UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

ESCUELA DE GRADUADOS EN CIENCIAS DE LA SALUD

ESPECIALIZACIÓN EN ENDODONCIA

TEMA:

Evaluación multimodal de tres Sistemas Rotatorios NITI: simulación clínica, pruebas mecánicas y análisis de elementos finitos

AUTOR:

Aparicio Sánchez Jesús Alejandro

Trabajo de titulación previo a la obtención del título de

ESPECIALISTA EN ENDODONCIA

TUTOR:

Guerrero Ferreccio Jenny Delia

TUTOR INTERNACIONAL:

DR. MSC. PHD. Alejandro Pérez Ron

GUAYAQUIL, ECUADOR

31 de julio del 2025.

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

ESCUELA DE GRADUADOS EN CIENCIAS DE LA SALUD

ESPECIALIZACIÓN EN ENDODONCIA

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente trabajo de titulación fue realizado en su totalidad por **Aparicio Sánchez Jesús Alejandro** como requerimiento para la obtención del título de **Especialista en Endodoncia.**

TUTOR

f. _____
Guerrero Ferreccio Jenny Delia

DIRECTOR DE LA CARRERA

f. _____
Guerrero Ferreccio Jenny Delia

Guayaquil, a los 31 días del mes de julio del año 2025

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

ESCUELA DE GRADUADOS EN CIENCIAS DE LA SALUD
ESPECIALIZACIÓN EN ENDODONCIA

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, **Aparicio Sánchez Jesús Alejandro**

DECLARO QUE:

El Trabajo de Titulación, E**valuación multimodal de tres sistemas rotatorios NiTi: simulación clínica, pruebas mecánicas y análisis de elementos finitos**, previo a la obtención del título de **Especialista en Endodoncia** ha sido desarrollado respetando derechos intelectuales de terceros conforme las citas que constan en el documento, cuyas fuentes se incorporan en las referencias o bibliografías. Consecuentemente este trabajo es de mi total autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance del Trabajo de Titulación referido.

Guayaquil, a los 31 días del mes de julio del año 2025

EL AUTOR (A)

f. _____
Aparicio Sánchez Jesús Alejandro

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

ESCUELA DE GRADUADOS EN CIENCIAS DE LA SALUD
ESPECIALIZACIÓN EN ENDODONCIA

AUTORIZACIÓN

Yo, **Aparicio Sánchez Jesús Alejandro**

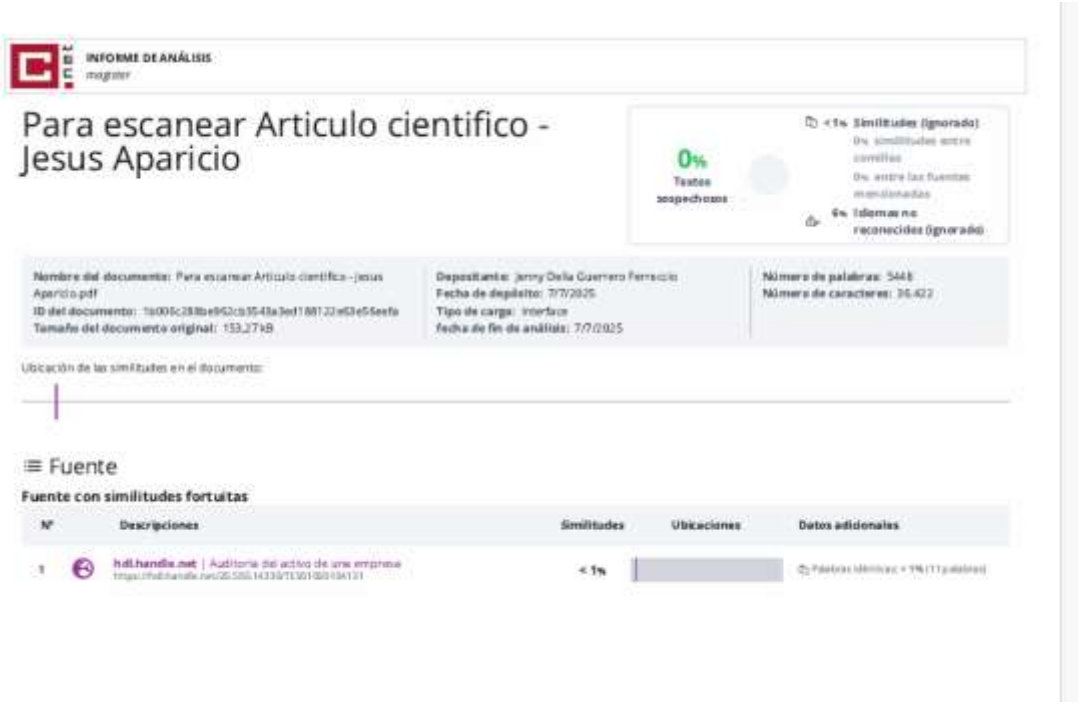
Autorizo a la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil a la **publicación** en la biblioteca de la institución del Trabajo de Titulación, **Evaluación multimodal de tres sistemas rotatorios NiTi: simulación clínica, pruebas mecánicas y análisis de elementos finitos**, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y total autoría.

Guayaquil, a los 31 días del mes de julio del año 2025

EL AUTOR:

f. _____
Aparicio Sánchez Jesús Alejandro

REPORTE COMPILATIO



INFORME DE ANÁLISIS
magister

Para escanear Articulo cientifico - Jesus Aparicio

0%
Textos sospechosos

< 1% Similitudes (ignorado)
0% similitudes entre revistas
0% entre las fuentes mencionadas
6% Idiomas no reconocidos (ignorado)

Nombre del documento: Para escanear Articulo cientifico - Jesus Aparicio.pdf
ID del documento: 1b005c288be962cb3548a3ed1881224e03e65eefa
Tamaño del documento original: 153,27 kB

Depositante: Jenny Della Guerrero Ferrocio
Fecha de depósito: 7/7/2025
Tipo de carga: interface
fecha de fin de análisis: 7/7/2025

Número de palabras: 5448
Número de caracteres: 36.422

Ubicación de las similitudes en el documento:

Fuente

Fuente con similitudes fortuitas

Nº	Descripciones	Similitudes	Ubicaciones	Datos adicionales
1	hdl.handle.net | Auditoria del activo de una empresa	< 1%		

AGRADECIMIENTO

La realización de este trabajo de investigación no hubiese sido posible sin la colaboración de familiares, amigos y profesores a mi alrededor que constantemente me recordaron el potencial y talento que he obtenido con el pasar de los meses en la especialidad.

Un agradecimiento especial a Surpreendente Research Group, en especial al Dr. Alejandro Pérez Ron y al Dr. Pedro Méndez, quienes creyeron en mí e hicieron posible la realización del estudio en sus instalaciones, otorgando las bases teóricas, científicas y experimental de la presente investigación, a la Dra. Jenny Guerrero Ferreccio por su ayuda inigualable en el desarrollo del estudio, por ser un puente entre el Ecuador y el mundo, por su confianza, por guiarme, por ser mi tutora en los años de residencia y por permitir explotar mi potencial clínico e investigativo.

A mis profesores, Dra. María Angélica Terreros y Dr. Marcelo Armijos quienes por su interés, apoyo y confianza a la investigación en la institución me han permitido forjar las bases metodológicas y estadísticas que se necesitan para continuar su legado y seguir apostando a la investigación en el país; a todos los docentes de la especialización en Endodoncia de la UCSG y a mi familia en Ecuador y el mundo, que con su tenacidad de alcanzar la excelencia han sido ejemplos en mi vida.

DEDICATORIA

En primer lugar, a Dios por ser mi fuente infinita de perseverancia, constancia y entrega a lo que verdaderamente amo, además de ser el norte de mi vida. A mi madre, hermano y a mi familia en este bello país por ser el apoyo primordial en estos largos años de carrera; por su entusiasmo, dedicación y apoyo cuando más los necesitaba y por hacer posible la culminación de un peldaño más que escalamos juntos, gracias a ellos y para ellos.

A mis amigos por su incondicionalidad para ayudarme en momentos difíciles y para festejar y compartir los triunfos alcanzados y a mis demás familiares que caminaron junto a mí y en la distancia durante este arduo camino.

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

ESCUELA DE GRADUADOS EN CIENCIAS DE LA SALUD

ESPECIALIZACIÓN EN ENDODONCIA

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

f. _____

Guerrero Ferreccio Jenny Delia

DIRECTOR DE LA CARRERA

f. _____

Kristel Lidice Miranda Robles

DOCENTE DE LA CARRERA

f. _____

Josué Fernández Laplace

OPONENTE

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

ESCUELA DE GRADUADOS EN CIENCIAS DE LA SALUD

ESPECIALIZACIÓN EN ENDODONCIA

CALIFICACIÓN

TUTOR (A)

f. _____

Guerrero Ferreccio Jenny Delia

Evaluación multimodal de tres sistemas rotatorios NiTi: simulación clínica, pruebas mecánicas y análisis de elementos finitos

Aparicio Sánchez Jesús Alejandro

Residente de la Especialización en Endodoncia de la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil (UCSG).

