

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE HONDURAS

“NUESTRA SEÑORA REINA DE LA PAZ”

DIRECCIÓN DE POSTGRADO E INVESTIGACIÓN



**Evaluación del impacto de la vibración sónica del motor endodónico
812MT sobre la fatiga cíclica y la desviación apical de las limas
BlueShaper Pro® en conductos curvos simulados.**

Por:

Karla María Guillén Ortega.

Especialidad en Endodoncia

Asesor metodológico

Elmer Roberto Méndez Romero

Asesor técnico

Hector Williams

Tegucigalpa, M.D.C.

Honduras, C.A.

Tegucigalpa M.D.C junio 2026

AUTORIDADES UNIVERSITARIAS

Dra. Marleni Santos

Rectora Magnífica

Dr. Edgar Giovanny Dubon

Secretario General

Dr. Elio Misael Rapalo

Vicerrector Administrativo

Dr. Francisco Castro

Vicerrector Académico

Dr. Juan José Guiffarro

Director de Postgrado

Resumen

Introducción: La instrumentación de conductos curvos somete a las limas de níquel-titanio a ciclos de tensión y compresión que pueden ocasionar su fractura. El motor endodóntico 812MT incorpora vibración sónica simultánea a la rotación continua, pero su efecto sobre la fatiga cíclica y la anatomía apical requiere evaluación. **Objetivo:** Comparar la vibración sónica del motor 812MT frente a la rotación continua sobre la resistencia a la fatiga cíclica de limas BlueShaper Pro® Z4 y la desviación apical en conductos curvos simulados. **Métodos:** Se realizó un estudio experimental in vitro con 40 réplicas tridimensionales de resina del conducto mesiovestibular de una molar mandibular con curvatura de 40°, distribuidas en dos grupos. Se utilizaron seis limas Z4 a 500 rpm y 4 N·cm. Se registraron el tiempo por conducto, el tiempo acumulado hasta la fractura y el número de ciclos hasta la fractura. La desviación apical se midió mediante superposición de radiografías iniciales y finales en FIJI. **Resultados:** La desviación apical media fue de $29,17 \pm 34,02$ píxeles con rotación continua y $21,33 \pm 23,49$ píxeles con vibración sónica. El tiempo por conducto fue de $6,72 \pm 2,48$ y $6,20 \pm 2,47$ segundos, respectivamente; el tiempo acumulado fue de $28,06 \pm 22,60$ y $33,71 \pm 21,83$ segundos. No hubo diferencias significativas entre modos en desviación apical, tiempo por conducto o tiempo acumulado (Mann–Whitney: $p=0,449$; $p=0,408$; $p=0,310$). El operador influyó en las variables temporales. Solo dos limas se fracturaron, lo que limitó la comparación del número de ciclos. **Conclusión:** La vibración sónica no comprometió la resistencia de las limas ni la anatomía apical y mostró un mayor tiempo medio acumulado, sin significación estadística. Se requieren estudios amplios y validación in vivo.

Abstract

Introduction: Instrumentation of curved root canals exposes nickel-titanium files to repeated tensile and compressive stresses that may lead to fracture. The 812MT endodontic motor combines sonic vibration with continuous rotation, but its effects on cyclic fatigue and preservation of apical anatomy require experimental assessment. **Objective:** To compare sonic vibration delivered by the 812MT motor with conventional continuous rotation regarding the cyclic fatigue resistance of BlueShaper Pro® Z4 files and apical deviation in simulated curved canals. **Methods:** A comparative, controlled, in vitro experimental study was conducted using 40 three-dimensional resin replicas simulating the mesiobuccal canal of a mandibular molar with a 40° curvature. Replicas were allocated to two groups of 20. Six Z4 files were operated at 500 rpm and 4 N·cm. Time per canal, cumulative time to fracture, and number of cycles to fracture were recorded. Apical deviation was measured by superimposing initial and final radiographs in FIJI. **Results:** Mean apical deviation was 29.17 ± 34.02 pixels with continuous rotation and 21.33 ± 23.49 pixels with sonic vibration. Time per canal was 6.72 ± 2.48 and 6.20 ± 2.47 seconds, respectively, while cumulative time was 28.06 ± 22.60 and 33.71 ± 21.83 seconds. No significant between-mode differences were found for apical deviation, time per canal, or cumulative time (Mann–Whitney: $p=0.449$, $p=0.408$, and $p=0.310$, respectively). Operator-related effects were identified for the time variables. Only two files fractured, limiting comparison of the number of cycles to fracture. **Conclusion:** Sonic vibration did not compromise file resistance or preservation of apical anatomy and produced a higher mean cumulative time, although the difference was not statistically significant. Larger studies and in vivo validation are required.

Palabras clave:

En español:

Preparación del Conducto Radicular; Instrumentos Dentales; Vibración; Pruebas Mecánicas; Ápice del Diente; Aleaciones con Memoria de Forma.

En inglés:

Root Canal Preparation; Dental Instruments; Vibration; Mechanical Tests; Tooth Apex; Shape Memory Alloys.

Contenido

Introducción	8
Marco Teórico	2
1. <i>Objetivos de la Endodoncia</i>	2
2. <i>Tipos de Instrumentos para la preparación de conductos</i>	3
3. <i>Limas rotatorias endodónticas</i>	4
4. <i>“Endosonics” o Instrumentación sónica</i>	10
5. <i>Motores endodónticos</i>	15
6. <i>Modelos tridimensionales en endodoncia</i>	20
Planteamiento del Problema	22
<i>Descripción del problema:</i>	22
<i>Pregunta de Investigación mediante método PICO:</i>	23
Justificación	24
Situación Actual en el Área de Investigación	26
Objetivos	27
<i>Objetivo General:</i>	27
<i>Objetivos Específicos:</i>	27
Metodología del Proyecto	28
1. <i>Tipo de estudio:</i>	28
2. <i>Población y Muestra:</i>	28
3. <i>Métodos y técnicas para la recolección de información (materiales y métodos):</i>	28
4. <i>Hipótesis de estudio:</i>	31
Resultados	32
Discusión	39
Recomendaciones	42
Conclusiones	43
Anexos	44
Referencias Bibliográficas	46

Introducción

La instrumentación del sistema de conductos radiculares constituye una fase determinante del tratamiento endodóntico, ya que de esto depende la eficacia de la limpieza, la conformación y el posterior sellado del conducto radicular. El desarrollo de instrumentos de níquel-titanio (NiTi) y la evolución de los motores endodónticos ha permitido mejorar el manejo de conductos curvos; sin embargo, la fractura de instrumentos continúa siendo una de las complicaciones clínicas más relevantes asociada a la fatiga cíclica. El presente estudio *in vitro* se plantea como un modelo experimental ante la limitada disponibilidad de ensayos controlados en sistemas simulados.

Su objetivo es evaluar el impacto de la instrumentación mediante vibración sónica sobre la morfología de los conductos radiculares, utilizando inicialmente réplicas impresas en resina. Este enfoque permite generar evidencia preliminar controlada que sirva como base para su posterior validación en estudios clínicos.

La fatiga cíclica se produce por la repetición de ciclos de tensión y compresión que recae en la lima durante la instrumentación en conductos radiculares, lo que conduce a la deformación y eventual separación del instrumento. Para evaluar la fatiga cíclica se emplean parámetros objetivos como el tiempo hasta la fractura (TTF) y el número de ciclos hasta la fractura (NCF), los cuales permiten comparar el comportamiento mecánico de las limas bajo diferentes condiciones de uso y cinemáticas de movimiento.

Tradicionalmente, la rotación continua ha sido el movimiento motorizado más utilizado en endodoncia. Sin embargo, el desarrollo de motores endodónticos con tecnologías complementarias ha reintroducido la vibración sónica como una alternativa que promete facilitar el desplazamiento de la lima dentro del conducto radicular y reducir el estrés mecánico al que es sometida durante la instrumentación. La combinación de vibración sónica con limas NiTi modernas podría modificar la distribución de tensiones; sin embargo, su efecto real sobre la fatiga cíclica de limas Blue Shaper Pro® requiere evaluación experimental.

El uso de modelos dentales tridimensionales de resina que simulan conductos radiculares curvos, si bien no reproduce por completo la dureza, humedad, fricción ni variabilidad de la dentina natural, esto no invalida el modelo, ya que posibilita la estandarización de las condiciones experimentales, minimizando la variabilidad anatómica y favoreciendo la comparación objetiva entre los distintos

tipos de instrumentación. En este contexto, resulta pertinente analizar de manera conjunta el efecto de la vibración sónica y la rotación continua convencional sobre la resistencia a la fatiga cíclica de las limas BlueShaper Pro®, y a la vez analizar si este movimiento transporta el conducto radicular a nivel del tercio apical; todo esto aporta evidencia científica relevante para la optimización de la instrumentación endodóntica contemporánea.

Marco Teórico

1. Objetivos de la Endodoncia.

La endodoncia de hoy en día está compuesta por una serie de diferentes tratamientos, que tienen como finalidad prevenir o tratar la contaminación microbiana en el sistema de conductos radiculares, y a su vez curar o prevenir la periodontitis perirradicular (Berman y Hargreaves, 2022).

En la endodoncia, así como en todas las ramas de la odontología, se desarrollan y lanzan constantemente nuevos equipos, materiales y protocolos para llevar a cabo los procedimientos, con el fin de reducir tiempos y molestias a los pacientes y mejorar los resultados de la endodoncia.

El tratamiento ortógrado de endodoncia a lo largo de los años ha presentado tasas de éxito según el diagnóstico preoperatorio de entre 95% en pulpitis irreversible, hasta un 85% en dientes necróticos (Berman y Hargreaves, 2022); revisiones sistemáticas con seguimiento de 4 años concluye en una tasa de éxito entre 68%-85% utilizando resultados radiográficos estrictos (Ng et al., 2007). Otros estudios, como el de Mushtaq, [2026] con un enfoque en la técnica de obturación utilizada y con seguimientos de hasta 4 años muestran tasas de éxito entre el 73%-92% para tratamientos endodónticos primarios. Sin embargo, describe que factores como el diagnóstico preoperatorio, el estado de salud general del paciente, la calidad de la conformación y sellado tanto apical como coronal, influyen significativamente en el pronóstico del tratamiento endodóntico.

1.1. Principios de Limpieza y Conformación

El principal objetivo biológico de la endodoncia es eliminar la periodontitis apical mediante la desinfección y óptima obturación de los conductos (Berman y Hargreaves, 2022), los conductos bien conformados o ensanchados favorecen la acción desinfectante de los irrigantes y facilitan la correcta colocación del material de obturación, lo que reduce la probabilidad de reinfección.

Los objetivos básicos de la limpieza y conformación son los siguientes:

- Eliminar los tejidos blandos y duros infectados.
- Crear una vía de acceso para que el irrigante acceda a la extensión total de la raíz.

- Crear espacio para poder llevar hacia adentro del conducto tanto medicamento como el material de obturación.
- Cuidar la anatomía del conducto radicular (Berman y Hargreaves, 2022).

2. *Tipos de Instrumentos para la preparación de conductos*

Instrumentos de acción manual:

Limas endodónticas tipo K: ensanchan los conductos con un movimiento de inserción y retirada a lo largo del diente, desde la corona al ápice. Son instrumentos que en un inicio se fabricaban de acero al carbono; sin embargo, el acero inoxidable posteriormente mostró mejoras en la calidad del instrumento y en la actualidad se encuentran también de Niquel-Titanio (NiTi) lo que las vuelve más flexibles (Berman y Hargreaves, 2022).

Limas endodónticas tipo H: o limas “Hedstrom”, se crean a partir de alambres redondos de acero inoxidable; no se recomiendan para movimientos de rotación, sino de traslación, por su ángulo de incidencia positivo y una hoja con ángulo de corte, no de raspado (Berman y Hargreaves, 2022). Son principalmente utilizados para retirar material de tratamientos realizados previamente.

Tiranervios: Su función es eliminar la pulpa cuando se encuentra vital en los conductos radiculares o seccionar toda la pulpa a nivel de la constricción, aunque su uso se ha disminuido en la actualidad, son muy útiles para eliminar objetos extraños de los conductos radiculares (Berman y Hargreaves, 2022).

