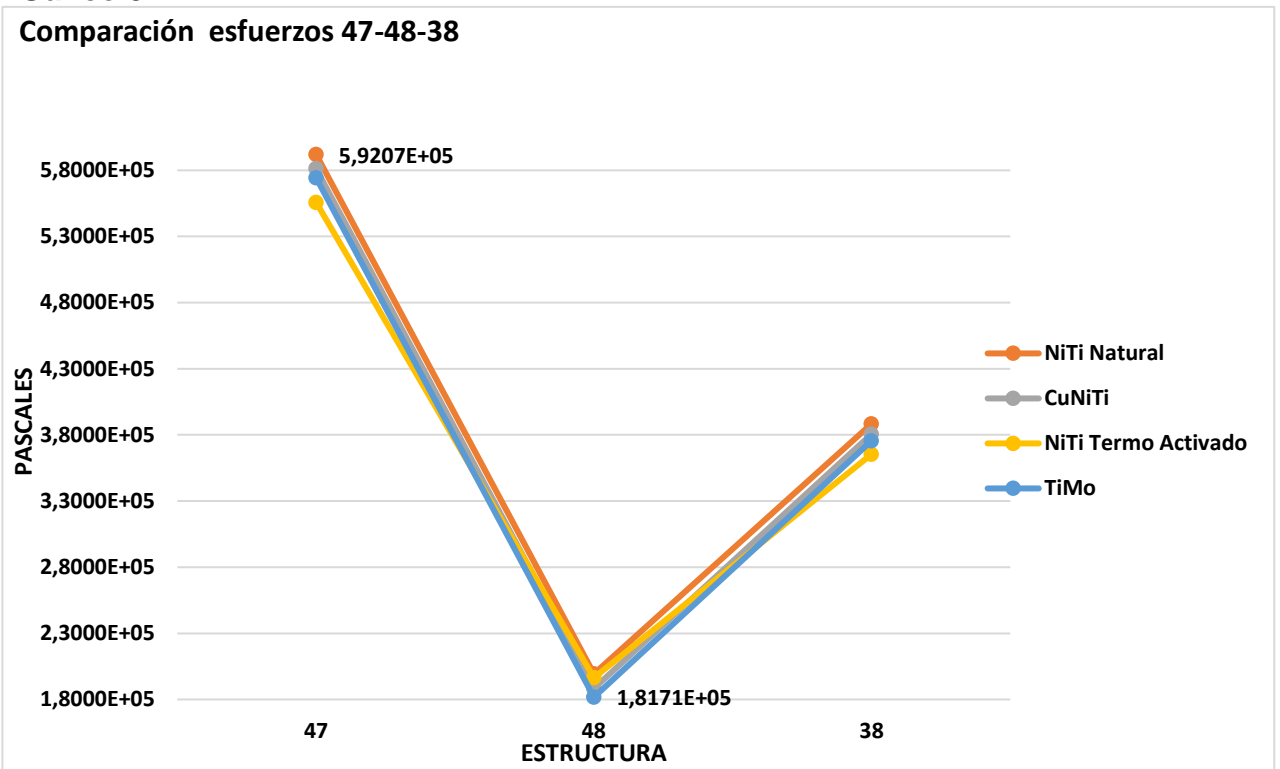


Gáfico 2.



Gáfico 3.

Comparación esfuerzos 47-48-38



Gáfico 4.