RESUMEN

Introducción: Este estudio tuvo como objetivo comparar la durabilidad clínica, el rendimiento mecánico y la resistencia a la fatiga de tres sistemas rotatorios NiTi: BlueShaper, BlueShaper Pro y BlueShaper Gold, a través de una evaluación multimodal que incluyó instrumentación simulada en réplicas impresas en 3D, pruebas mecánicas y análisis de elementos finitos (AEF). **Métodos:** Evaluación de sesenta instrumentos (n= 20 por grupo). Conformación de conductos mesiales simulados de molares mandibulares estandarizados impresos en 3D con una curvatura de 40° hasta que se produjo la fractura. Las pruebas mecánicas incluyeron resistencia a la torsión y flexión utilizando una máquina de prueba universal y bloques de acero inoxidable con una curvatura estandarizada de 40°. Las simulaciones de AEF evaluaron la tensión de von Mises, la tensión de cizallamiento, la deformación total, el comportamiento de fatiga cíclica y la tensión de contacto entre el instrumento y la pared del conducto artificial. **Resultados:** BlueShaper Gold preparó un promedio de 9.5 conductos antes de la fractura, superando a Pro (7.8) y Blue (6.8), con una resistencia a la fatiga 40% mayor que Blue ($p < 0.05$). Gold también exhibió la resistencia a la torsión más alta (2,61 N·mm) y la tensión de von Mises más baja en las simulaciones de flexión (5571 MPa), lo que indica una mayor resistencia estructural. BlueShaper Pro demostró el TTF más largo durante las pruebas de fatiga (73.9 seg) y la deformación total en AEF (11,41 mm). En contraste, Blue mostró un 29% menos de resistencia a la fatiga, niveles máximos de tensión más altos (5935.3 MPa) y una mayor localización de la deformación, lo que sugiere un mayor riesgo de fractura a pesar de una geometría idéntica ($p<0.05$ en todas las comparaciones). **Conclusiones:** BlueShaper Gold exhibió la mejor resistencia mecánica y a la fatiga. BlueShaper Pro demostró tener vida útil más larga y un comportamiento mecánico equilibrado. BlueShaper mostró el rendimiento más bajo en la mayoría de los parámetros. La fuerte correlación entre los datos clínicos, mecánicos y de AEF refuerza el papel fundamental de la composición de la aleación en la determinación de la durabilidad del instrumento, incluso cuando el diseño permanece constante.

Palabras Claves: *endodoncia; preparación del conducto radicular; aleación de niquel-titanio; resistencia a la flexión; tensión de corte; resistencia a la fractura.*

Multimodal Evaluation of Three NiTi Rotary Systems: Clinical Simulation, Mechanical Testing, and Finite Element Analysis

Aparicio Sánchez Jesús Alejandro

Resident of Endodontics Program, School of Dentistry, Universidad Catolica de Santiago de Guayaquil (UCSG).

ABSTRACT

Introduction: This study aimed to compare the clinical durability, mechanical performance, and stress behavior of three NiTi rotary systems—BlueShaper (Blue), BlueShaper Pro (Dual Wire), and BlueShaper Gold; through a multimodal evaluation that included simulated instrumentation in 3D-printed replicas, mechanical testing, and finite element analysis (FEA). **Methods:** Sixty instruments (n = 20 per group) were tested. Simulated canal preparation was conducted in standardized 3D-printed mandibular molars with a 40° mesial root curvature until fracture occurred. Mechanical tests included torsional and flexural loading using a universal testing machine and stainless-steel blocks with a standardized 40° curvature. FEA simulations evaluated von Mises stress, shear stress, total deformation, cyclic fatigue behavior, and contact pressure between the instrument and canal wall. **Results:** BlueShaper Gold prepared an average of 9.5 canals before fracture, outperforming Pro (7.8) and Blue (6.8), with a 40% higher fatigue resistance than Blue ($p < 0.05$). Gold also exhibited the highest torsional resistance (2.61 N·mm) and the lowest von Mises stress in flexural simulations (5571 MPa), indicating greater structural resilience. BlueShaper Pro demonstrated the longest TTF during fatigue testing (73.9 seconds) and total deformation in FEA (11.41 mm). In contrast, Blue showed 29% lower fatigue resistance, higher maximum stress levels (up to 5935.3 MPa), and greater strain localization, suggesting a higher risk of early failure despite identical geometry ($p<0.05$ in all comparisons). **Conclusions:** BlueShaper Gold exhibited the highest mechanical strength and fatigue resistance. BlueShaper Pro demonstrated the longest fatigue life and balanced mechanical behavior. BlueShaper showed the lowest performance across most parameters. The strong correlation among clinical, mechanical, and FEA data reinforces the critical role of alloy composition in determining instrument durability, even when design remains constant.

Keywords: *endodontics; root canal preparation; nickel-titanium alloy; flexural strength; shear strength; fracture strength.*

INTRODUCIÓN

Los instrumentos rotatorios de níquel-titanio (NiTi) se han convertido en la piedra angular de las técnicas contemporáneas endodóntica de conformación biomecánica debido a sus numerosas ventajas, como flexibilidad superior, memoria de forma y alta resistencia a la fatiga en comparación con las limas tradicionales de acero inoxidable.[1] En las últimas dos décadas, la evolución de los instrumentos de NiTi ha sido impulsada no solo por el diseño y los refinamientos de la geometría de la sección transversal, sino también por los avances en los tratamientos termo mecánicos que alteran la estructura cristalina de la aleación.[2–4] Estos tratamientos, que incluyen tecnologías Gold-wire, Blue-wire e híbridas de doble aleación, modifican el comportamiento de transformación de fase y, en consecuencia, el rendimiento mecánico de los instrumentos rotatorios.[5,6]

Numerosos estudios han explorado el rendimiento de la influencia de variables de diseño de los instrumentos como la conicidad, el diámetro de la punta y el diseño de la sección transversal, incluida la resistencia a la fatiga cíclica, la resistencia a la torsión y la capacidad de conformación.[4,7–12] Paralelamente, un número cada vez mayor de investigaciones se han centrado en los efectos del tratamiento térmico de las aleaciones, los cuales han demostrado, que las limas tratadas térmicamente exhiben distintas respuestas a la tensión y a las diferentes pruebas mecánicas.[1,13,14] Sin embargo, muchos de estos estudios evalúan instrumentos con diferencias simultáneas tanto en geometría como en metalurgia, lo que dificulta atribuir las diferencias observadas únicamente a las propiedades de la aleación.[1]

Además, aunque los métodos de ensayos mecánicos, como la prueba de resistencia a la torsión y la evaluación de la fatiga cíclica, son ampliamente aceptados para comparar limas de NiTi, solo explican parcialmente el rendimiento de los instrumentos en condiciones clínicas dinámicas.[15] El análisis de elementos finitos (AEF) ha surgido como una herramienta complementaria para simular la distribución de la tensión interna y predecir las zonas de fatiga, mientras que las réplicas de dientes impresas en 3D junto a los conductos radiculares ofrecen una plataforma estandarizada para simular instrumentación en modelos de relevancia anatómica.[15–17] A pesar de estos avances metodológicos, todavía faltan estudios integrados que combinen los tres enfoques: pruebas mecánicas, simulación clínica y modelado computacional para evaluar de manera integral cómo las diferentes aleaciones influyen en el comportamiento del instrumento en situaciones de relevancia clínica.[18]

Esta brecha de conocimiento es particularmente relevante para

instrumentos con geometrías idénticas hechas de diferentes aleaciones de NiTi tratadas térmicamente. La comprensión de cómo la metalurgia por sí sola afecta el rendimiento clínico podría conducir a una mejor selección de instrumentos en función a la anatomía del conducto radicular, la dificultad del caso y el riesgo de separación de estos. Por lo tanto, el propósito de este estudio fue evaluar y comparar el rendimiento mecánico, la resistencia a la fatiga y la interacción entre la réplica y la tensión del instrumento de tres instrumentos rotatorios de NiTi geométricamente idénticos fabricados con diferentes tratamientos térmicos: una aleación convencional Blue (Blue-wire), una aleación Gold (Gold-wire) y una configuración híbrida de aleación dual (Dual-wire). La evaluación utilizó una metodología multimodal, que incluyó ensayos mecánicos bajo cargas torsionales y de flexión, instrumentación simulada en molares impresos en 3D con curvatura estandarizada y análisis de elementos finitos para evaluar la tensión interna, la deformación y las fuerzas de contacto transmitidas a las paredes de dentina simulada.