Instrumentos motorizados:

Gracias a los adelantos en tecnología e investigación, se desarrollan instrumentos capaces de conseguir los objetivos de la preparación endodóntica respetando la anatomía de los conductos de forma más predecible (Gavini et al., 2018).

La primera lima rotatoria de NiTi con conicidad ISO-standard .02 se introdujo en 1992 por el Dr. John McSpadden, y en 1994 el Dr. Johnson introdujo las primeras limas rotatorias de NiTi con conicidad de .04 y .06 (Gavini et al., 2018).

Hoy en día las limas rotatorias cuentan con particulares diseños, aleaciones, movimientos de corte recomendados e incluso tratamiento térmico que favorece la eficacia y mejora el abordaje de cada caso.

3. *Limas rotatorias endodónticas.*

3.1. Elementos de diseño:

En las limas endodónticas se observan elementos de diseño como la punta, las estrías y los cortes transversales que se relacionan con su desempeño y comportamiento dentro del conducto radicular.

3.1.1. **Diseño de la punta:** La función de la punta del instrumento es guiar la lima y ayudar a que penetre a través del conducto radicular. Por lo que la punta puede afectar al control, eficacia y el resultado de la conformación de los conductos (Berman y Hargreaves, 2022).

La punta de los instrumentos endodónticos se clasifica en cortantes, no cortantes y de corte parcial. Entre las **no cortantes** (también llamadas Batt) se encuentran las limas rotatorias de NiTi, y como ejemplo de puntas **cortantes** están las limas de retratamiento que tienen una punta **cortante** para poder penetrar y abrirse paso a través del material de obturación que hay dentro de los conductos (Berman y Hargreaves, 2022).

Según el fabricante, las limas BlueShaper Pro® presentan una punta con gran capacidad de corte, potenciada por el tratamiento térmico Gold en sus 3 mm apicales, lo que incrementa la capacidad de penetración del instrumento dentro del conducto radicular (Zarc4Endo, 2023).

Entre los parámetros que condicionan el comportamiento mecánico de la lima encontramos su **masa** que se calcula con el área del corte transversal; entre menor es el área, o sea la masa, mayor es la flexibilidad de la lima, y una lima con más flexibilidad muestra superioridad en la resistencia a la fatiga cíclica (Dablanca-Blanco et al., 2022).

La geometría o diseño de la sección transversal

3.1.2. **Diseño longitudinal y en sección transversal:** Las estrías de la lima recogen los tejidos blandos y dentina que se desgasta de las paredes del conducto; la agresividad de las estrías depende de su profundidad, anchura, configuración y acabado superficial (Berman y Hargreaves, 2022).

Existen limas que cuentan con la presencia del apoyo radial, que es una zona entre el eje central y el borde cortante; su finalidad es reducir el riesgo de la lima a enroscarse en el conducto y limitar

la profundidad de su corte, pero, por otra parte, hace que la lima tenga un limitado poder de corte. (Fig. 1) (Berman y Hargreaves, 2022).

La configuración de la sección transversal impacta significativamente la distribución del estrés, la flexibilidad, y esto se traduce a que impacta directamente en la resistencia torsional.

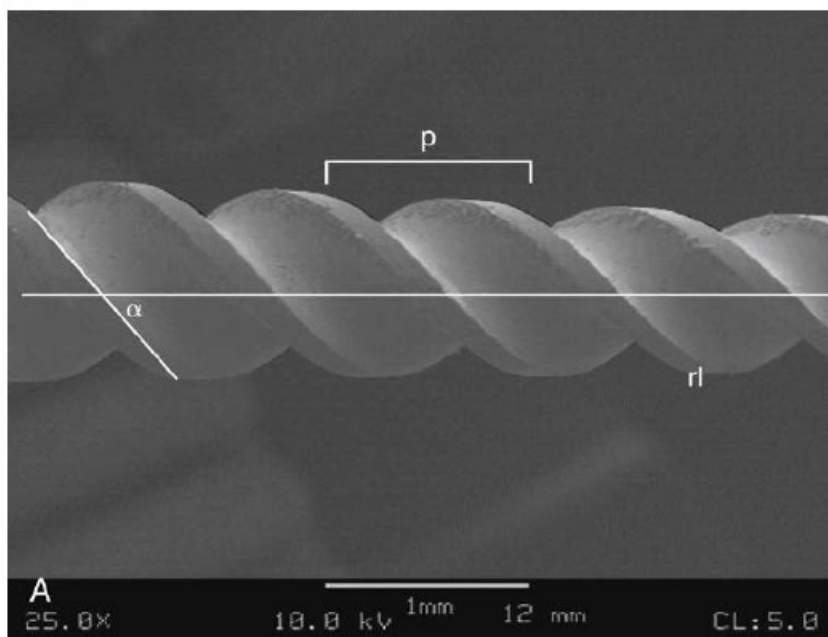


Figura 1. Características del diseño de los instrumentos rotatorios de Níquel-Titanio: Vista lateral muestra los detalles del ángulo de las espiras, el paso (p) y apoyos radiales (r), ángulo helicoidal (α). Con micrografía electrónica de barrido MEB x25.

Estrías: Con esta parte de la lima se recolecta tejido blando y dentina removida de las paredes del conducto radicular. Impacta directamente con la eficiencia de corte del instrumento, si las estrías son más amplias la capacidad de corte es mayor porque se saturan más tarde que las estrías pequeñas. (Dablanca-Blanco et al., 2022).

Alivio: Estructura de la lima que reduce la resistencia del rozamiento; es un área superficial del apoyo radial que gira contra el conducto (Fig. 1) (Berman y Hargreaves, 2022).

Ángulo Helicoidal: Forma el borde cortante con el eje longitudinal de la lima. (Figura 1) (Berman y Hargreaves, 2022). Puede ser constante o variable y esto influencia la capacidad de la lima para enroscarse, por lo que es decisivo en la torsión de la lima (Dablanca-Blanco et al., 2022)

Ángulo de incidencia o de ataque: es el formado por el borde guía y el radio de la lima a través del punto de contacto con la pared radicular. Si es de 90° , es neutro; también puede ser negativo o rasgador o positivo o cortante, si se corta una lima perpendicularmente a su eje longitudinal. (Fig. 2) (Berman y Hargreaves, 2022).

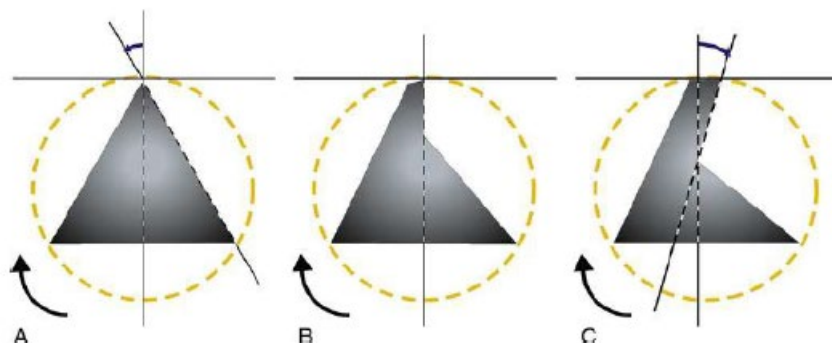


Figura 2 Ángulo de ataque de una lima endodóntica negativo (A), Neutro (B), Positivo (C).

3.1.3. **Conicidad:** Es la cantidad de diámetro que la lima aumenta a cada milímetro que se recorre la lima desde la punta hasta el mango. Existen instrumentos que poseen conicidad constante y también variable. (Berman y Hargreaves, 2022).

La conicidad en los instrumentos endodónticos nos ayuda a limpiar conductos amplios respetando el diámetro de la constricción apical, y a su vez permite abordar conductos radiculares estrechos, en toda su extensión, con menor riesgo de enroscarse y fracturarse, cosa que se ve dificultada con limas de amplia conicidad. Es válido mencionar que también existen limas que tienen conicidad decreciente; estas permiten tener una amplia conicidad en el tercio medio, pero que no siga creciendo exponencialmente a medida que se acerca al mango, y eso porque se busca cuidar la dentina a nivel de la entrada de los conductos.

Todos los sistemas de lima poseen características únicas, cada una con ventajas o desventajas, dependiendo de los retos del caso, de la mano que lo manipula y del equipo que activará la lima. Es responsabilidad del clínico decidir la elección de la lima que se utilizará; a su vez es responsabilidad del clínico conocer la mayor cantidad de limas en el mercado, siempre que cuenten con los estudios y permisos necesarios. (Berman y Hargreaves, 2022).

3.1.4. **Aleaciones:** Las aleaciones de los instrumentos en endodoncia se resumen en dos: acero inoxidable y NiTi. Las limas manuales pueden ser de acero inoxidable, pero también de

NiTi. Instrumentos como las fresas Gates-Glidden o las Peeso también son de acero inoxidable. Sin embargo, los instrumentos endodónticos cuyo propósito es girar dentro de los conductos radiculares suelen estar hechos de NiTi, que ofrece una mejor flexibilidad y resistencia a la corrosión (Berman y Hargreaves, 2022).

La aleación de NiTi se desarrolló en 1963 en Estados Unidos, para el programa especial de Estados Unidos en el *Naval Ordnance Laboratory*, y se le dio el nombre de “nitinol” (Gavini et al., 2018).

En el área de odontología, se utilizó por primera vez por Andreasen y Hilleman para alambres de ortodoncia en 1971 y en endodoncia la idea de utilizarlo se conceptualizó por Civjan y colaboradores en 1975, y en 1988 Walia, Brantley y Gerston introducen la primera lima manual de NiTi (Gavini et al., 2018).

La aleación de NiTi o “nitinol” contiene 55% níquel y 45% de titanio, y se observan 2 fases estables que dependen de la temperatura y del esfuerzo para cambiar su comportamiento; a estas fases se les llama austenita y martensita (Fig. 3) (Berman y Hargreaves, 2022).

Fase Austenita: también llamada fase de alta temperatura. La aleación NiTi se encuentra en esta fase a temperatura ambiente y se caracteriza por un comportamiento elástico o la habilidad de recuperar su condición inicial después de la fuerza aplicada para que se deforme (Dablanca-Blanco et al., 2022).

Fase Martensita: o fase de baja temperatura; como su nombre lo dice, el NiTi está en esta fase cuando la temperatura es baja y se caracteriza por un comportamiento plástico, que después del cese de la fuerza para causar la deformación, el material mantiene esa deformación (Dablanca-Blanco et al., 2022).

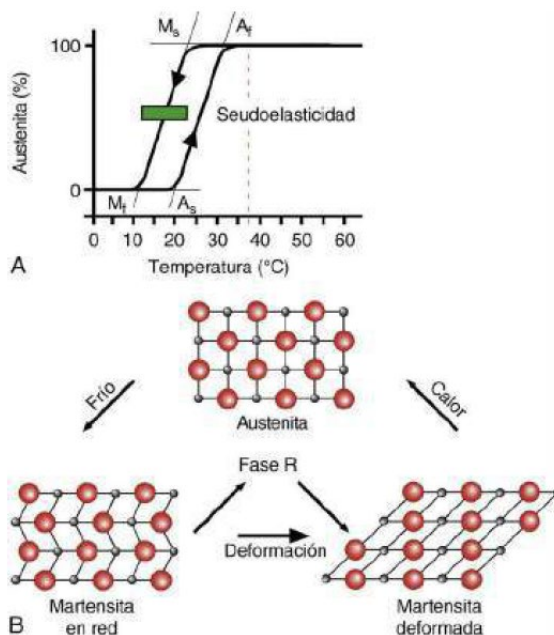


Figura 3 Comportamiento pseudoelástico del NiTi se basa en 2 configuraciones cristalinas principales, martensita y austenita, que dependen de la temperatura (A) y de la tensión aplicada (B). La formación de la configuración respectiva se inicia a las temperaturas M_s y A_s .

En su estado martensítico, la lima es capaz de admitir mayores esfuerzos sin aumentar su tensión, por lo que la lima de NiTi, posee elasticidad transformacional o “Pseudoelasticidad”, que es la capacidad de recuperar la forma original previa a la deformación. (Fig. 3)

Por si sola, la aleación de NiTi muestra propiedades favorables para la conformación de conductos, pero la revolución de estos instrumentos no solo se mira en la variedad de diseños en su corte transversal o la forma en que se fabrican cuidando los desperfectos, sino también en los tratamientos termomecánicos que alteran la estructura cristalina del NiTi, estos tratamientos como el M-Wire, Blue y Gold, modifican su rendimiento bajo cargas cíclicas, mejoran la flexibilidad y la resistencia a la fatiga cíclica sin cambiar la composición de la aleación base (Aparicio et al., 2025).

Tratamientos Térmicos

Uno de los primeros tratamientos de calor fue el tratamiento M-wire de la aleación Nitinol 508. Después del tratamiento el material tenía la fase martensítica y la fase R pre-martensítica,

manteniendo las propiedades principales de la aleación tradicional NiTi en la fase austenítica a temperatura ambiente: superelasticidad, alta resistencia a la torsión, flexibilidad y baja plasticidad (Grande et al., 2023).

En el tratamiento “Blue” el rango de temperatura de transición de la aleación se altera y mantiene a niveles más altos que con la aleación NiTi convencional, la temperatura austenita final es entre 30-38° cerca de la temperatura de uso, lo que permite que estos instrumentos se mantengan en fase martensítica a temperatura ambiente. Su color característico azul proviene de una capa de óxido de titanio en la superficie. En estudios de carga torsional y fatiga cíclica muestran valores elevados de resistencia a la fatiga cíclica y mantienen buenos valores de carga torsional (Grande et al., 2023).

El tratamiento “Gold” tiene un rango de temperatura de transición de aproximadamente 55°. Posee una excelente resistencia a la fatiga cíclica en comparación con la aleación tradicional de NiTi. Su color característico dorado proviene de un diferente tipo de óxido de titanio producido al momento de su proceso de fabricación (Grande et al., 2023).

La fractura por fatiga cíclica se da usualmente en el punto de mayor flexión que corresponde al punto con mayor curvatura en el conducto radicular, entre mayor es el ángulo de curvatura o si el radio de la curvatura disminuye, el número de ciclos hasta la fractura se verá reducido. Entre los factores que involucran a la lima están: el proceso de fabricación de la lima, la aleación, el diseño de la lima y el tipo de rotación (Dablanca-Blanco et al., 2022).

3.2. Limas BlueShaper Pro®.

Son limas rotatorias de NiTi que incorporan una doble región con tratamiento térmico diferente, y una tecnología **DualWire**. En su punta (los primeros 3 mm) sigue protocolos de tratamiento Gold, mientras que el resto de la lima sigue un tratamiento Blue (Zarc4Endo, 2023).

Las limas BlueShaper Pro® constan de limas de conformación (ZX, Z1, Z2) y limas de terminación (Z3, Z4, Z5, Z6 y Z7) (Zarc4Endo, 2023).

La lima **Z4** de BlueShaper Pro® es una lima cuya longitud activa es de 16 mm, su diámetro apical es 0.25 mm, tiene conicidad del 6%, un ángulo helicoidal constante de 24° y una sección transversal triangular convexa (Fig. 4) (Aparicio et al., 2025).

BlueShaper PRO®



Figura 4 Limas BlueShaper Pro®: Z1, Z2, Z3 y Z4 con sus respectivas conicidades y diámetros en la punta (ϕ).

El comportamiento de esta lima es un intermedio entre la flexibilidad del tratamiento blue y la estabilidad estructural del tratamiento Gold (Aparicio et al., 2025).

4. “Endosonics” o Instrumentación sónica.

4.1. Historia:

El uso de ultrasonido en endodoncia comienza con Richman en 1957, en su publicación “El uso de ultrasonido en terapia de conductos radiculares y en recesión radicular”, en donde con ayuda de un Cavitron debridaba el conducto radicular.

En 1980, Martin y colaboradores utilizan ultrasonido para activar limas tipo K y así cortar la dentina. Dos años después, Cunningham y Martin desarrollan y lanzan una unidad ultrasónica para ser utilizada en endodoncia (Plotino et al., 2007).

Activar limas con vibración ultrasónica electromagnética o piezoeléctrica cambió radicalmente la forma de instrumentar los conductos radiculares. Los dispositivos ultrasónicos utilizan una frecuencia de vibración de 30 kHz (su potencia oscila entre 25-30 kHz); y a esa potencia utilizan instrumentos como limas K o puntas endodónticas para activar irrigante, remover dentina o

instrumentos, etc. Como ejemplo de estos dispositivos están el Cavi-Endo, el piezoeléctrico ENAC, el EMS Piezo Master 400 y el P5 Newtron. (Fig. 5) (Berman y Hargreaves, 2022).



Figura 5 Unidad ultrasónica: Dispositivo piezoeléctrico Newtron P5, por cortesía de Acteon Satelec, Merignac Cedex, Francia.

Por otra parte, existen también dispositivos sónicos que tienen un grado de intensidad entre los 2 a 3 kHz, como por ejemplo el Sonic Air MM1500 (Fig.6), el Megasonic 1400 y el Endostar. Estos motores utilizan limas especiales como las Rispi-Sonic (Fig. 7), Shaper-Sonic, Trio-Sonic y Heli-Sonic. Bajo este contexto, el motor endodóntico 812 MT se ve incluido dentro de los dispositivos de vibración sónica con una baja frecuencia, ya que su rango de oscilación va entre 100 a 250 Hz y cuenta con 3 niveles de intensidad, al mismo tiempo realizando movimientos de rotación o reciprocación. (Woodpecker, 2023).



Figura 6 Unidad Sonic Air MM1500 de Micro-Mega.



Figura 7 Limas Rispisonic de Micro-Mega

Aunque los equipos ultrasónicos y los sónicos utilizan vibración, los ultrasonidos producen vibraciones de alta frecuencia asociadas a fenómenos de cavitación y microcorrientes acústicas, mientras que los equipos sónicos generan oscilaciones de baja frecuencia con mayor amplitud de movimiento y menor energía.

4.2. Estudios y Limitaciones:

Entre los escenarios a los que nos enfrentamos al momento de realizar un tratamiento de conductos radiculares, tenemos la posibilidad de eliminar dentina innecesaria o indeseadamente, ya sea con deformaciones en el conducto o con transportaciones, incluso perforaciones.

Estos efectos no deseados al momento de la conformación pueden o no afectar el éxito del tratamiento, por sí solos; sin embargo, pueden resultar en la inaccesibilidad a ciertas partes del conducto radicular, lo cual hace que no se puedan desinfectar (Berman y Hargreaves, 2022).

Es importante conservar la mayor cantidad posible de dentina radicular para no debilitar la estructura de la raíz y prevenir las fracturas; según estudios, un grosor de la pared radicular entre 0.3 y 1 mm son valores críticos. Es importante tomar en cuenta la anatomía radicular, el grosor de las paredes radiculares y el estado pulpar y periapical para la selección del sistema de limas a utilizar, y el empleo de elementos como sónicos o ultrasónicos para la mejor conformación y acceso a los conductos radiculares.

Utilizar instrumentos sónicos o ultrasónicos dentro del conducto radicular no es algo nuevo, y entre los desafíos se encontraron principalmente dos: **la transportación del conducto y la fractura de las limas** (Berman y Hargreaves, 2022).

Lo que sucede al momento de aplicar potencia ultrasónica a la lima es que esta vibra de una forma ondulada sinusal; a lo largo de esta ondulación hay áreas de desplazamiento máximo (antinodos) y zonas sin desplazamiento (nodos), y la punta del instrumento posee un antinodo, así que, si se le aplica mucha potencia y no tiene contacto con las paredes, el instrumento podría romperse, por lo que se recomienda el uso breve y con control de la potencia (Fig. 8) (Berman y Hargreaves, 2022).

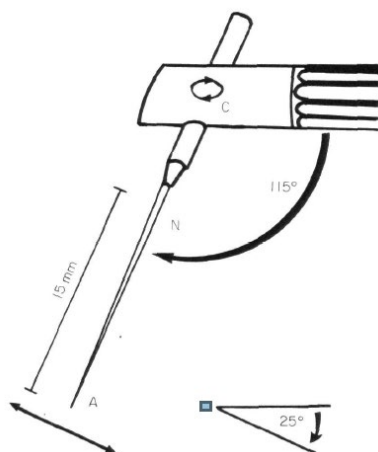


Figura 8 Diagrama de la lima sujeta al motor, está a 115° del eje longitudinal del motor. Si funciona en el aire, el motor oscila en modo elíptico (C), produciendo una gran oscilación elíptica de la lima con el antinodo (A) en la punta. El punto nodal (N) se produce aproximadamente a 15 mm de la punta donde no hubo ningún movimiento lateral.

4.2.1. Deformación del conducto radicular:

La utilización de ultrasonido en la preparación de los conductos radiculares se ha relacionado con un aumento en los errores de preparación y un adelgazamiento excesivo de las paredes radiculares (Berman y Hargreaves, 2022). Aunque según estudios realizados por Chenail y Teplitsky, [1985], demostraron que no se observaban alteraciones importantes en los conductos radiculares después de ser instrumentados con vibración sónica.

Mientras algunos estudios demostraron que la instrumentación con sónicos era superior a la manual al momento de eliminar debrís de la pared del canal por su efectividad al momento de cortar y un menor grado de extrusión del material obturador (Walmsley et al., 1989). Otros, estudios utilizaron escaneo con microscopio electrónico y concluyeron que realmente los ultrasonidos no mostraban más efectividad que la instrumentación manual, ya que aún se mostraba debrís en el tercio apical y había irregularidades en el tercio coronal y medio, comparándolo con la instrumentación manual (Ehrlich et al., 1989).

En la evaluación del comportamiento de las limas cuando se les aplica vibración sónica o ultrasónica, estudios in vitro en dientes con curvaturas entre 45-60° demostraron que no existía una mayor transportación apical en la instrumentación con vibración sónica que la que se consigue involuntariamente con la instrumentación manual, la cual fue de no mayor a 0.5 mm y en la mayoría de las limas no se produjo (Ehrlich et al., 1989). Se demostró que una lima sónica oscila en el aire con un movimiento elíptico grande en su punta, pero que cuando se introduce en el conducto, ese movimiento oscilatorio se vuelve una oscilación longitudinal, y esto vuelve la lima eficiente para preparar los conductos radiculares durante la endodoncia (Walmsley et al., 1989).

Estudios in vitro en los años 80 demostraron que la instrumentación sónica con Endostar-5 removía el debris utilizando irrigación constante y EDTA, pero en estudios en humanos el tiempo de instrumentación no fue menor y ningún dispositivo pudo limpiar totalmente los conductos, aunque sí se demostró que la fatiga cíclica se redujo y que **era seguro su uso en humanos** (Ehrlich et al., 1989; Walmsley et al., 1989).

4.2.2. **Fractura de las limas endodónticas:**

Con la aparición de limas rotatorias de NiTi a principios de los 90 se disminuyeron notablemente estos problemas, pues es una aleación más flexible que se adapta a las curvaturas de la pared del conducto, pero también posee la fuerza para limar las paredes sin enroscarse y fracturarse.

Las limas endodónticas poseen ángulos que rasgan las paredes del conducto, logrando así el objetivo de conformarlos para poder ser obturados correctamente y eliminar el tejido infectado, ya sea blando o duro, sin necesidad de aplicar estímulos de vibración adicional.

La fractura de las limas dentro de los conductos puede ocurrir por **fatiga torsional** o **fatiga cíclica**, la fatiga torsional ocurre cuando la punta del instrumento se enrosca en el conducto mientras el resto sigue rotando; consecuentemente, el torque excede el límite elástico de la resistencia del metal. La separación por fatiga cíclica ocurre mayormente en conductos curvos, especialmente en el punto de máxima curvatura del conducto por el repetitivo estrés de compresión y tensión que se le otorga a la lima durante la instrumentación biomecánica (Pedullà et al., 2022).

Factores determinantes en la fractura de los instrumentos de NiTi:

- Incorrecta manipulación del clínico, que es el factor más importante.