MATERIALES Y MÉTODOS

Cálculo del tamaño de la muestra: El presente estudio in vitro se llevó a cabo de acuerdo con las directrices de The Preferred Reporting Items for Laboratory studies in Endodontology (PRILE)[19] y bajo la aprobación del comité de ética local del Hospital Universitario de Siena, Area Vasta Toscana Sud Est (Siena, Italia) con el número de aprobación: 7/2021. El tamaño de la muestra requerido se determinó utilizando el software G*Power (versión 3.1; Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Düsseldorf, Germany), aplicando una prueba T de muestras independientes con un tamaño de efecto esperado de 1,2, un nivel de significancia de 0,05 y una potencia estadística de 0,80. Este cálculo arrojó un mínimo de 12 muestras por grupo. Para mejorar la robustez estadística y tener en cuenta los posibles valores atípicos, se incluyeron 20 instrumentos por sistema, tanto para las pruebas de fractura física como para las pruebas clínicas utilizando réplicas impresas en 3D.

Preparación del modelo dental: Se seleccionó un molar mandibular con una configuración Vertucci Tipo II en la raíz mesial y se escaneó mediante microtomografía computarizada de alta resolución (Micro-CT) (General Electric, Boston, MA, USA). El archivo STL (estereolitografía o lenguaje de triangulación estándar) resultante se procesó para crear un

modelo imprimible en 3D conservando los detalles anatómicos. El modelo presentó una curvatura severa del conducto radicular de 40° y un diámetro apical inicial de 20.04 mm.20 Se imprimió utilizando una impresora 3D de resina de alta precisión (Anycubic Technology Co., Shenzhen, China) para garantizar la precisión geométrica y la repetibilidad. Solo se utilizó la raíz mesial del diente impreso para los procedimientos experimentales, y todas las réplicas impresas fueron idénticas para eliminar la variabilidad anatómica.

Evaluación de la fractura y conformación radicular: Se evaluaron tres sistemas rotatorios de níquel-titanio (NiTi): BlueShaper, BlueShaper Pro y BlueShaper Gold (Zarc4Endo, Gijón, Asturias, España). El instrumento BlueShaper se fabricó con un tratamiento térmico Blue; BlueShaper Pro incorporó un tratamiento térmico dual (Dual Wire), que consistía en un cuerpo tratado con Blue y una punta tratada con Gold de 4 mm, mientras que el BlueShaper Gold se trató completamente con tratamiento térmico Gold.

Todos los instrumentos compartían características de diseño idénticas, incluyendo una longitud activa de 16 mm, un diámetro apical de 0,25 mm (lima Z4), una conicidad decreciente del 6-5%, un ángulo helicoidal constante de 24° y una sección transversal triangular convexa. Para confirmar la equivalencia geométrica entre sistemas y verificar, la forma de sección transversal, la configuración de la estría cortante, el diseño helicoidal y la presencia de tratamiento térmico bifásico en BlueShaper Pro, se examinaron tres instrumentos de cada grupo bajo microscopía electrónica de barrido (MEB) (×150) en múltiples niveles axiales (apical, medio, coronal).

Además, se escaneó un instrumento representativo de cada tipo utilizando tomografía microcomputada de alta resolución (micro-CT), y los modelos segmentados se exportaron como archivos STL (estereolitografía, Lenguaje de Triángulos Estándar). Estos conjuntos de datos STL sirvieron como geometría base para la reconstrucción 3D de los modelos de instrumentos utilizados en el Análisis de Elementos Finitos (AEF). Este enfoque aseguró la preservación precisa de las características dimensionales y geométricas de los instrumentos sin depender

exclusivamente de las especificaciones del fabricante.

Todos los procedimientos de conformación de los conductos mesiales se llevaron a cabo bajo condiciones clínicas simuladas utilizando irrigación continua con hipoclorito de sodio (NaOCl) al 2,5 %. Se introdujo un total de 2 ml de NaOCl en el conducto antes de cada ciclo de instrumentación. La instrumentación se realizó utilizando un motor endodóntico VDW.SILVER (VDW GmbH, München, Germany) usando el modo ROTARY en rotación continua, 500 rpm y torque 4.0 Ncm, siguiendo las recomendaciones del fabricante. Cada instrumento se utilizó para conformar conductos mesiales simulados hasta que se produjera la fractura.

El tiempo total hasta la fractura (TTF) se registró en segundos utilizando un cronómetro digital. El número de rotaciones hasta la fractura se calculó y se utilizó para determinar el número de ciclos hasta el fallo (NCF) calculado como NCF = (rpm × TTF/60). También se documentó el número de conductos preparados con éxito por cada instrumento antes de la fractura. Después de la fractura, la longitud del fragmento separado se midió con un calibrador digital (precisión ± 0,01 mm) (Mitutoyo Corporation, Aurora, IL, EE. UU.), y la ubicación de la fractura se clasificó en el tercio radicular donde ocurrió (coronal, medio o apical). Todas las mediciones y clasificaciones se confirmaron bajo un aumento de 4,5× para garantizar la consistencia y la precisión.

Simulación de elementos finitos: Los modelos tridimensionales de BlueShaper, BlueShaper Pro y BlueShaper Gold se construyeron utilizando Fusion 360® (Autodesk Inc., EE. UU.). La geometría base de cada instrumento se obtuvo a partir de microtomografías computarizadas de alta resolución de muestras representativas, que se segmentaron y exportaron como archivos STL para preservar la morfología externa y el diseño helicoidal. Estos modelos STL se importaron al entorno CAD (diseño asistido por computadora) y se refinaron digitalmente mediante referencias cruzadas con especificaciones técnicas proporcionadas por el fabricante, incluyendo el diámetro apical (0,25 mm), la longitud activa (16 mm), el ángulo helicoidal (24°) y la forma de sección transversal. El proceso de

integración implicó hacer coincidir los valores dimensionales con el perfil CAD y verificar el paso y la sección transversal helicoidal utilizando tanto el renderizado micro-CT como las imágenes macro bajo estereomicroscopio. Las zonas de corte y no corte se definieron en función de estos puntos de referencia validados para garantizar que el modelo final representara con precisión el instrumento clínico.

Las propiedades del material se definieron de acuerdo con el tratamiento térmico específico de cada sistema. Al modelo BlueShaper se le asignaron propiedades consistentes con el martensítico tratado térmicamente (Blue-Wire) NiTi: módulo de Young de 24 GPa, σ_start de 350 MPa y σ_end de 550 MPa. El modelo Gold reflejaba la martensita estabilizada, con el módulo de Young de 28 GPa, σ_start de 450 MPa y σ_end de 650 MPa. Para el BlueShaper Pro (Dual Wire), los 4 mm apicales se modelaron utilizando propiedades de aleación Gold, mientras que la longitud restante utilizó parámetros de aleación Blue, implementados a través de la asignación de material basada en la región en ANSYS (software de simulación de ingeniería y diseño 3D por elementos finitos).

Esta asignación de doble aleación del material permitió una simulación realista del comportamiento híbrido del sistema Pro en condiciones de torsión, flexión y fatiga. Todos los demás parámetros de simulación, incluidas las condiciones límite y las estrategias de malla, se mantuvieron idénticos en todos los sistemas para una coherencia comparativa.

Las simulaciones se realizaron utilizando el módulo estructural estático de ANSYS Workbench 2023 R1 (Ansys Inc., EE. UU.). A cada instrumento de NiTi se le asignaron propiedades mecánicas específicas basadas en su tratamiento de aleación. Para BlueShaper, se utilizó un módulo de Young de 24 GPa, una relación de Poisson de 0,30 y una densidad de 6,45 g/cm³, reflejando su comportamiento martensítico estable. BlueShaper Gold se modeló con un módulo más alto de 28 GPa y una relación y densidad de Poisson similares, lo que representa su composición austenítica estabilizada por tratamiento térmico. Para BlueShaper Pro, se implementó una asignación de material basada en sus dos zonas: los 4 mm apicales utilizaron propiedades de aleación Gold, y la

longitud restante del instrumento utilizó valores de aleación Blue. Esta configuración de doble zona tuvo como objetivo replicar la estructura metalúrgica híbrida del instrumento.

El comportamiento de la fatiga se modeló utilizando un enfoque de strain-life o vida útil por fatiga (ε-N), con valores específicos para el tratamiento de cada aleación.[15] Aunque todas las simulaciones se ejecutaron bajo suposiciones elásticas lineales para garantizar la estabilidad computacional, las variaciones de las propiedades del material se incorporaron para reflejar el comportamiento biomecánico distinto de cada sistema bajo cargas torsionales, flexurales y cíclicas. Este enfoque permitió una evaluación comparativa de la distribución de la tensión, los patrones de deformación y las variables relacionadas con la fatiga, preservando al mismo tiempo la influencia del tratamiento de aleación en el rendimiento de cada instrumento.

El modelo de dentina simulada, correspondiente a la raíz mesial de un molar mandibular con curvatura severa de 40°, se enmalló por separado con un tamaño de elemento de 0,2 mm utilizando un método de barrido dominante cuadrilátero. Las propiedades de la dentina se definieron como isotrópicas: el módulo de Young 18,6 GPa, la relación de Poisson 0,31 y la densidad 2,0 g/cm³. La geometría del conducto se derivó del mismo modelo de conducto radicular impreso en 3D utilizado para las pruebas experimentales, asegurando la alineación entre las condiciones in vitro y simuladas.

Se realizaron cuatro simulaciones distintas de AEF: fatiga cíclica, simulaciones de interacción torsional, flexural e instrumento-diente. El flujo de trabajo para el modelado anatómico se muestra en la Figura 1.

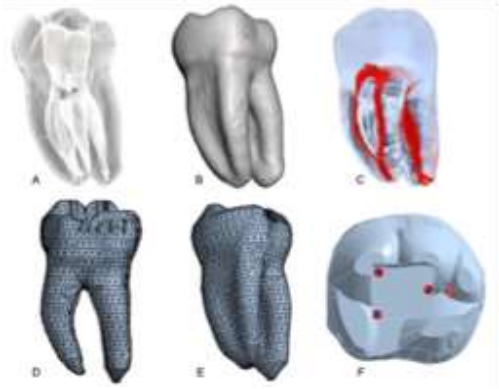


Figura 1. Flujo de trabajo para modelado y simulación anatómica. (A) Modelo STL de la réplica del diente impresa en 3D generada a partir de imágenes micro-CT. (B) Vista externa del mismo modelo STL que ilustra la curvatura de la raíz y la morfología de la dentina. (C) Fotografía de la réplica final impresa en 3D que muestra la configuración interna del conducto llena de hidrogel rojo para el contraste visual. (D) Malla de elementos finitos del modelo de diente (vista bucal) utilizada para simular las interacciones instrumento-dentina. (E) Vista alternativa del modelo de malla (vista lingual) que resalta la región apical. (F) Representación esquemática del momento aplicado y

los puntos de carga dentro de los canales mesiales durante el análisis de elementos finitos.

Simulación de fatiga cíclica: Se implementó una herramienta de fatiga bajo carga basada en cero, utilizando el estrés equivalente a la tensión de von Mises como variable crítica. La vida útil de la fatiga, el daño, la indicación de biaxialidad, el factor de seguridad y la distribución de la tensión alterna se calcularon sin corrección para la tensión media. Esto permitió la estimación del NCF bajo rotación clínicamente relevante.

Simulación torsional: La carga torsional se aplicó fijando los 3 mm apicales del instrumento y ejerciendo una carga de 40 N·mm en el eje, reproduciendo así el par clínico recomendado por el fabricante. El modelo proporcionó la tensión de von Mises, la tensión de corte, la deformación total y la deformación direccional, que se utilizaron para evaluar la concentración de tensión en el núcleo del instrumento.

Simulación flexural: Para simular la flexión oblicua, se aplicó una fuerza rampada con componentes de -2N (X), 5N (Y) y -10N (Z), imitando un ángulo de flexión de 17,5°. Se fijó en los 3 mm apicales, y los resultados incluyeron deformación total y direccional, tensión de corte y von Mises, y deformación elástica equivalente, destacando regiones propensas a la deformación estructural.

Simulación de interacción instrumento-dentina simulada: El mismo modelo molar replicado en 3D utilizado en experimentos clínicos se empleó para evaluar el contacto instrumento-dentina simulada durante la conformación. El modelo implicaba la inserción del instrumento dentro del conducto y proporcionaba datos de salida sobre la presión de contacto, la distribución de la tensión y la deformación dentro de las paredes de la réplica de la dentina. Se realizaron pruebas de convergencia de malla en todas las simulaciones para garantizar la precisión, y las condiciones límite fueron consistentes en todos los instrumentos para facilitar el análisis comparativo.

Los datos generados a partir de las simulaciones de AEF se exportaron para su comparación cuantitativa en todos los sistemas. Los parámetros clave, incluyendo la tensión de von Mises, la tensión de corte, la deformación total, la deformación direccional y la deformación elástica equivalente, se extrajeron de cada modelo bajo condiciones de carga

idénticas. El NCF predicho, la distribución de daños y los factores de seguridad para el módulo de fatiga se registraron para cada región del material.

Para garantizar la coherencia, todas las mediciones se tomaron en las mismas ubicaciones apicales, medias y coronales en instrumentos y modelos réplicas dentales, lo que permitió una correlación espacial de concentración de estrés con zonas conocidas propensas a fracturas. Los valores obtenidos de AEF se compararon entonces con los de las pruebas mecánicas y la instrumentación de réplicas clínicas. Además, se inspeccionaron visualmente los mapas de presión de contacto e intensidad de estrés para identificar diferencias en la interacción instrumento-dentina. Este análisis integral facilitó la triangulación de datos a partir de modelos físicos, virtuales y clínicos, fortaleciendo así la interpretación biomecánica del rendimiento de cada sistema.

Pruebas mecánicas: Las pruebas mecánicas se realizaron utilizando una máquina de prueba universal (INSTRON 3345, Instron, Norwood, MA, EE. UU.) equipada con un dispositivo de acero inoxidable fabricado a medida diseñado para simular la curvatura estandarizada del conducto. El dispositivo presentaba conductos artificiales con un ancho de 1,5 mm, una longitud total de 26 mm y una curvatura de 40° con un radio de 3 mm, destinados a imponer una tensión mecánica consistente en los instrumentos rotatorios de NiTi durante las pruebas. Esta configuración permitió la evaluación de los parámetros de rendimiento mecánico, incluida la carga mínima y máxima, el TTF y el NCF. La máquina de prueba ofreció una precisión de ±0,5%, un rango de medición de fuerza de 0,1 N a 5 kN y una velocidad máxima de punto de cruce de 1000 mm/min.

Todos los procedimientos se realizaron en condiciones húmedas utilizando NaOCl al 2,5 % como irrigante, con 2 ml introducidos en el conducto antes de cada preparación para mantener la lubricación y simular condiciones clínicas. Se colocó una tapa acrílica transparente sobre el bloque del conducto para permitir el monitoreo visual directo de la progresión de la lima y los eventos de fractura.

Cada lima se montó en una pieza de mano de contra-ángulo de reducción 6:1 (WaveOne, Dentsply-Maillefer,

Ballaigues, Suiza) y operado por un motor endodóntico inalámbrico fijado a un soporte vertical conectado a la máquina de prueba universal. La pieza de mano se alineó para mantener una trayectoria estandarizada en relación con la curvatura del conducto artificial. La instrumentación se realizó en una sola inserción ininterrumpida hasta que se produjo una fractura espontánea.

Para evitar el contacto directo con la entrada metálica del conducto, la lima se colocó inicialmente a 0,5 mm de coronal al orificio. El avance hacia el conducto estaba controlado por la cruz de la máquina de prueba, que se movía linealmente a una velocidad constante de 23,5 mm/min. Esta velocidad se seleccionó en base a la literatura previa y la estabilidad experimental[13], proporcionando un compromiso consistente con la curvatura del conducto sin introducir artefactos mecánicos excesivos. La lima giró continuamente a 500 rpm con un límite de par de 4 N·cm, de acuerdo con las especificaciones del fabricante. El tiempo hasta la fractura (TTF) se registró usando un cronómetro, y el número de ciclos a fallo (NCF) se calculó como NCF = (rpm × TTF / 60).

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico se realizó utilizando SPSS (versión 28.0, IBM Corp., Armonk, NY, EE. UU.). Se calcularon estadísticas descriptivas (media ± SD) para todas las variables. La normalidad se evaluó con la prueba de Shapiro-Wilk, y se comprobó la homogeneidad de las varianzas utilizando la prueba de Levene. Dado que los resultados indicaron una distribución normal, se empleó ANOVA unidireccional seguida de la prueba post hoc de Tukey. Un valor p $<0,05$ se consideró estadísticamente significativo. Las pruebas estadísticas no se aplicaron a los datos obtenidos del análisis de elementos finitos, ya que estas simulaciones son deterministas (resultado predecible con certeza) y no están sujetas a variación aleatoria. Cada resultado de AEF representa una salida controlada y repetible basada en condiciones límite definidas, propiedades del material y parámetros geométricos. Por lo tanto, las comparaciones entre sistemas se hicieron descriptivamente utilizando los valores numéricos de los indicadores mecánicos clave (por ejemplo, tensión de von Mises, tensión de corte, deformación) y la inspección visual de los mapas de distribución de tensión. Estos resultados se interpretaron en el contexto de los

hallazgos físicos y clínicos para apoyar las conclusiones biomecánicas.

RESULTADOS

Se evaluaron un total de 60 instrumentos, 20 por grupo (BlueShaper, BlueShaper Pro y BlueShaper Gold), en tres entornos experimentales: uso clínico simulado con réplicas impresas en 3D, pruebas de resistencia mecánica y análisis de elementos finitos.

Rendimiento clínico en réplicas impresas en 3D: Los resultados se presentan en la Tabla 1. El número de conductos preparados antes de la fractura mostró diferencias significativas entre los grupos (p<0,001). Gold demostró la mayor resistencia (7,47 ± 0,99), seguido de BlueShaper Pro (5,67 ± 1,05) y BlueShaper (5,00 ± 0,76).