- Carga torsional en combinación con curvatura y fatiga axial.
- Anatomía del conducto.
- Defecto de fábrica y su forma de fabricación (Berman y Hargreaves, 2022).

Aunque en la actualidad no se suelen conformar conductos con vibración sónica o ultrasónica, estos motores se siguen utilizando en endodoncia para:

- En el acceso para eliminar dentina, calcificaciones o piedras pulpaes.
- Recuperar instrumentos separados o eliminarlos, eliminar postes, puntas de plata o postes metálicos.
- Eliminar cemento sellador de los postes metálicos.
- Activación de irrigantes.
- Condensar gutapercha.
- Colocación de MTA
- Preparación del conducto y para la retropreparación del conducto en cirugía apical (Karumuri et al., 2016).

5. *Motores endodónticos.*

5.1. **Historia:**

Tradicionalmente, el tratamiento de endodoncia se limitaba a la instrumentación manual, con instrumentos de acero inoxidable, que volvían el tratamiento tardado e incómodo para el paciente y el operador, pero los avances en tecnología y la aparición de instrumentos rotatorios crearon una nueva era para la endodoncia, todo con el objetivo de disminuir el tiempo de los tratamientos endodónticos; a esto sumándole los descubrimientos en etiología bacteriana que cambiaron la forma de la terapia endodóntica drásticamente (Srivastana, 2024).

5.2. **Generaciones de los motores endodónticos:**

Los motores endodónticos se comenzaron a utilizar a principios de los 90 y, generación tras generación, han mejorado y ampliado sus funciones. Los de primera generación eran eléctricos

simples, con un solo tipo de rotación (rotación continua) y sin control de torque. Posterior a estos aparecen con reductores que aseguran una velocidad constante por minuto y par de torsión.

Más adelante se diseñan y lanzan los primeros motores endodónticos inalámbricos; se implementa la opción de ajustar el tipo de movimiento añadiendo el modo recíproco. En la actualidad contamos con movimientos alternativos, ángulos de rotación programables, motores con localizador de ápice integrado que interrumpe o vuelve en reversa la marcha de la lima al momento de alcanzar la longitud de trabajo (Berman y Hargreaves, 2022; Reynette et al., 2023).

Las últimas generaciones de motores endodónticos se denominan “inteligentes” ya que cuentan con movimiento que, de acuerdo con la carga de torsión del instrumento en el conducto radicular, adapta su movimiento para evitar enrosque y fractura de este (Berman y Hargreaves, 2022; Reynette et al., 2023).

Aunque muchas casas comerciales de limas endodónticas ya cuentan con sus propios motores endodónticos, las investigaciones sobre estos no han sido numerosas o al momento de evaluar la cinemática obtenida de los motores endodónticos y compararlos con los valores que el fabricante declara, es difícil obtener la reproducibilidad (Reynette et al., 2023).

5.3. Movimientos de los motores endodónticos:

- **Rotación Continua:** se desarrolló desde finales de los años 80 y es aún empleado en la mayoría de los sistemas de limas mecanizadas de preparación, consiste en la rotación completa a 360° de la lima de NiTi dentro del conducto radicular (Gavini et al., 2018).
- **Reciprocación Alternativa (AR):** este movimiento se introdujo para limas de acero inoxidable desde 1960 con Giromatic System (Micromega, Besacon, France). Este movimiento pretendía simular el movimiento de un reloj de cuerda, realizaba una **oscilación** de la lima con ángulos de acción iguales en contra y a favor de las manecillas del reloj (Gambarini et al., 2018).
- **Reciprocación Rotacional (RR):** Se desarrolló para instrumentos de NiTi en el 2008 con Reciproc (VDW, Munich, Alemania) y Wave One (Dentsply-Maillefer, Baillagues, CH) en el 2011. Consiste en movimientos a favor y en contra de las manecillas del reloj: 30° a favor y 150° en contra para Reciproc y 50° a favor y 170° en contra para WaveOne, estos movimientos son considerados “rotación reciprocante” (Gambarini et al., 2018).

- **Movimiento Adaptativo:** Nace con el TFA *Adaptive motion* (Kerr Endodontics, Orange, Ca) en el 2013 combinando rotación y reciprocación, esta comienza con rotación continua cuando no hay retención en el instrumento y cambia a reciprocante cuando el instrumento encuentra resistencia, en ángulos de 370° a favor y 50° en contra de las manecillas del reloj (Gambarini et al., 2018).
- **OTR (*Optimum Torque Reverse* o “Torque reverso óptimo”):** Nace en 2015 por J. Morita (Kyoto, Japón) tiene la finalidad de permitir el movimiento rotacional cuando hay resistencia mínima, una vez el torque se excede el instrumento cambia a rotación reciprocante con ángulos de 180° a favor y 90° en contra de las manecillas del reloj, supuestamente mejorando significativamente la resistencia a la fatiga cíclica (Gambarini et al., 2018).
- **OGP (*Optimum Glide Path* o “Glide Path óptimo”):** es la combinación de AR y RR, pretende simular el movimiento de fuerzas balanceadas, comienza con un movimiento alternante de iguales ángulos (AR) y lo sigue un movimiento de rotación reciprocante (RR) (Gambarini et al., 2018).

Estos últimos dos tipos de movimiento poseen escasa o nula información sobre investigaciones publicadas (Gambarini et al., 2018).

5.4. Motor endodóntico 812MT, Woodpecker

En el 2023, Woodpecker, en colaboración con el doctor Yoshi Terauchi, desarrollan el motor endodóntico 812 MT, que cuenta con un diseño exterior inspirado en un “supercarro” (Fig. 10) y tiene la capacidad única de vibrar y rotar, lo cual asiste principalmente en la compactación de MTA, brindando un tratamiento más eficiente, reduciendo el tiempo operativo y aumentando la calidad (Guilin Woodpecker Medical Instrument Company, 2014).



Figura 10 Motor endodóntico 812 MT, Woodpecker.

5.4.1. Especificaciones:

El motor endodóntico y localizador de ápice integrado 812 MT es principalmente utilizado en el tratamiento de endodoncia; puede ser utilizado para localizar el ápice y para preparar y ensanchar el conducto radicular, así como también para compactar MTA y agitar irrigante. Tiene la capacidad de ensanchar los conductos mientras monitorea la posición de la punta de la lima dentro del canal (Woodpecker, 2023).

Entre sus características:

- Motor eficiente sin escobillas, silencioso, con larga vida útil.
- Motor endodóntico y localizador de ápice inalámbrico.
- Contra ángulo con rotación 360°.
- Adopta tecnología de retroalimentación en tiempo real y control dinámico del torque, para prevenir separación de limas.
- La rotación y vibración trabaja en conjunto para asistir la compactación de MTA (Woodpecker, 2023).

5.4.2. Programas predeterminados:

El **Safety Glide Path Mode** (Fig. 11) es el movimiento en que el motor endodóntico gira la misma cantidad de grados hacia adelante y en reversa (Woodpecker, 2023). o sea, es el movimiento de **Reciprocación Alternativa**.



Figura 11 Safety Glide Path Mode.

ATR es el “*adaptive torque reverse*”, mayormente utilizado para reducir las fracturas de las limas rotatorias. Consiste en la rotación continua normal, cuando la carga de la lima es mayor que el límite del torque, la lima comienza a rotar alternativamente al ángulo establecido (Woodpecker, 2023).



Figura 12 ATR: Adaptive Torque Reverse.

El programa **T-mode** es una secuencia de dos modos: el primer movimiento es el *SGP mode* que asemeja un “reloj de cuerda” a 90° a favor y en contra de las manecillas del reloj y el segundo modo podrá ser personalizada (a favor o en contra de las manecillas del reloj) y se puede complementar con vibración sónica para remover huecos en el MTA (Guilin Woodpecker Medical Instrument Company, 2014).

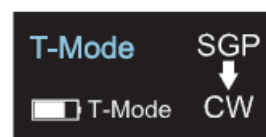


Figura 13 Movimiento T-Mode.

Movimiento **T-mode +**

El **T-mode +** es una secuencia de tres programas y entre sus usos está retomar un conducto con escalón (Guilin Woodpecker Medical Instrument Company, 2014).

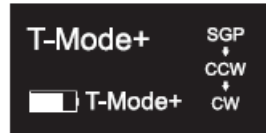


Figura 14 Movimiento T-Mode+.

La instrumentación del conducto con vibración sónica actúa como un endoactivador, agitando el irrigante a la vez que conforma los conductos y también se recomienda para instrumentar curvaturas pronunciadas ya que la vibración sónica reduce la fatiga cíclica (Guilin Woodpecker Medical Instrument Company, 2014).

6. Modelos tridimensionales en endodoncia.

Son recreaciones 3D de dientes naturales hechos a partir de información recabada de microtomografía computarizada, esto permite que se reproduzca la misma anatomía con incluso requerimientos en específico como la cantidad de conductos o los grados de curvatura para estudios donde se quiere evaluar resistencia a la fatiga, la capacidad de instrumentación o la conformación de los conductos (Aparicio et al., 2025).

Estudios como los de resistencia a la fatiga cíclica presentan limitaciones en estandarización, ya que los aparatos diseñados de diferentes formas, muestran resultados diferentes, los estudios más grandes sobre resistencia a la fatiga cíclica poseen dos grandes desventajas que se tomaron como oportunidad: no habían pruebas dinámicas de la fatiga cíclica y no se utilizaban conductos artificiales con anatomía real recreada; siendo esto un gran avance para entender y comparar la resistencia en la fatiga cíclica de las limas endodónticas (Muñoz et al., 2024).

Los avances en la tecnología han permitido la impresión en 3D de dientes hechos en resina de alta precisión; esto ayuda en la investigación en endodoncia porque brinda la capacidad de estandarizar la anatomía de los sistemas de conductos radiculares, eliminando las variabilidades entre un diente natural y otro. Se ha demostrado, pues, que los dientes impresos en 3D proporcionan información confiable y que son adecuados para comparar el rendimiento de limas, en condiciones controladas (Aparicio et al., 2025).

Según estudios como el de Ramirez-Muñoz et al., [2024] donde se compararon dientes naturales y réplicas 3D de resina y se mostraron a observadores imágenes del conducto antes de la

instrumentación, la anatomía de las réplicas 3D eran catalogadas como “muy similares” en 40% de los casos y similares en 60% de los resultados.

Planteamiento del Problema

Descripción del problema:

A lo largo del tiempo se han desarrollado equipos e instrumentos en endodoncia que hacen que el procedimiento sea más rápido y favorable; entre ellos están las limas de NiTi las cuales nos ayudan en la preparación químico-mecánica a lograr el objetivo principal de la endodoncia: disminuir microorganismos en una forma significativa (Muñoz et al., 2024).

La introducción de limas rotatorias representa una revolución en la obtención de una mejor limpieza y desbridamiento de los conductos radiculares, representando una forma más efectiva y eficiente comparada con las limas manuales (Gavini et al., 2018).

Uno de los escenarios no deseados al momento de abordar un tratamiento de conductos radiculares es la fractura de un instrumento rotatorio dentro del conducto, ya que esto puede afectar el pronóstico de nuestro tratamiento. La falla de las limas rotatorias puede ocurrir por sobrecarga torsional o la fatiga cíclica (Pedulla et al., 2015).

Se han desarrollado múltiples sistemas de limas con aleaciones de NiTi y tratamiento térmico que ayudan a abordar los conductos radiculares según sea el caso; entre estos sistemas se desarrollaron las limas BlueShaper Pro®, que combina dos tratamientos térmicos en una sola lima, y esto asegura un refuerzo notable de la resistencia del instrumento a la fatiga cíclica (Sanchez, 2024).

A su vez, con los avances en la tecnología, se destacan nuevas formas de instrumentación de los motores endodónticos. Los primeros movimientos integrados en los motores endodónticos son rotación continua y reciprocante; sin embargo, en la actualidad se han integrado otros movimientos en combinación o con oscilación.

El motor endodóntico 812MT de Woodpecker incorpora una nueva función que complementa los movimientos de rotación continua o reciprocante con la vibración sónica. Esta incorporación promete abordar curvaturas pronunciadas sin afectar, al contrario; mejorando la resistencia a la fatiga cíclica al utilizar la vibración sónica.