Tabla 1. Rendimiento clínico y mecánico de tres sistemas BlueShaper: Blue, Pro (Dual Wire) y Gold expresado como media ± desviación estándar.

Parámetro	BlueShaper (Blue)	BlueShaper Pro (Dual Wire)	BlueShaper Gold
Preparación del conducto (mean ± SD)	5.00 ± 0.76	5.67 ± 1.05	7.5 ± 0.99
NCF (Número de ciclos hasta la fractura)	258 ± 55	268.6 ± 56.9	325 ± 55.7
Tiempo hasta la fractura (s)	30.5 ± 5.9	32.2 ± 6.8	39.0 ± 6.7
Localización de la fractura (apical %)	93%	93%	93%
Longitud del fragmento (mm)	4.92 ± 0.54	4.87 ± 0.74	5.00 ± 0.53
Carga mínima (N)	3.57 ± 1.39	2.74 ± 1.52	4.22 ± 2.35
Carga máxima (N)	5.06 ± 2.12	4.34 ± 2.76	6.08 ± 3.08
Tiempo de fractura lastrosa (s)	65.62 ± 5.08	73.85 ± 7.10	67.45 ± 8.35

SD, desviación estándar; **NCF**, número de ciclos hasta la fractura; **TTF**, tiempo hasta la fractura; **S**, segundos; mm, milímetros; **N**, Newton.

El TTF también difería significativamente (p<0,05), con Gold mostrando una supervivencia más larga (39,0 ± 6,7) en comparación con PRO (32,2 ± 6,8) y Blue (30,5 ± 5,9). El NCF calculado reflejaba la misma tendencia (Gold: 325 ± 55,7; Pro: 268,6 ± 56,9; Blue: 258 ± 55; p<0,05).

No hubo diferencias significativas en la ubicación de la fractura (principalmente el tercio apical para todos los grupos; p>0,05) o en la longitud del fragmento (media ≈ 5 mm, p>0,05).

Pruebas mecánicas: Los resultados de las pruebas mecánicas se presentan en la Tabla 1. La carga mínima media general fue de 3,42 ± 1,81 N. BlueShaper Gold exhibió la mayor resistencia inicial (4,22 ± 2,35 N), seguido de BlueShaper (3,57 ± 1,39 N) y Pro (2,74 ± 1,52 N). El análisis estadístico reveló diferencias significativas (p<0,001), con Pro teniendo un rendimiento significativamente menor que la aleación Gold (p<0,001) como el Blue (p<0,05).

La carga máxima promedio fue de 5,12 ± 2,54 N. Los instrumentos Gold resistieron cargas significativamente más altas (6,08 ± 3,08 N) que Pro (4,34 ± 2,76 N; p<0,05). El grupo Blue (5,06

± 2,12 N) no difirió significativamente de los otros grupos.

Los instrumentos PRO exhibieron el TTF más largo (73,85 ± 7,10 s), seguidos por Gold (67,45 ± 8,35 s) y Blue (65,62 ± 5,08 s). Las diferencias fueron estadísticamente significativas (p<0,001), con Pro mostrando una resistencia a la fatiga superior en comparación con los otros dos grupos (p<0,001).

Análisis de elementos finitos: Bajo torsión simulada (Tabla 2, Figura 2), BlueShaper Pro exhibió la mayor tensión von Mises (2890 MPa) y tensión de cizallamiento (1575,5 MPa), seguido de Blue (2735.0 MPa, 1521.3 MPa) y Gold (2614.4 MPa, 1413.5 MPa). Los valores de deformación total fueron moderados para Gold (0,3055 mm), ligeramente más altos para Pro (0,314 mm) y ligeramente más bajos para Blue (0,298 mm), lo que sugiere que Gold equilibra de manera óptima la flexibilidad con la integridad estructural.

Tabla 2. Los resultados de AEF muestran la respuesta al estrés torsional y la vida de fatiga simulada y la acumulación de daños de tres sistemas de NiTi.

Grupo	Tensión de von Mises (Mpa)	Esfuerzo cortante (Mpa)	Deformación total	Vida de fatiga (ciclos)	Factor de daño
BlueShaper (Blue)	2735	1521.7	0.2983	1083	0.38
BlueShaper Pro (Dual Wire)	2890	1575.5	0.3142	1175	0.32
BlueShaper Gold	2614.4	1413.5	0.3055	1337	0.21

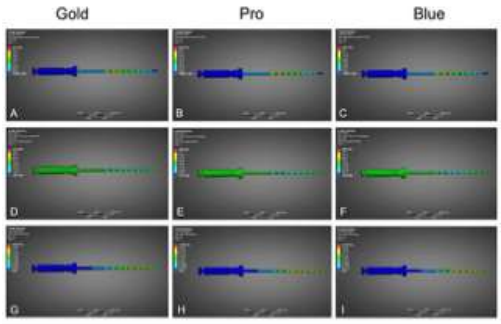


Figura 2. Análisis de elementos finitos de la simulación de fatiga torsional para BlueShaper Gold (columna izquierda), BlueShaper Pro (columna central) y BlueShaper Blue (columna derecha). (A-C) Distribuciones de tensión equivalentes de von Mises (MPa), que ilustran áreas de concentración máxima de tensión durante la carga torsional. (D-F) Mapas de tensión de cizallamiento (MPa), que reflejan la magnitud de las fuerzas internas que contribuyen a la deformación torsional. (G-I) Resultados de deformación total (mm), destacando los patrones de desplazamiento bajo tensión torsional.

Las simulaciones en condiciones de flexión (Tabla 3, Figura 3) revelaron diferencias notables en la respuesta mecánica entre los sistemas. BlueShaper Gold exhibió la tensión máxima más baja de von Mises (5571,1 MPa) y una deformación elástica equivalente (0,02887 mm/mm), seguido de cerca por BlueShaper Pro (5869,0 MPa, 0,02936 mm/mm). BlueShaper presentó los valores más altos (5935.3 MPa, 0,03012 mm/mm), lo que indica un comportamiento menos eficaz bajo tensión de flexión. La deformación total también fue más alta para Gold (11,566 mm), ligeramente más baja para Pro (11,414 mm) y más baja para Blue (10,985 mm).

Tabla 3. Análisis de Elementos Finitos resultado de la simulación de flexión de tres sistemas BlueShaper: Blue, Pro (Dual Wire) y Gold.

Grupo	Tensión de von Mises (Mpa)	Factor de intensidad del estrés (Mpa)	Esfuerzo cortante (Mpa)	Deformación elástica equivalente (mm/mm)	Deformación direccional (mm/mm)	Deformación total (mm)
BlueShaper (Blue)	5935.3	5833.8	1631.8	0.0301	0.2052	10.985
BlueShaper Pro (Dual Wire)	5869.0	5930.0	1653.0	0.0294	0.2093	11.414
BlueShaper Gold	5571.1	5660.0	1548.0	0.0288	0.2022	11.566

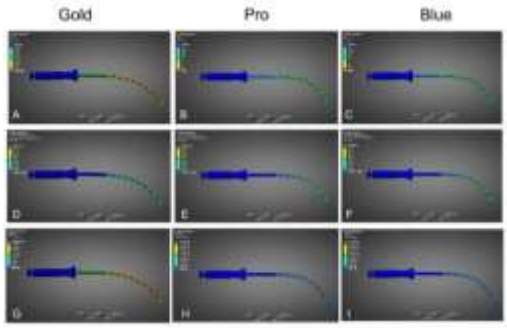


Figura 3. Resultados del análisis de elementos finitos de la simulación de flexión para los tres instrumentos probados: BlueShaper Gold (columna izquierda), BlueShaper Pro (columna central) y BlueShaper Blue (columna derecha). (A-C) Distribución equivalente de la tensión von Mises bajo carga de flexión simulada. (D-F) Componentes de tensión principales (Tipo 1) que ilustran las zonas de tensión de tracción a lo largo del eje del instrumento. (G-I) Mapas de deformación total que indican el desplazamiento en condiciones de flexión.

Bajo condiciones de carga cíclica simuladas (Figura 4), BlueShaper Gold demostró el perfil de fatiga más favorable, con la tensión equivalente alterna más baja (623,5 MPa), el factor de daño más bajo (0,21) y el NCF más alto predicho (1337 ciclos). BlueShaper Pro exhibió una mayor tensión de fatiga (684,2 MPa), un factor de daño de 0,32 y una vida útil estimada de 1175 ciclos. BlueShaper mostró la tensión cíclica más alta (701,3 MPa), la mayor acumulación de daño (0,38) y la vida de fatiga más corta prevista (1083 ciclos). Estos resultados numéricos se alinean estrechamente con el NCF real registrado en las pruebas de réplicas clínicas, lo que respalda la validez predictiva del modelo de simulación de fatiga.

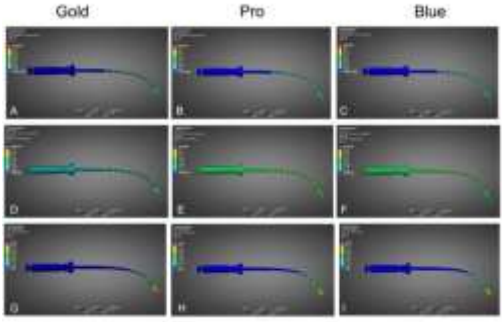


Figura 4. Resultados de AEF de la simulación de fatiga cíclica para BlueShaper Gold (columna izquierda), BlueShaper Pro (columna central) y BlueShaper Blue (columna derecha). (A-C) Vida útil prevista (ciclos hasta el fallo) bajo condiciones de carga cíclica simuladas. (D-F) Mapas de distribución de tensión alterna equivalente (MPa), que ilustran las áreas de mayor tensión relacionada con la fatiga. (G-I) Mapas del factor de daño, donde los valores cercanos a 1 indican un mayor riesgo de fallo debido a la fatiga acumulada.

Los análisis de interacción instrumento-dentina simulada (Tabla 4, Figura 5) revelaron diferencias medibles entre los sistemas. BlueShaper demostró la mayor tensión von Mises (3,42 MPa), seguido de cerca por Pro (3,41 MPa) y Gold (3,40 MPa). A pesar de los valores cercanos, Pro exhibió una concentración de tensión ligeramente más localizada a lo largo de la curvatura interna del tercio apical. En cuanto a la tensión de corte,

todos los sistemas mostraron valores máximos casi idénticos: Blue (0,498 MPa), Pro (0,498 MPa) y Gold (0,497 MPa), lo que indica una presión de corte lateral comparable durante la instrumentación simulada.

Tabla 4. Resultados del Análisis de Elementos Finitos de la interacción instrumento-dentina simulada durante la conformación, mostrando patrones de tensión de contacto y deformación para los tres sistemas BlueShaper: Blue, Pro (Dual Wire) y Gold.

Grupo	Tensión de von Mises (Mpa)	Tensión de corte (Mpa)	Deformación total
BlueShaper (Blue)	3.41	0.498	0.01
BlueShaper Pro (Dual Wire)	3.40	0.498	0.01
BlueShaper Gold	3.42	0.497	0.01

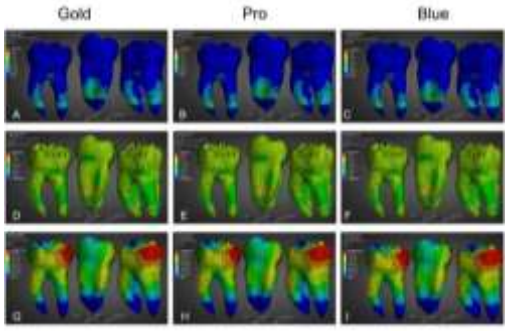


Figura 5. Resultados de AEF de la interacción instrumento-dentina simulada para BlueShaper Gold (columna izquierda), BlueShaper Pro (columna central) y BlueShaper Blue (columna derecha) durante la conformación simulada del conducto. (A-C) Tensión von Mises equivalente (MPa) en réplica de dentina, que ilustra áreas de tensión máxima de compresión y tracción. (D-F) Distribución de la tensión de cizallamiento (MPa), que representa las fuerzas tangenciales ejercidas por los instrumentos en las paredes del conducto. (G-I) Deformación total (mm), que indica el desplazamiento localizado de la réplica de dentina bajo carga mecánica simulada.

Los valores totales de deformación fueron idénticos en todos los instrumentos (0,00091 mm), lo que indica un desplazamiento de dentina mínimo pero medible bajo interacción mecánica simulada.

DISCUSIÓN

Este estudio empleó un enfoque multimodal integral para evaluar el rendimiento de tres sistemas rotatorios de NiTi: BlueShaper (Blue), BlueShaper Pro (Dual Wire) y BlueShaper Gold, combinando pruebas mecánicas, AEF e instrumentación clínica simulada utilizando réplicas molares mandibulares impresas en 3D. A pesar de las geometrías idénticas, los tres sistemas exhibieron distintas respuestas biomecánicas, destacando la influencia del tratamiento térmico metalúrgico en la resistencia a la fatiga, la distribución de la tensión y el rendimiento clínico.

En el modelo clínico simulado, BlueShaper Gold preparó significativamente más conductos antes de la fractura (7,5 ± 0,99), superando a BlueShaper Pro en un 32% y Blue en un 50%. El número de ciclos siguió la misma tendencia: Gold (325 ± 55,7), Pro (268,6 ± 56,9) y Blue (258 ± 55). Estos hallazgos se alinean con estudios anteriores que muestran una mejor resistencia a la fatiga en aleaciones Gold tratadas térmicamente debido a una mayor estabilidad y ductilidad de fase martensítica.[6,21–24]

Aunque varias directrices regulatorias desalientan o prohíben la reutilización clínica de los instrumentos rotatorios de NiTi, el número de conductos preparados hasta la fractura en este estudio no tenía la intención de apoyar o sugerir el uso múltiple en la práctica clínica. Más bien, esta métrica se empleó como un método estandarizado para comparar la resistencia y la resistencia a la fatiga torsional y cíclica de los instrumentos en condiciones controladas. Evaluar cuántos conductos puede preparar un instrumento antes de la fractura, manteniendo los parámetros anatómicos y operativos idénticos, ofrece una valiosa visión de su resistencia estructural y umbral de falla. Estos hallazgos ayudan a diferenciar el comportamiento de la aleación y el rendimiento de la fatiga, particularmente en sistemas que comparten geometrías idénticas, pero difieren en el tratamiento térmico. Por lo tanto, los datos presentados aquí deben interpretarse como una medida de durabilidad relativa, no como una recomendación clínica para la reutilización.

BlueShaper Pro, aunque no es el más fuerte en términos de máxima resistencia a la fractura, exhibió el TTF más largo (73,9 ± 7,1 s), lo que sugiere que su configuración de doble aleación combina la flexibilidad de la aleación Blue a lo largo del eje y la eficiencia de corte de una punta tratada en Gold, ayuda a disipar las tensiones cíclicas de manera más efectiva. Este diseño metalúrgico puede servir como amortiguador mecánico, retrasando la propagación de microgrietas durante el movimiento repetitivo, lo que puede ser ventajoso en retiros o procedimientos de conformación extendidos.

Las pruebas mecánicas reforzaron estos resultados. BlueShaper Gold registró el mínimo más alto (4,22 ± 2,35 N) y la carga máxima (6,08 ± 3,08 N), superando a Pro en un 54 % y a Blue en un 40 %, respectivamente. La aleación Blue mostró una resistencia moderada (5,06 ± 2,12 N), pero se fracturó más rápidamente, limitando su aplicación en casos de curvaturas leves o poco uso prolongado. Estos hallazgos se alinean con informes anteriores que sugieren que los instrumentos con umbrales de fractura más altos pueden funcionar mejor en conductos de un solo uso o altamente curvos, mientras que los diseños más flexibles prolongan la resistencia cíclica.[25,26]

La fuerte relación entre las simulaciones de AEF y los resultados mecánicos y clínicos refuerza el poder predictivo de los modelos computacionales en endodoncia. Por ejemplo, la tensión von Mises más baja de Gold (2614 MPa), la tensión de corte más baja (1413,5 MPa) y la mayor deformación torsional (0,305 mm) se correlacionaron directamente con su resistencia superior tanto en las pruebas de fatiga cíclica (1337 ciclos, 325 NCF) como en la instrumentación de conductos reales (7,5 conductos preparados). Pro, con el von Mises más alto (2890 MPa) y la tensión de cizallamiento o de corte más alta (1575,5 MPa), demostró el tiempo de fractura más largo (73,9 s), lo que sugiere un patrón de distribución de tensión que retrasa la fractura. Los valores intermedios de Blue en tensión y deformación están alineados con su menor vida útil de fatiga y rendimiento. Estos resultados convergentes apoyan el uso de AEF como una herramienta confiable para pronosticar el comportamiento clínico, particularmente cuando se combina con pruebas físicas y modelos simulados.

Una observación adicional de las pruebas clínicas simuladas fue que la longitud del segmento fracturado era consistentemente similar en los tres grupos, sin diferencias estadísticamente significativas. Esto sugiere que la presencia de un tratamiento térmico dual en el BlueShaper Pro, con una punta tratada en Gold y un eje tratado con Blue no predispusieron al instrumento a fracturarse más rápido en la zona de transición. Si la interfaz entre las dos aleaciones hubiera actuado como un punto débil mecánico, se habría esperado una longitud de fragmento más corta (es decir, más cerca de la punta Gold) en el grupo Pro. Esta interpretación está respaldada por las simulaciones de elementos finitos, que no mostraron una mayor acumulación de tensión en la región apical de BlueShaper Pro en condiciones de carga torsional, flexibilidad o cíclica. Estos hallazgos sugieren que la transición entre las aleaciones Gold y Blue en la configuración de Dual Wire no compromete la integridad estructural ni concentra el estrés en escenarios curvos clínicamente relevantes.