Este tipo de combinación (oscilación y rotación al preparar un conducto) se ha observado en el pasado, y entre sus retos se estudió el grado de distorsión que se ocasiona dentro del conducto, sobre todo a nivel apical (Gavini et al., 2018).

Nuevos sistemas de limas rotatorias y nuevos movimientos en los motores endodónticos hacen que surja la siguiente interrogante a estudiar científicamente:

Pregunta de Investigación mediante método PICO:

Población: Limas rotatorias Z4 del sistema Blue Shaper Pro y los conductos radiculares de los modelos 3D de resina.

Intervención: Instrumentación endodóntica utilizando el motor endodóntico 812MT (Woodpecker).

Comparación: Instrumentación de la rotación continua sin vibración sónica y la instrumentación con vibración sónica utilizando el motor endodóntico 812MT (Woodpecker).

Outcome o resultados: Tiempo hasta la fractura y número de ciclos hasta la fractura, para medir la resistencia a la fatiga cíclica y resultados de la desviación del foramen apical utilizando radiografías y sobreponiéndolas para medir los píxeles de desviación, mediante el software FIJI (Schneider, 2012).

¿La instrumentación con vibración sónica del motor endodóntico 812MT influye significativamente, tanto, en la resistencia a la fatiga cíclica de las limas Z4 de BlueShaper Pro®, como en la transportación del conducto en su segmento apical, a comparación del movimiento rotatorio convencional, en conductos curvos simulados en modelos 3D?

Justificación

Entre los objetivos primordiales de la endodoncia se encuentran la desinfección y conformación de los conductos radiculares, para que puedan ser rellenados de forma adecuada, asegurando de esta manera la no proliferación bacteriana a cualquier nivel del conducto radicular. La instrumentación mecánica de los conductos radiculares ha evolucionado favorablemente durante el tiempo y ahora con el desarrollo de nuevo equipo y limas endodónticas que mejoran la eficiencia clínica sin comprometer la seguridad del tratamiento o sacrificar la naturalidad de la anatomía de los conductos radiculares.

Utilizar instrumentos que roten mecánicamente dentro del conducto presenta como desafío la fractura de limas, que se asocia a la sobrecarga torsional y a la fatiga cíclica, sobre todo en conductos que tienen curvaturas pronunciadas o conductos obliterados.

Entre los factores que pueden repercutir directamente en la resistencia a la fatiga cíclica encontramos: el diseño y la aleación de la lima, el ángulo de curvatura del conducto radicular, el empleo de irrigantes durante el procedimiento o en la desinfección de la lima y el tipo de movimiento del motor endodóntico.

La instrumentación con vibración sónica no es algo nuevo; fue utilizada en los ochenta y desplazada por las limitaciones de las aleaciones de las limas endodónticas empleadas, el auge de las limas rotatorias y la escasa evidencia de superioridad en comparación con la instrumentación manual. La idea vuelve en la actualidad con el motor endodóntico 812MT, que tiene la posibilidad de girar y vibrar sónicamente al momento de preparar los conductos radiculares, esta vibración sónica promete facilitar el desplazamiento de la lima dentro del conducto y reducir el estrés de esta; sin embargo, la evidencia científica actual es escasa y limitada.

A su vez, el uso de modelos 3D dentales representa en la actualidad una forma de simular casi cualquier tipo de anatomía dental para planificar tratamientos y, en este caso, permitirá recrear conductos curvos de una forma estandarizada para poder medir así la resistencia a la fatiga cíclica bajo las mismas condiciones en cada lima.

Los resultados de este estudio aportarán evidencia preclínica bajo condiciones estandarizadas, evaluando así el impacto de la vibración sónica al momento de instrumentar con rotación continua,

utilizando limas endodónticas modernas de NiTi en casos donde hay curvaturas moderadas; y su aplicación en la clínica requerirá estudios posteriores.

Situación Actual en el Área de Investigación

En el área de endodoncia, la fatiga cíclica de los instrumentos endodónticos rotatorios es y seguirá siendo relevante, ya que constantemente se inventan sistemas rotatorios que prometen ser superiores o comparables con otros, los cuales poseen diferentes tratamientos térmicos, diseños, fabricantes, disponibilidad en el mercado, etc. Estudios de fatiga cíclica a lo largo de los años se han hecho mayormente en conductos estandarizados de materiales como acero inoxidable o resina, pero no replican la complejidad de los conductos que poseen los dientes naturales.

Hoy en día contamos con la novedad de modelos tridimensionales impresos en resina, que representan un avance en la estandarización de la anatomía radicular, pero sobre todo en la simulación de la anatomía de los conductos radiculares.

Los estudios sobre la aplicación de vibración sónica o ultrasónica durante la instrumentación en su mayoría fueron realizados durante los años ochenta, y las conclusiones sobre el uso o no de esta técnica muestran falta de consenso; sin embargo, en la actualidad contamos con motores endodónticos “inteligentes”, limas rotatorias con diversos tratamientos térmicos, diseños flexibles y resistentes, lo cual trae de nuevo a la mesa la posibilidad de instrumentar con vibración sónica y así, quizás, abordar casos complejos, de una forma eficiente.

Con el lanzamiento de motores que emplean la instrumentación rotacional combinada con la vibración sónica, como el 812 MT, puede volver el interés en la posible aplicación, esta vez con fuerzas controladas de vibración e instrumentación endodóntica simultánea. Sin embargo, la evidencia científica actual de este motor endodóntico es escasa y la mayoría de información con que se cuenta son descripciones que provienen del fabricante.

La desviación del foramen apical posterior a la instrumentación endodóntica se ha medido a nivel mundial, principalmente por medio de microtomografía computarizada; sin embargo, este método de medición no es accesible en Honduras, lo que nos lleva a utilizar un método diferente que es sencillo, reproducible y aplicable clínicamente, utilizando radiografías periapicales y el software para imágenes FIJI (Schneider, 2012).

La falta de estudios experimentales estandarizados que empleen anatomías realistas, tecnología y mediciones reproducibles justifica la relevancia científica de este estudio.

Objetivos

Objetivo General:

Comparar el efecto de la vibración sónica del motor endodóntico 812MT frente a la rotación continua sobre la resistencia a la fatiga cíclica de limas BlueShaper Pro® y la desviación apical en modelos 3D de conductos curvos.

Objetivos Específicos:

- Estimar el tiempo hasta la fractura (TTF) de las limas Z4 del sistema BlueShaper Pro® sometidas a instrumentación con vibración sónica y a la instrumentación con rotación continua, utilizando el motor endodóntico 812MT.
- Establecer el número de ciclos hasta la fractura (NCF) en las limas Z4 del sistema BlueShaper Pro® empleadas bajo vibración sónica y con el movimiento convencional (rotación continua) mediante el motor endodóntico 812MT.
- Comparar los valores de TTF y NCF entre ambos grupos para identificar posibles diferencias en la resistencia a la fatiga cíclica.
- Medir la desviación del foramen apical posterior a ambas instrumentaciones, sobreponiendo las radiografías iniciales y finales y midiendo en píxeles la desviación apical, utilizando el software para fotografía FIJI (Schneider, 2012).

Metodología del Proyecto

1. Tipo de estudio:

Comparativo: se compararon dos métodos de instrumentación.

Experimental: se manipula una variable independiente, la aplicación de vibración sónica en la instrumentación.

In vitro: se realizará en un laboratorio con modelos 3D.

Controlado: se cuenta con un grupo control para comparación, el grupo sin vibración sónica.

2. Población y Muestra:

Muestra: 40 réplicas de resina 3D simulando el conducto mesiovestibular de una molar inferior con curvatura de 40°, asignadas en dos grupos iguales.

Población accesible: réplicas de resina 3D que cumplan los criterios.

Criterio de exclusión: desperfectos de fábrica en las estrías de la lima, fracturas prematuras de limas por errores operativos y defectos de impresión en las réplicas de resina 3D: se introdujo una lima manual tipo K número 10 para asegurarse que el conducto estaba permeable en su longitud total, de no ser así, se descartaba la réplica, conductos con variables anatómicas como convergencias tipo “y”.

La cantidad de limas evaluadas para esta muestra fue de 6, de las cuales solo se fracturaron 2 limas.

3. Métodos y técnicas para la recolección de información (materiales y métodos):

Cálculo del tamaño de la muestra:

El tamaño de la muestra requerido se determinó utilizando un diseño de ANOVA de una vía. El cálculo del tamaño de la muestra se realizó utilizando PASS 2025, versión 25.0.2. El tamaño de muestra necesario por grupo fue de 16. Adicionalmente, se recomendó considerar una posible tasa de falla del 20%, así que para compensar estas pérdidas esperadas y asegurar los 32 datos válidos, se ajustó la muestra a 20 por grupo para un total de 40 muestras. El grupo 1 o grupo control se utilizaría para instrumentar con rotación continua convencional. El grupo 2 o grupo experimental se utilizaría para instrumentar con vibración sónica y rotación simultánea.

Selección del modelo dental:

Se seleccionó un modelo de resina de alta precisión (Anycubic Technology Co., Shenzhen, China) con una anatomía de molar mandibular con una configuración Vertucci tipo IV en la raíz mesial, que conservaría los detalles anatómicos y una curvatura radicular de 40°, un diámetro apical de 0.20 mm y una conicidad de 4%; para los procedimientos experimentales solo se utilizó la raíz mesial y el conducto mesiovestibular del diente impreso. (Fig. 15-A).

Preparación del conducto y evaluación de fracturas:

El procedimiento de preparación del conducto se realizó de manera estandarizada, en primer lugar, se insertó una lima tipo K número 10 en el conducto mesiovestibular hasta que llegara al foramen apical, se tomó la radiografía inicial y confirmó la longitud de trabajo: 20 mm. La réplica se fijó en una prensa de banco y utilizando NaOCl al 2.625% se lubricó el conducto. La instrumentación se realizó con un motor endodóntico (812MT, Woodpecker) utilizando la lima Z4 de BlueShaper Pro® a 500 rpm y 4 Ncm de torque, como lo indica el fabricante y realizando la instrumentación en 3 intenciones e irrigando entre cada instrumentación (Fig. 15-D).

Se registró el tiempo de instrumentación de cada conducto en segundos con un cronómetro digital, con ayuda de un segundo operador que iniciaba y detenía el reloj sólo cronometrando el tiempo de instrumentación. Gracias a este tiempo de instrumentación por conducto se pudo obtener el tiempo de instrumentación por conducto y el tiempo total hasta la fractura (TTF). El número de ciclos hasta la fractura (NCF) se calculó de la siguiente manera: $NCF = (rpm \times TTF) / 60$. Se documentó el número de conductos instrumentados completamente por cada lima hasta que ocurriera la fractura. Cada instrumento se utilizó para preparar un conducto a la vez hasta que alcanzara la longitud de trabajo; si se finalizó la conformación sin que la lima se fracturara, se tomaba la

radiografía final de la réplica colocando de nuevo la lima K número 10 dentro del conducto y en una nueva réplica se utilizaba la misma lima hasta que la fractura ocurriera.