La simulación de fatiga cíclica reflejó de cerca las tendencias experimentales, reforzando la fiabilidad de AEF como herramienta de

evaluación preclínica.[16,17] BlueShaper Gold demostró la vida de fatiga más alta (1337 ciclos), superando a Pro y Blue en un 13,7% y 23,4%, respectivamente. En consecuencia, Gold exhibió el factor de daño más bajo (0,21), seguido de Pro (0,32) y Blue (0,38), lo que sugiere una reducción de la acumulación de fatiga microestructural. Estos hallazgos se alinean con los resultados del mundo real tanto en pruebas mecánicas como en simulaciones de conductos impresos en 3D, apoyando la precisión de los modelos digitales en la suposición del rendimiento clínico.[17,27,28] Clínicamente, los instrumentos con menor acumulación de daño tienen menos probabilidades de fracturarse prematuramente, particularmente en anatomías curvas moderadas a severas y desafiantes.[29,30] Esto indica que el tratamiento térmico Gold puede ofrecer una mayor seguridad de procedimiento, mientras que el perfil híbrido de Pro admite el uso prolongado en casos anatómicamente complejos. La fuerte correlación entre los resultados de la AEF y los datos empíricos valida la integración de la simulación en la investigación endodóntica moderna y destaca su valor para guiar tanto la selección de instrumentos como la optimización del diseño futuro.

Las simulaciones de elementos finitos que evalúan la acción de los sistemas de instrumentación en el diente simulador revelaron patrones comparables de tensión y deformación en los tres grupos. Si bien se observaron variaciones menores en la tensión de von Mises, la tensión de corte, la deformación total y la distribución general de la carga mecánica en la dentina fue similar entre los instrumentos Gold, Pro y Blue. Esto sugiere que los tres instrumentos generan respuestas mecánicas comparables en la estructura de la dentina cuando se someten a condiciones de carga idénticas en una anatomía de conducto estandarizada.

Aunque BlueShaper Pro demostró una distribución de tensión ligeramente más equilibrada en el tercio apical, y Blue exhibió una deformación total marginalmente más alta, estas diferencias no fueron lo suficientemente sustanciales como para favorecer definitivamente un sistema sobre los otros basados únicamente en el análisis de interacción dental de AEF. En cambio, los resultados de la simulación proporcionan un complemento visual y cuantitativo a los resultados de rendimiento de las pruebas mecánicas y réplicas en 3D,

que destacaron más claramente las variaciones en la resistencia a la fatiga cíclica, el comportamiento de la fractura y la capacidad de conformación.

Por lo tanto, el análisis de elementos finitos respalda los hallazgos clínicos y experimentales al confirmar que las propiedades del material y las configuraciones internas de la aleación no conducen a cambios drásticos en los patrones de tensión de la dentina simulada externa bajo condiciones controladas.[31,32] La similitud en los mapas de tensión refuerza la idea de que los tres sistemas son mecánicamente seguros para su uso en conductos curvos, y que las distinciones en el rendimiento probablemente surjan más del comportamiento interno del instrumento (por ejemplo, acumulación y disipación de tensión) que de su impacto directo en la dentina circundante.

A pesar de las fortalezas de este estudio, existen ciertas limitaciones. Si bien las réplicas impresas en 3D se generaron a partir de microtomografías computarizadas de alta resolución y se estandarizaron en todos los grupos, no pueden replicar completamente la heterogeneidad mecánica de la dentina natural, como la hidratación, las microgrietas o el comportamiento viscoelástico. Además, la ausencia de la dinámica de irrigación, efectos térmicos y variabilidad del operador limita la traducción directa de estos resultados a escenarios clínicos. Los estudios futuros deberían integrar el análisis de corte en tiempo real, el comportamiento de la fatiga térmica y los patrones de conformación de conductos en dientes extraídos para validar aún más estos hallazgos.

CONCLUSIONES

En conclusión, este estudio demuestra que BlueShaper Gold proporciona una resistencia mecánica superior y resistencia a la fatiga en las condiciones estandarizadas del mismo, lo que sugiere que puede ofrecer ventajas en procedimientos que implican curvaturas moderadas a severas. BlueShaper Pro exhibió un rendimiento bien equilibrado, combinando la eficiencia de corte apical con la flexibilidad coronal, lo que puede ser beneficioso en protocolos de instrumentación extendidos. Aunque estructuralmente consistente, BlueShaper (Blue) exhibió una menor resistencia a la fatiga y una mayor concentración de estrés, lo que

sugiere que su uso puede ser más adecuado para el aumento apical final o en casos con curvaturas leves. Si bien solo se probó una anatomía en una sola raíz, los resultados destacan la importancia de la selección de instrumentos específicos de cada caso y apoyan la integración de evaluaciones mecánicas, clínicas y computacionales en la investigación endodóntica.

REFERENCIAS

1. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. Int Endod J. 2018;51(10):1088-1103. doi:10.1111/IEJ.12924

2. Sekar V, Kumar R, Nandini S, Ballal S, Velmurugan N. Assessment of the role of cross section on fatigue resistance of rotary files when used in reciprocation. Eur J Dent. 2016;10(4):541-545. doi:10.4103/1305-7456.195171

3. Özyürek T. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold Nickel-Titanium Instruments. J Endod. 2016;42(10):1536-1539. doi:10.1016/j.joen.2016.06.019

4. Silva EJNL, Peña-Bengoa F, Ajuz NC, et al. Multimethod analysis of large- and low-tapered single file reciprocating instruments: Design, metallurgy, mechanical performance, and irrigation flow. Int Endod J. 2024;57(5):601-616. doi:10.1111/IEJ.14047

5. Sánchez P, Vidi B, Mena-Alvarez J, Gil J, Rico C, Aragoneses JM. Effect of Stabilized Martensite on the Long-Term Performance of Superelastic NiTi Endodontic Files. Materials. 2023;16(11). doi:10.3390/MA16114089

6. Greco K, Paolone G, Cicero G, et al. Cyclic Fatigue Resistance of Four Heat-Treated Nickel-Titanium Files in Severely Curved Simulated Canals: An In Vitro Study. Journal of Baghdad College of Dentistry. 2024;13(19). doi:10.3390/JCM13195739

7. Martins JNR, Silva EJNL, Marques D, et al. Design, metallurgical features, mechanical performance and canal preparation of six reciprocating instruments. Int Endod J. 2021;54(9):1623-1637. doi:10.1111/IEJ.13529

8. Faus-Llácer V, Kharrat NH, Ruiz-Sánchez C, Faus-Matoses I, Zubizarreta-Macho Á, Faus-Matoses V. The Effect of Taper and Apical

Diameter on the Cyclic Fatigue Resistance of Rotary Endodontic Files Using an Experimental Electronic Device. Applied Sciences 2021, Vol 11, Page 863. 2021;11(2):863. doi:10.3390/APP11020863

9. Di Nardo D, Gambarini G, Seracchiani M, et al. Influence of different cross-section on cyclic fatigue resistance of two nickel-titanium rotary instruments with same heat treatment: An in vitro study. Saudi Endodontic Journal. 2020;10(3):221-225. doi:10.4103/SEJ.SEJ_124_19

10. Silva EJNL, Martins JNR, Ajuz NC, et al. Design, metallurgy, mechanical properties, and shaping ability of 3 heat-treated reciprocating systems: a multimethod investigation. Clin Oral Investig. 2023;27(5):2427-2436. doi:10.1007/S00784-023-04899-2

11. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, et al. Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining. J Endod. 2016;42(1):156-159. doi:10.1016/j.joen.2015.10.004

12. Oh S, Kum KY, Kim HJ, et al. Bending resistance and cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc Blue, and HyFlex EDM instruments. J Dent Sci. 2020;15(4):472-478. doi:10.1016/j.jds.2019.10.003

13. Salamanca Ramos M, Aranguren J, Malvicini G, De Gregorio C, Bonilla C, Perez AR. Temperature-Dependent Effects on Cyclic Fatigue Resistance in Three Reciprocating Endodontic Systems: An In Vitro Study. Materials (Basel). 2025;18(5):952. doi:10.3390/MA18050952

14. Jordy K, Malvicini G, Tavakkoli A, Gaeta C, Grandini S. Comparative evaluation of the cyclic fatigue resistance of R-Motion® in comparison to two competitive systems: An in vitro study based on a case report. Journal of Osseointegration. 2024;16(3):27-32. doi:10.23805/JO.2024.663

15. Zanza A, Seracchiani M, Di Nardo D, Reda R, Gambarini G, Testarelli L. A Paradigm Shift for Torsional Stiffness of Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Finite Element Analysis. J Endod. 2021;47(7):1149-1156. doi:10.1016/j.joen.2021.04.017

16. Akkoç Hİ, Keskin C, Aslantaş K. Dynamic analysis of a NiTi rotary file by using finite element analysis: Effect of cross-section and pitch length. Australian Endodontic Journal. 2024;50(3). doi:10.1111/AEJ.12892

17. Chien PYH, Walsh LJ, Peters OA. Finite element analysis of rotary nickel-titanium endodontic instruments: A critical review of the methodology. Eur J Oral Sci. 2021;129(5). doi:10.1111/EOS.12802,

18. Martins JNR, Silva EJNL, Marques D, et al. Unveiling the Performance of Nickel-Titanium Endodontic Instruments through Multimethod Research: A Review. Applied Sciences 2023, Vol 13, Page 7048. 2023;13(12):7048. doi:10.3390/APP13127048

19. Nagendrababu V, Murray PE, Ordinola-Zapata R, et al. PRILE 2021 guidelines for reporting laboratory studies in Endodontology: A consensus-based development. Int Endod J. 2021;54(9):1482-1490. doi:10.1111/IEJ.13542

20. American Association of Endodontists. AAE Endodontic Case Difficulty Assessment Form and Guidelines. 2022. Accessed July 5, 2025. https://www.aae.org/specialty/wp-content/uploads/sites/2/2022/01/CaseDifficultyAssessmentFormFINAL2022.pdf

21. Hou XM, Yang YJ, Qian J. Phase transformation behaviors and mechanical properties of NiTi endodontic files afteGold heat treatment and Blue heat treatment. J Oral Sci. 2021;63(1):8-13. doi:10.2334/JOSNUSD.19-0331

22. Ruiz-Sánchez C, Faus-Llácer V, Faus-Matoses I, Zubizarreta-Macho Á, Sauro S, Faus-Matoses V. The influence of niti alloy on the cyclic fatigue resistance of endodontic files. J Clin Med. 2020;9(11):1-15. doi:10.3390/JCM9113755

23. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D printing in dentistry-state of the art. Oper Dent. 2020;45(1):30-40. doi:10.2341/18-229-L

24. Reymus M, Fotiadou C, Kessler A, Heck K, Hickel R, Diegritz C. 3D printed replicas for endodontic education. Int Endod J. 2019;52(1):123-130. doi:10.1111/IEJ.12964

25. Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. Australian Endodontic Journal. 2015;41(1):24-28. doi:10.1111/AEJ.12067

26. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. J

Endod. 2009;35(11):1469-1476. doi:10.1016/j.joen.2009.06.015

27. Ramírez-Muñoz A, Escribano-Capdevila M, Navarrete N, et al. Comparative Micro-CT Analysis of Minimally Invasive Endodontic Systems Using 3D-Printed Replicas and Natural Teeth. Materials. 2024;17(21). doi:10.3390/MA17215279

28. Medina-Gil M, Martín-Díaz A, Navarrete N, et al. Micro-Computed Tomography Analysis of Reciprocating Systems in Three-Dimensional Models of Mandibular Premolars with Two Canals. Dent J (Basel). 2025;13(4):175. doi:10.3390/DJ13040175/S1

29. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. J Endod. 2013;39(2):163-172. doi:10.1016/j.joen.2012.11.005

30. Park SY, Cheung GSP, Yum J, Hur B, Park JK, Kim HC. Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2010;36(7):1200-1204. doi:10.1016/j.joen.2010.02.016

31. Galal M, Hamdy TM. Evaluation of stress distribution in nickel-titanium rotary instruments with different geometrical designs subjected to bending and torsional load: a finite element study. Bull Natl Res Cent. 2020;44(1). doi:10.1186/S42269-020-00377-X

32. Bapna P, Ali A, Makandar SD, Nik Abdul Ghani NR, Metgud S. Comparative Evaluation of Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Instrumented With K3XF Rotary Files Using Different Tapers. Cureus. 2023;15(1). doi:10.7759/CUREUS.34247

DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN

Yo, **Aparicio Sánchez Jesús Alejandro** con C.I: # **015184896-7** autor del trabajo de titulación: **evaluación multimodal de tres sistemas rotatorios NiTi: simulación clínica, pruebas mecánicas y análisis de elementos finitos**, previo a la obtención del título de **Especialista en Endodoncia** en la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil.

1.- Declaro tener pleno conocimiento de la obligación que tienen las instituciones de educación superior, de conformidad con el Artículo 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior, de entregar a la SENESCYT en formato digital una copia del referido trabajo de titulación para que sea integrado al Sistema Nacional de Información de la Educación Superior del Ecuador para su difusión pública respetando los derechos de autor.

2.- Autorizo a la SENESCYT a tener una copia del referido trabajo de titulación, con el propósito de generar un repositorio que democratice la información, respetando las políticas de propiedad intelectual vigentes.

Guayaquil, **31** de **julio** de **2025.**

f. _____

Nombre: **Aparicio Sánchez Jesús Alejandro**

C.I: **015184896-7**

REPOSITORIO NACIONAL EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA			
FICHA DE REGISTRO DE TESIS/TRABAJO DE TITULACIÓN			
TEMA Y SUBTEMA:	**Evaluación multimodal de tres sistemas rotatorios NiTi: simulación clínica, pruebas mecánicas y análisis de elementos finitos**		
AUTOR(ES)	**Aparicio Sánchez Jesús Alejandro**		
REVISOR(ES)/TUTOR(ES)	**Guerrero Ferreccio Jenny Delia**		
INSTITUCIÓN:	**Universidad Católica de Santiago de Guayaquil.**		
FACULTAD:	**Escuela de Graduados en Ciencias de la Salud.**		
CARRERA:	**Especialización en Endodoncia.**		
TITULO OBTENIDO:	**Especialista en Endodoncia.**		
FECHA DE PUBLICACIÓN:	**31 de julio de 2025.**	**No. DE PÁGINAS:**	**21**
ÁREAS TEMÁTICAS:	**Endodoncia**		
PALABRAS CLAVES/ KEYWORDS:	**Endodoncia; preparación del conducto radicular; aleación de niquel-titanio; resistencia a la flexión; tensión de corte; resistencia a la fractura.**		

Introducción: Este estudio tuvo como objetivo comparar la durabilidad clínica, el rendimiento mecánico y la resistencia a la fatiga de tres sistemas rotatorios NiTi: BlueShaper, BlueShaper Pro y BlueShaper Gold, a través de una evaluación multimodal que incluyó instrumentación simulada en réplicas impresas en 3D, pruebas mecánicas y análisis de elementos finitos (AEF). **Métodos:** Evaluación de sesenta instrumentos (n= 20 por grupo). Conformación de conductos mesiales simulados de molares mandibulares estandarizados impresos en 3D con una curvatura de 40° hasta que se produjo la fractura. Las pruebas mecánicas incluyeron resistencia a la torsión y flexión utilizando una máquina de prueba universal y bloques de acero inoxidable con una curvatura estandarizada de 40°. Las simulaciones de AEF evaluaron la tensión de von Mises, la tensión de cizallamiento, la deformación total, el comportamiento de fatiga cíclica y la tensión de contacto entre el instrumento y la pared del conducto artificial. **Resultados:** BlueShaper Gold preparó un promedio de 9.5 conductos antes de la fractura, superando a Pro (7.8) y Blue (6.8), con una resistencia a la fatiga 40% mayor que Blue ($p < 0.05$). Gold también exhibió la resistencia a la torsión más alta (2,61 N·mm) y la tensión de von Mises más baja en las simulaciones de flexión (5571 MPa), lo que indica una mayor resistencia estructural. BlueShaper Pro demostró el TTF más largo durante las pruebas de fatiga (73.9 seg) y la deformación total en AEF (11,41 mm). En contraste, Blue mostró un 29% menos de resistencia a la fatiga, niveles máximos de tensión más altos (5935.3 MPa) y una mayor localización de la deformación, lo que sugiere un mayor riesgo de fractura a pesar de una geometría idéntica ($p<0.05$ en todas las comparaciones). **Conclusiones:** BlueShaper Gold exhibió la mejor resistencia mecánica y a la fatiga. BlueShaper Pro demostró tener vida útil más larga y un comportamiento mecánico equilibrado. BlueShaper mostró el rendimiento más bajo en la mayoría de los parámetros. La fuerte correlación entre los datos clínicos, mecánicos y de AEF refuerza el papel fundamental de la composición de la aleación en la determinación de la durabilidad del instrumento, incluso cuando el diseño permanece constante.

ADJUNTO PDF:	SI	NO
CONTACTO CON AUTOR/ES:	**Teléfono:** +593- 858735893	E-mail: jesus.aparicio01@cu.ucsg.edu.ec
CONTACTO CON LA INSTITUCIÓN (COORDINADOR DEL PROCESO UTE)::	**Nombre: Jenny Delia Guerrero Ferreccio**	
	Teléfono: +593999401775	

	E-mail: Jenny.guerrero01@cu.ucsg.edu.ec
SECCIÓN PARA USO DE BIBLIOTECA	
Nº. DE REGISTRO (en base a datos):	
Nº. DE CLASIFICACIÓN:	
DIRECCIÓN URL (tesis en la web):	