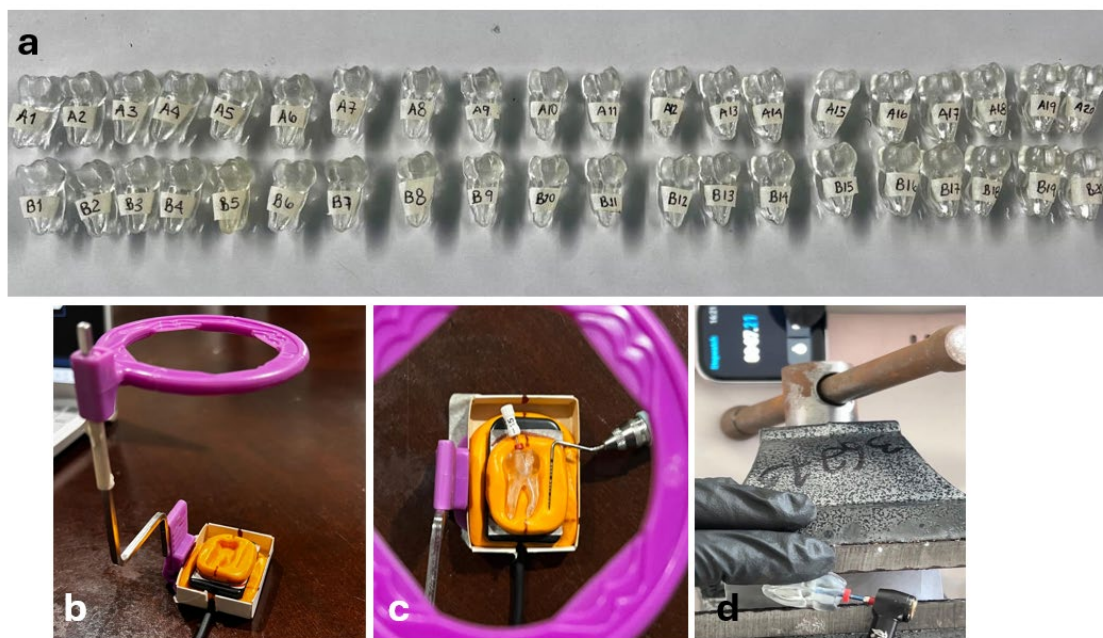


Figura 15. a) Muestra de 40 de resina 3D simulando una molar inferior con curvatura de 40°. b) Dispositivo para la fijación de las réplicas 3D. c) Demostración de la obtención de las radiografías inicial y final. d) Fotografía al momento de realizar la instrumentación del conducto fijando la réplica en una prensa de banco, cronometrando el tiempo de instrumentación hasta la fractura de la lima.

Evaluación de la desviación del foramen apical:

Se diseñó un dispositivo para la fijación estable de las réplicas 3D para la toma de radiografías tanto inicial como final con una lima tipo K #15 dentro del conducto a longitud de trabajo y se colocó una sonda periodontal fijada para funcionar como escala a un lado de la réplica (Fig.15-B y C).

Se utilizó el sistema RVG Nanopix, Eighteeth para tomar la radiografía inicial y final y ambas radiografías fueron superpuestas utilizando el programa FIJI y se midió la desviación en píxeles, comparando la posición inicial y final (Fig. 16).

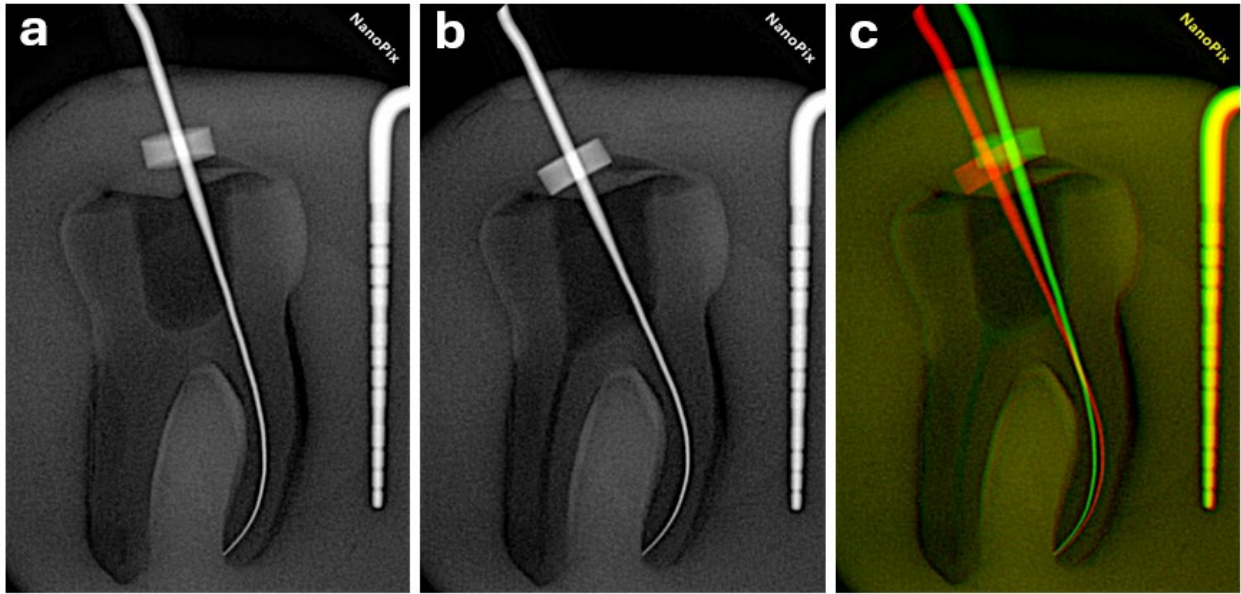


Figura 16. a) Radiografía inicial de réplica número A20. b) Radiografía final de réplica A20. c) Radiografía inicial y final superpuesta para evaluar el nivel de desviación del foramen apical; la lima color rojo es la inicial y la lima color verde es la final.

4. Hipótesis de estudio:

No existe diferencia significativa en la resistencia a la fatiga cíclica entre las limas Z4 del sistema BlueShaper Pro®, que instrumentaron los conductos de las réplicas de resina 3D con vibración sónica y las que instrumentaron con rotación continua convencional.

No existe diferencia significativa en la desviación del foramen apical en las réplicas de resina 3D que fueron instrumentadas con sónicos, frente a las que fueron instrumentadas con rotación continua convencional.

Resultados

Al comparar ambas técnicas de instrumentación, logramos evidenciar los siguientes resultados.

En cuanto a la desviación apical relativa, esta fue tomada como la variable principal del estudio porque es la medición más completa y conceptualmente más cercana al desempeño clínico y se analizó según el modo de instrumentación y según el operador por modo como se puede observar en la Tabla 1. El grupo de rotación continua registró una media de 29.17 ± 34.02 px y el grupo de vibración sónica presentó como media 21.35 ± 23.49

Tiempo por conducto

La media en el tiempo que tomó instrumentar por conducto en el grupo de rotación continua fue de 6.72 ± 2.48 segundos. La media en segundos para el grupo de rotación + vibración sónica es de 6.20 ± 2.47 (Tabla 1).

Tiempo acumulado hasta la fractura

El promedio de tiempo registrado hasta la fractura en el grupo de rotación continua fue de 28.06 ± 22.60 segundos y el tiempo en el grupo de rotación continua con vibración sónica fue de 33.71 ± 21.83 (Tabla 1).

Variable	Modo	n	Media	DE	Mínimo	Máximo	IC95% inf	IC95% sup
Desviación apical relativa (px)	Rotación continua	20	29.171	34.021	4.272	130.924	13.248	45.093
Desviación apical relativa (px)	Vibración sónica	20	21.326	23.486	5.000	92.655	10.334	32.318
Tiempo por conducto (s)	Rotación continua	16	6.715	2.480	3.620	11.360	5.393	8.037
Tiempo por conducto (s)	Vibración sónica	18	6.202	2.472	3.220	11.190	4.973	7.431

Tiempo acumulado / TTF sumatoria (s)	Rotación continua	20	28.057	22.601	4.740	78.530	17.479	38.635
Tiempo acumulado / TTF sumatoria (s)	Vibración sónica	20	33.712	21.825	5.610	80.260	23.497	43.927

Tabla 1 Resultados descriptivos por modo. Datos representativos de una medición por diente. Fuente: Datos propios.

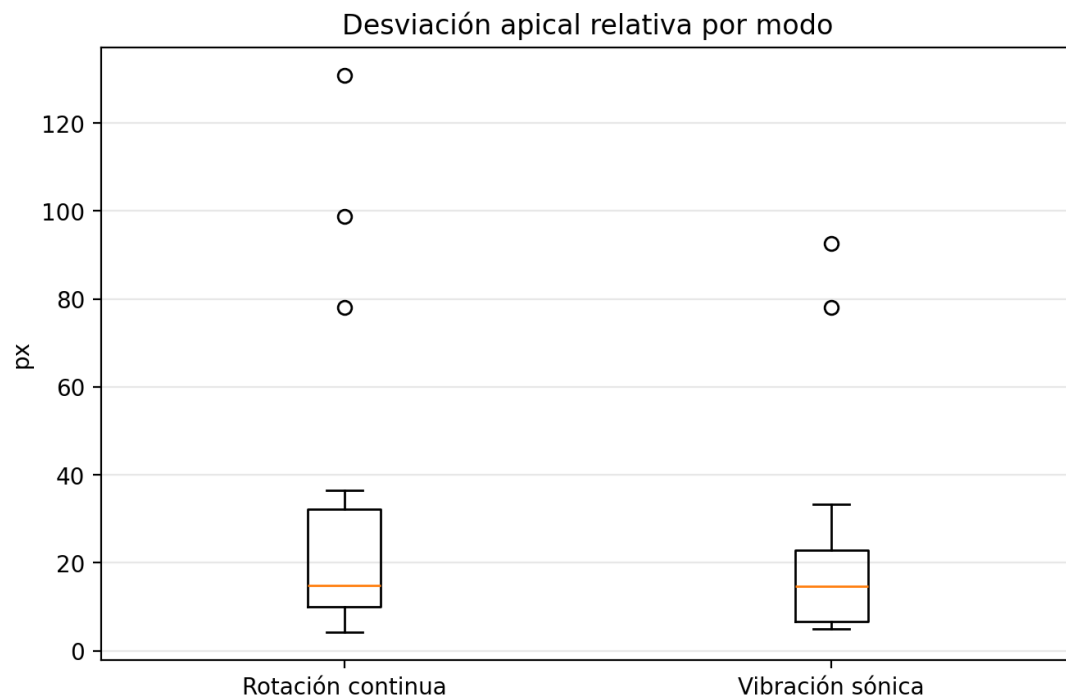


Figura 17. Desviación apical relativa por modo. Muestra un fallo en la normalidad pues existen datos muy dispersos. Fuente: Datos propios.

La dispersión es alta en ambos grupos y la desviación muestra colas largas, esto explica el fallo de normalidad y la decisión de utilizar métodos analíticos como **Shapiro-Wilk** y **Levene**.

A su vez, se analizó categóricamente la desviación apical analizando las radiografías iniciales y finales (Tabla 2). Y como resultados el grupo de rotación continua presenta 6 desviaciones de grado alto, 5 de grado bajo y 9 moderado. Y en el grupo de instrumentación con rotación más vibración sónica se presentaron 5 de grado alto, 8 de grado bajo y 7 de grado moderado.

Modo	Categoría de desviación	N
Rotación continua	Alta	6
Rotación continua	Baja	5
Rotación continua	Moderada	9
Vibración sónica	Alta	5
Vibración sónica	Baja	8
Vibración sónica	Moderada	7

Tabla 2 Categorías de la desviación apical según el modo de instrumentación. Se categorizaron ambos grupos (rotación continua y vibración sónica) en desviación Alta, Moderada y Baja. Fuente: Datos propios.

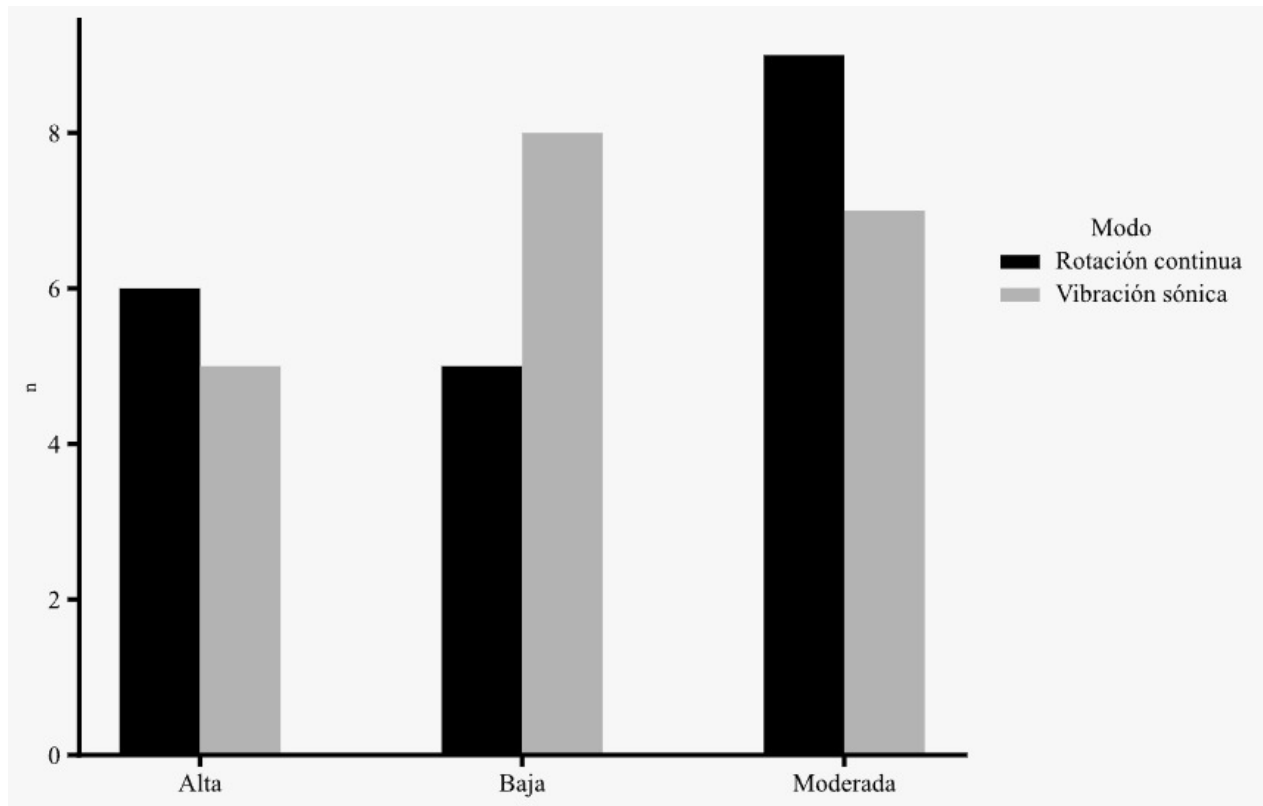


Figura 18. Categorías de desviación por modo. Se analizó si la desviación apical era mayor en uno de los dos grupos muestra.

Fuente: Datos propios.

Se analizó mediante ANOVA exploratorio de 2 factores (operador, modo e interacción) para detectar si el operador influyó sobre los resultados obtenidos y se concluyó en que el efecto del operador fue muy marcado para tiempo por conducto y para tiempo acumulado, pero no para desviación apical, lo cual sugiere que la diferencia en los tiempos de instrumentación se debe a la heterogeneidad del operador, no al modo de instrumentación (Tabla 3).

Variable	Efecto	df efecto	df error	F	p	Eta cuadrado parcial
Desviación apical relativa (px)	Operador	1.000	36.000	0.382	0.540	0.011
Desviación apical relativa (px)	Modo	1.000	36.000	0.707	0.406	0.019
Desviación apical relativa (px)	Operador × Modo	1.000	36.000	0.935	0.340	0.025
Tiempo por conducto (s)	Operador	1.000	30.000	81.792	0.000	0.732
Tiempo por conducto (s)	Modo	1.000	30.000	1.270	0.269	0.041
Tiempo por conducto (s)	Operador × Modo	1.000	30.000	0.032	0.860	0.001
Tiempo acumulado / TTF sumatoria (s)	Operador	1.000	36.000	13.535	0.001	0.273
Tiempo acumulado / TTF sumatoria (s)	Modo	1.000	36.000	0.850	0.363	0.023
Tiempo acumulado / TTF sumatoria (s)	Operador × Modo	1.000	36.000	0.340	0.564	0.009

Tabla 3 Efecto del operador (exploratorio).

Se analizaron las tres variables cuantitativas: desviación apical relativa en píxeles, el tiempo por conducto en segundos, y el tiempo acumulado hasta la fractura en segundos y las comparaciones entre modos no tuvieron diferencias estadísticamente significativas. En la variable principal,

desviación apical, tanto el contraste paramétrico como el no paramétrico coincidieron en la ausencia de diferencias estadísticamente significativas (Tabla 4)

Variable	n	Shapiro W cont	Shapiro W sónica	p ANOVA	p MW	Dif media	IC95% inf	IC95% sup
Desviación apical relativa (px)	20	0.685	0.671	0.401	0.449	7.845	-10.946	26.635
Tiempo por conducto (s)	16	0.899	0.849	0.551	0.408	0.513	-1.221	2.247
Tiempo acumulado / TTF sumatoria (s)	20	0.862	0.943	0.426	0.310	-5.655	-19.878	8.568

Tabla 4 Comparación principal entre modos. Pruebas analíticas Shapiro Wilk, ANOVA y un posthoc de Mann-Whitney U.

Fuente: datos propios.

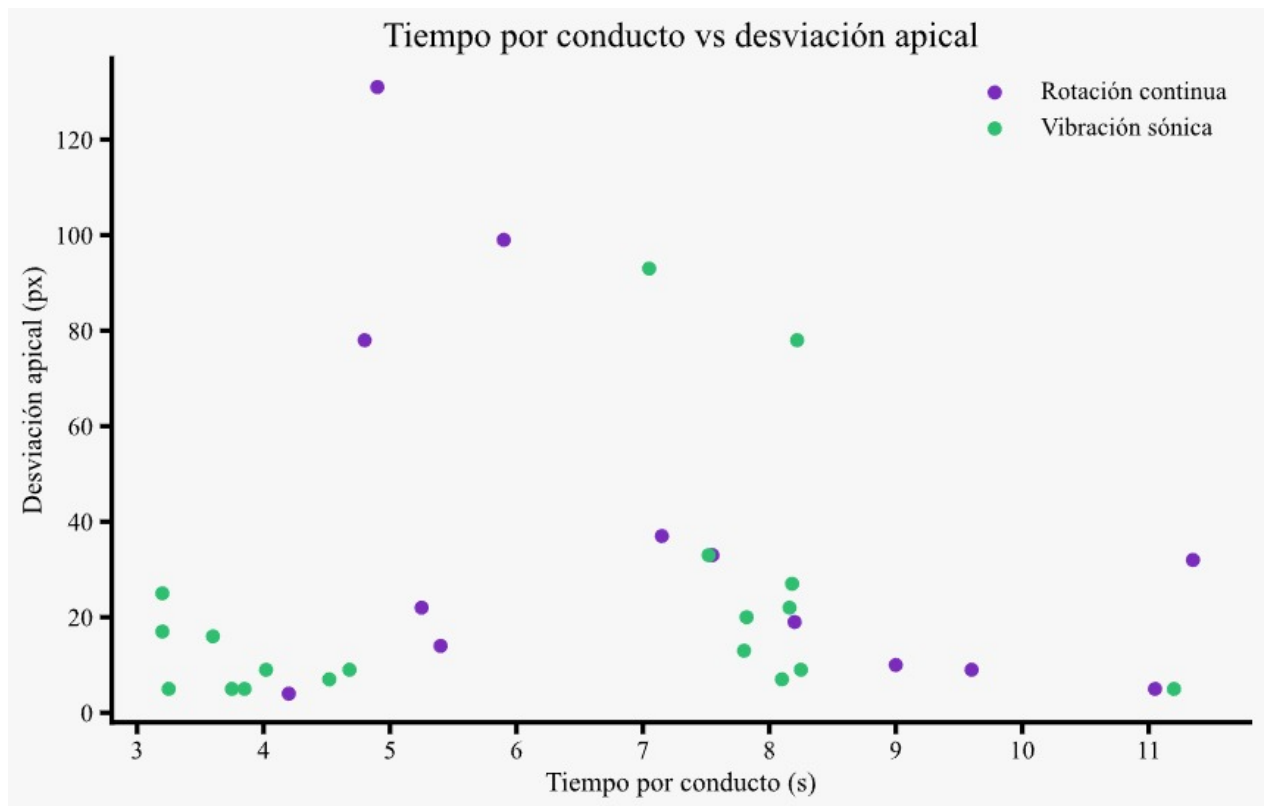


Figura 19. Tiempo por conducto versus desviación apical. Se evidencian algunos datos muy dispersos en ambos grupos. Fuente: Datos propios.

Discusión

El presente estudio evaluó el efecto de la vibración sónica aplicada al movimiento de rotación continua mediante el motor endodóntico 812 MT sobre la resistencia a la fatiga cíclica, la eficiencia de instrumentación y la desviación apical.

Al estudiar la fatiga cíclica en los grupos de rotación continua convencional versus la rotación continua con vibración sónica, los resultados no muestran diferencias estadísticamente significativas para ninguno de los grupos; la ligera diferencia observada entre los grupos (Ver Tablas 5,6,7,8 de Anexos), podría atribuirse al tamaño limitado de la muestra; no obstante, sugiere que el movimiento de vibración no afecta negativamente la integridad de las limas Z4 del sistema BlueShaper Pro®; esto coincide con estudios como los de Gambarini, [2018] o Ramirez-Muñoz et al., [2024] que mencionan que movimientos diferentes a la rotación convencional pueden distribuir la tensión sobre la lima sin alterar negativamente la resistencia a la fatiga cíclica.

Plotino, [2007] y sobre todo Walmsley, [1989] explican este comportamiento atribuyendo a la vibración sónica facilitar el desplazamiento del instrumento a través de las paredes del conducto, y mediante su vibración reduciendo las tensiones sobre todo en la zona de mayor curvatura. Los resultados de este estudio concuerdan con esta hipótesis; sin embargo, se requiere un mayor tamaño muestral para lograr comparar los números de ciclos hasta la fractura y el tiempo hasta la fractura al momento de instrumentar con rotación sónica.

En relación con la eficiencia de instrumentación, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre la rotación continua convencional y la rotación continua asociada a vibración sónica, lo que sugiere que la incorporación del movimiento vibratorio no modifica de forma significativa el desempeño operativo durante el abordaje de conductos curvos bajo las condiciones evaluadas.

No obstante, sí se identificaron diferencias estadísticamente significativas entre operadores, lo cual evidencia la influencia del factor humano sobre el desempeño clínico y podría estar relacionado con variaciones en la experiencia, la destreza manual, la percepción táctil o el manejo del instrumento durante la preparación biomecánica. Este hallazgo es consistente con lo reportado por

Barakat & Almohareb [2022], quienes concluyeron que la experiencia del operador impacta significativamente en el desempeño clínico, sobre todo, en el tiempo que toma la preparación de los conductos y la ocurrencia de errores operatorios. Por lo tanto, la eficiencia operatoria continúa dependiendo en parte de variables asociadas al operador, aspecto que debe considerarse al interpretar los resultados y en el diseño de futuras investigaciones.

El estudio muestra que la desviación del foramen apical no presentó diferencias estadísticamente significativas entre ambos tipos de instrumentación, lo que concuerda con el estudio del doctor Ehrlich, [1989] quien demostró *in vitro* que no había más transportación apical utilizando instrumentación sónica de la época, en comparación a la instrumentación manual. Lo que podría indicar que los movimientos de oscilación de la vibración sónica no comprometen la capacidad de las limas Z4 del sistema BlueShaper Pro® para mantenerse dentro de la trayectoria del conducto radicular.

Estos hallazgos sugieren la viabilidad de futuras investigaciones clínicas orientadas a evaluar el comportamiento de esta tecnología en condiciones *in vivo*.

Las limas BlueShaper Pro® utilizadas en el estudio poseen un tratamiento térmico DualWire (Gold en los primeros 3mm de la punta y Blue en el resto de la lima) lo que promete mejorar la flexibilidad y la resistencia a la fatiga cíclica del instrumento; estas características pudieron contribuir a que no se encontraran diferencias significativas entre los tipos de instrumentación y sobre todo en su capacidad para mantenerse dentro del conducto radicular sin desviar el foramen significativamente.

Las réplicas utilizadas en el estudio de resina 3D permiten una estandarización en la anatomía de los órganos dentarios, pero como limitación carecen de similitud al tejido dentinario y a las condiciones del conducto, a pesar de ello, está demostrado que las réplicas 3D presentan alta similitud anatómica al interior de conductos radiculares naturales y su uso ha sido aprobado en estudios *in vitro* (Ramirez-Muñoz, 2024).

El protocolo y los resultados del presente estudio pueden utilizarse como una pauta para futuros estudios ya que los hallazgos obtenidos sugieren que la incorporación de vibración sónica simultánea a la rotación continua podría representar una alternativa segura para la instrumentación de conductos curvos, sin comprometer la resistencia del instrumento ni la conservación de la

anatomía apical. No obstante, se requieren estudios con mayor tamaño muestral y evaluación clínica in vivo para confirmar estos resultados.

Recomendaciones

Se recomienda ampliar el tamaño de la muestra ya que los resultados en el grupo de instrumentación con vibración sónica parecen tener un impacto favorable marcado en la resistencia a la fatiga cíclica independientemente del operador.

Utilizar como muestra las limas y no los dientes de resina 3D permite estudiar más a fondo la resistencia a la fatiga cíclica, pues se descartaría la lima hasta que se fracture, por lo que se debe obtener una cantidad mucho mayor de réplicas 3D.

Otro campo de oportunidad para el estudio es controlando la técnica de instrumentación con ayuda de equipo como una máquina de compresión y tensión donde se pueda controlar la fuerza y velocidad con que se introduce la lima dentro del conducto.

A su vez se recomienda realizar más estudios con otras limas de Ni-Ti para observar su comportamiento al momento de instrumentar conductos curvos con vibración sónica.

Futuras investigaciones podrían evaluar el efecto de la vibración sónica durante la instrumentación utilizando el motor endodóntico 812MT en dientes naturales con diferentes pero estandarizados, grados de curvatura; con diferentes anatomías, siempre empleando irrigación continua y desarrollando el estudio con variabilidad de destreza del operador.

Conclusiones

El empleo de vibración sónica al momento de instrumentar los conductos con el motor endodóntico 812MT no produjo diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fatiga cíclica de las limas Z4 del sistema BlueShaper Pro® en comparación con la rotación continua convencional, aunque sí arrojó tiempos hasta la fractura mayores.

La desviación apical relativa al momento de instrumentar los conductos con vibración sónica no mostró resultados con diferencias estadísticamente significativas, lo que apunta a que las limas Z4 del sistema Blue Shaper Pro, no pierden la capacidad de mantener la anatomía original del conducto incluso en casos curvos.

El tiempo de instrumentación por conducto no mostró diferencias estadísticamente significativas entre ambos modos de instrumentación; la única diferencia mostrada fue entre la destreza de los operadores. Sin embargo, aunque hubiera mayor tiempo de instrumentación, esto no repercute en la desviación del foramen apical.

Este estudio sirve como piloto para futuros estudios más amplios sobre el impacto de la vibración sónica al momento de instrumentar conductos implementando limas modernas con aleaciones y tratamientos térmicos que puedan respetar la anatomía original del conducto radicular y posiblemente potenciar la eficiencia de corte en situaciones clínicas complejas como lo son conductos estrechos o con curvaturas pronunciadas.

Anexos

Muestra	Tiempo x conducto	TTF	NCF
A1		4,74	
A2	4,66	9,4	
A3	4,75	14,15	
A4	5,23	19,38	
A5	4,21	23,59	
A6	4,89	28,48	237,33
A7		5,46	
A8	5,4	10,86	
A9	3,62	14,48	
A10	4,87	19,35	

Tabla 5 Datos en crudo obtenidos del grupo de “Rotación continua del Dr. Williams”: Nombre de la muestra, tiempo por conducto en segundos, tiempo sumatorio hasta la fractura, número de ciclos hasta la fractura. Fuente: datos propios.

Muestra	Tiempo x conducto	TTF	NCF
A11		8,72	
A12	9,58	18,3	
A13	11,05	29,35	
A14	8,19	37,54	
A15	7,16	44,7	
A16	7,51	52,21	
A17	9,05	61,26	
A18	11,36	72,62	
A19	5,91	78,53	654,42
A20		8,02	

Tabla 6 Datos en crudo obtenidos del grupo de “Rotación continua de la Dra. Karla”: Nombre de la muestra, tiempo por conducto en segundos, tiempo sumatorio hasta la fractura, número de ciclos hasta la fractura. Fuente: datos propios.

Muestra	Tiempo x conducto	Sumatoria
B1		5,61
B2	3,62	9,23
B3	4,02	13,25
B4	4,52	17,77
B5	3,29	21,06
B6	3,75	24,81
B7	7,52	32,33
B8	3,82	36,15
B9	3,23	39,38
B10	3,22	42,6

Tabla 7 Datos en crudo obtenidos del grupo de “Vibración sónica del Dr. Williams”: Nombre de la muestra, tiempo por conducto en segundos, tiempo sumatorio hasta la fractura, no se obtuvo valor para el número de ciclos hasta la fractura. Fuente: datos propios.

Muestra	Tiempo x conducto	Sumatoria
B11		5,61
B12	8,2	13,81
B13	8,15	21,96
B14	7,79	29,75
B15	11,19	40,94
B16	7,04	47,98
B17	7,8	55,78
B18	8,16	63,94
B19	8,08	72,02
B20	8,24	80,26

Tabla 8 Datos en crudo obtenidos del grupo de “Vibración sónica de la Dra. Karla”: Nombre de la muestra, tiempo por conducto en segundos, tiempo sumatorio hasta la fractura, no se obtuvo valor para el número de ciclos hasta la fractura. Fuente: datos propios.

Referencias Bibliográficas

1. Sanchez E. Zar4endo.com. [Online]; 2024. Acceso 26 de agosto de 2025. Disponible en: <https://zarc4endo.com/blueshaper-pro-endodoncia-dual-wire/#:~:text=Caracter%C3%ADsticas%20innovadoras:,fiable%20y%20de%20larga%20duraci%C3%B3n.>
2. Guilin Woodpecker Medical Instrument Company. Woodpecker. [Online]; 2014. Acceso 29 de agosto de 2025. Disponible en: <https://www.glwoodpecker.com/#/pcdetails?e=411&type=pc>.
3. Woodpecker. 812MT Endo Motor and Apex Locator Instruction Manual.
4. Sarc4Endo S.A. <https://zarc4endo.com/>. [Online]; 2023. Acceso 31 de enero de 2026. Disponible en: <https://zarc4endo.com/en/productos/blueshaper-pro/>.
5. Berman L, Hargreaves K. Vías de la Pulpa. 12th ed. Rotstein I, editor.: Elsevier; 2022.
6. Schindelin J, Preibisch S, Schmid B, Cardona A. Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. *Nature Methods*. 2012; 9(7): p. 671-675. Doi: 10.1038/nmeth.2019
7. Pedullà E, Naji K, Simone C, Giusy RMLR, Hamdi J, Youssef H, et al. Torsional, Static, and Dynamic Cyclic Fatigue Resistance of Reciprocating and Continuous Rotating Nickel-Titanium Instruments. *Journal of Endodontics*. 2022; 48(11). 1421-1427. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2022.08.005>
8. Ehrlich D, Boyer T, Hicks L, Jr. GP. Effects of Sonic Instrumentation on the Apical Preparation of Curved Canals. *Journal of Endodontics*. 1989; 15(5), 200–203. [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(89\)80235-3](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(89)80235-3)
9. Karumuri SK, Rastogi T, Beeraka K, Penumatcha MR, Olepu SR. Ultrasound: A Revenant Therapeutic Modality in Dentistry. *Journal of Clinical an Diagnostic Research*. 2016; 10(7). <https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/18584.8190>

10. Walmsley AD, Lumley PJ, Laird WRE. The oscillatory pattern of sonically powered endodontic files. *International Endodontic Journal*. 1989; 22, 125–132. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.1989.tb00910.x>
11. Plotino G, Grande N, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *International Endodontic Journal*. 2012; 45, 614–618. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2012.02015.x>
12. Srivastana S. Root Canal Instrumentation: Current Trends and Future Perspective. *Cureus*. 2024; 16(4). <https://doi.org/10.7759/cureus.58045>
13. Reynette C, Gless R, Davril J, Martrette JM, Mortier É, Balthazard R, et al. Influence of endodontic motors on the behavior of root canal shaping instruments: an in vitro comparative study. *BDJ Open*. 2023; 9(51).
14. Gambarini G, Piasecki L, Miccoli G, Gaimari G, Giorgio RD, Nardo DD, et al. Classification and Cyclic Fatigue Evaluation of New Kinematics for Endodontic Instruments. *Australian Endodontic Journal*. 2018. 45(2), 154–162. <https://doi.org/10.1111/aej.12294>
15. Gavini G, Santos Md, Caldeira CL, Machado MEdL, Freire LG, Iclecias EF, et al. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*. 2018; 32(suppl 1), e67. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067>
16. Ramirez Muñoz A, Escribano Capdevila M, Navarrete N, Gaya C.S., Salamanca Ramos M, Seltenerich O, et al. Comparative Micro-CT Analysis of Minimally Invasive Endodontic Systems Using 3D-Printed Replicas and Natural Teeth. *Materials*. 2024; 17(5279). <https://doi.org/10.3390/ma17215279>
17. Plotino G, Cornelis P, Grande N, Somma F. Ultrasonics in Endodontics: A review of the Literature. *Journal of Endodontics*. 2007; 33(2), 81–95. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2006.10.008>
18. Aparicio J, Mendez P, Malvicini G, Grandini S, Gaeta C, Guerrero APG, et al. Multimodal Evaluation of Three NiTi Rotary Systems: Clinical Simulation, Mechanical Testing, and Finite Element Analysis. *Dentistry Journal*. 2025; 13(368). <https://doi.org/10.3390/dj13080368>

19. Pedro-Muñoz AD, Rico-Romano C, Sánchez-Llobet P, Montiel-Company JM, Mena-Álvarez. J. Cyclic Fatigue Resistance of Rotary versus Reciprocating Endodontic Files: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Clinical Medicine*. 2024; 13(882). <https://doi.org/10.3390/jcm13030882>
20. Gavini G, Machado MdS, Lima MEd, Freire, Gonzales L, Iglecias EF, et al. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*. 2018; 32(e67). <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067>
21. Pedulla E, Savio FL, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, Rosa GL, et al. Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining. *Journal of Endodontics*. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.10.004>
22. Schneider CA, Rasband WS, Eliceiri KW. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nature Methods*. 2012; 9(7): p. 671-675. <https://doi.org/10.1038/nmeth.2089>
23. Dablanca-Blanco AB, Castelo-Baz P, Miguéns-Vila R, Álvarez-Novoa. P. Endodontic Rotary Files, What Should an Endodontist Know? *Medicina*. 2022; 58(719). <https://doi.org/10.3390/medicina58060719>
24. Ng YL, Mann V, Rahbaran S, Lewsey J, Gulabivala K. Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature. Part 1: effects of study characteristics on probability of success. *International Endodontic Journal*. 2007; 40(12): p. 921-939.
25. Mushtaq A, Alsanafi S, Elmsmari F, González JA, Garcia-Font M, Sans FA, et al. Effect of root canal filling techniques and materials on endodontic treatment outcomes: a systematic review and meta analysis. *Scientific Reports*. 2026; 16(9552).
26. Grande N, Castagnola R, Minciocchi I, Marigo L, Plotino. G. A review of the latest developments in rotary NiTi technology and root canal preparation. *Australian Dental Journal*. 2023; 68(1).

27. Ehrlich, A. D., Boyer, T. J., Hicks, M. L., & Pelleu, G. B., Jr. (1989). Effects of sonic instrumentation on the apical preparation of curved canals. *Journal of Endodontics*, 15(5), 200–203. [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(89\)80235-3](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(89)80235-3)
28. Chenail, B. L., & Teplitsky, P. E. (1985). Endosonics in curved root canals. *Journal of Endodontics*, 11(9), 369–374. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(85\)80022-4](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(85)80022-4)
29. Barakat, R. M., & Almohareb, R. A. (2022). Conservative preparation of curved root canals using novel nickel-titanium instruments: influence of operator experience. *Heliyon*, 8(12), e11939. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e11939>