



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
MAESTRÍA EN ENDODONCIA

“Evaluación de resistencia a la fatiga cíclica de tres sistemas de instrumentación en conductos curvos simulados”

AUTOR:

C.D. MARÍA JOSÉ MARTÍNEZ ÁLVAREZ

Tesis presentada para obtener el grado de:

MAESTRO EN ENDODONCIA

DIRECTOR: Claudia Edith Dávila Pérez, PhD

CO-DIRECTOR: Fernando Torres Méndez, PhD

ASESOR: Juana Guadalupe Mendoza Zapata, MsC

ASESOR: Ana Erika Ochoa Alfaro, PhD

San Luis Potosí, S.L.P., México. Junio 2022



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
MAESTRÍA EN ENDODONCIA

“Evaluación de resistencia a la fatiga cíclica de tres sistemas de instrumentación en conductos curvos simulados”

C.D. MARÍA JOSÉ MARTÍNEZ ÁLVAREZ

Tesis presentada para optar por el título de Maestro en Endodoncia

JUNIO 2022

Maestría en Endodoncia, UASLP, México, Todos los derechos reservados

DIRECTOR: Claudia Edith Dávila Pérez, PhD

CO-DIRECTOR: Fernando Torres Méndez, PhD

ASESOR: Juana Guadalupe Mendoza Zapata, MsC

ASESOR: Ana Erika Ochoa Alfaro, PhD

San Luis Potosí, S.L.P. México. Junio 2022.



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
MAESTRÍA EN ENDODONCIA

“Evaluación de resistencia a la fatiga cíclica de tres sistemas de instrumentación en conductos curvos simulados”

Tesis presentada para optar por el título de Maestro en Endodoncia

JUNIO 2022.

Maestría en Endodoncia, UASLP, México, Todos los derechos reservados

DIRECTOR: Claudia Edith Dávila Pérez, PhD
Profesor – Investigador
Maestría en Endodoncia
Facultad de Estomatología, UASLP
San Luis Potosí, San Luis Potosí, México

CO-DIRECTOR: Fernando Torres Méndez, PhD
Profesor – Investigador
Maestría en Endodoncia
Facultad de Estomatología, UASLP
San Luis Potosí, San Luis Potosí, México

ASESOR: Juana Guadalupe Mendoza Zapata, MsC
Profesor – Investigador
Facultad de Enfermería, UASLP
San Luis Potosí, San Luis Potosí, México

ASESOR: Ana Erika Ochoa Alfaro, PhD
Profesor – Investigador
Facultad de Ciencias Químicas, UASLP
San Luis Potosí, San Luis Potosí, México



“Evaluación de resistencia a la fatiga cíclica de tres sistemas de instrumentación en conductos curvos simulados”

Trabajo de grado aprobado para su presentación en el nombre de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Facultad de Estomatología, Maestría en Endodoncia, por los siguientes asesores:

PhD. Claudia Edith Dávila Pérez

PhD. Fernando Torres Méndez

MsC. Juana Guadalupe Mendoza Zapata

PhD. Ana Erika Ochoa Alfaro

San Luis Potosí, S.L.P, México. Junio 2022.



“Evaluación de resistencia a la fatiga cíclica de tres sistemas de instrumentación en conductos curvos simulados”

Trabajo de grado aprobado para su presentación en el nombre de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Facultad de Estomatología, Maestría en Endodoncia, por los siguiente jurado.

PhD. Norma Verónica Zavala Alonso

PhD. Claudia Edith Dávila Pérez

PhD. Jairo Mariel Cárdenas

San Luis Potosí, S.L.P, México. Junio 2022



“Evaluación de resistencia a la fatiga cíclica de tres sistemas de instrumentación en conductos curvos simulados”

Dr. Ricardo Martínez Rider
Director de la Facultad de Estomatología

Dra. María Verónica Méndez González
Coordinadora de la Maestría en Endodoncia

Dra. Yolanda Hernández Molinar
Jefe de la División de Posgrados de la Facultad de Estomatología

San Luis Potosí, S.L.P, México. Junio 2022.

DEDICATORIA

Al **Señor de la misericordia**, que me ha acompañado a lo largo de mi vida, que me ha dado la fortaleza y la paciencia para llegar hasta aquí.

A **toda mi familia**, pero especialmente quiero dedicarles esta etapa de mi vida a:

Mi **mami, Gloria Álvarez**, que por y para ella es este logro. Sin su apoyo definitivamente no habría sido posible. Mami, sabes que eres mi más grande pilar; le agradezco a Dios por tenerte como madre, como ejemplo y como guía. Sé que esto es un logro más para ambas y que vamos por más, te amo.

A **mi papi**, que es el ángel que siempre me cuida y me abre mil puertas desde allá arriba, sé que estas muy orgulloso de mi, papi, y te dedico este y todos mis logros, lo sabes.

A **Florita**, que siempre fue y será mi ejemplo de perseverancia, de amor al trabajo y resiliencia. Te quiero tanto Florita, sé que si estuvieras aquí gritarías de emoción que esa es tu nieta favorita. Gracias por darme y enseñarme tanto.

AGRADECIMIENTO

A **Dios**, que me ha permitido llegar hasta aquí, dándome sabiduría, amor, paciencia y dedicación.

A mi **mami**, que sin ella nada de esto habría sido posible, por su amor, dedicación, paciencia y por creer en mi desde el minuto uno.

A mi **hermano**, que siempre está ahí siendo uno de mis mejores porristas, mi compañero de vida a lo largo de esta travesía. No sabes lo mucho que le agradezco a Dios y a la vida por tenerte como hermano. Te amo.

A mi **mejor amigo, Esdras**, que es mi hermano de otra madre, que está siempre apoyándome en cada etapa de mi vida y en la cual no fue la excepción. Esdras, sabes que eres mi top en todo y me inspiras a ser mejor cada día, mil gracias por confiar ciegamente en mí. Te adoro.

A mi **tillín**, siempre que sabe que le estoy eternamente agradecida por cuidar siempre de mi Lailita con tanto amor en este camino.

A mi **lailita** por esperarme con tanto amor y resivirme con alegría cada vez que me iba y regresaba a casa.

A mi **directora de tesis, la Dra. Claudia Dávila** y mi CO-director **el Dr. Fernando Torres** por su apoyo incondicional, su sabiduría, paciencia y constancia.

A **Fer García**, por el apoyo incondicional en esta etapa, por tu paciencia, dedicación y compañía, por tu cariño y por estar siempre ahí. Sabes que este logro también es tuyo. Te quiero muchísimo.

A la **generación E-29**, por estar siempre ahí y formar parte de esta bonita aventura juntos. Vivan, crezcan y sigan disfrutando de la vida que para eso estamos.

A mis instructores de clínica la **Dra. Clau, Duqui, Fernando, Karlita y Lupita**, por su paciencia, dedicación, sus tips y su cariño hacia nosotros.

En especial a **Duqui** que siempre fue mi más grande consejero y amigo durante este proceso, gracias por cada consejo, por cada risa y por ser mi cómplice en cada una de mis locuras. Sabes que eres mi sensei. Te quiero padrino.

A **Rebe Mejía**, mi niña muchas gracias por las pláticas, por los consejos, por las historias clínicas y por estar siempre ahí. Sabes que te quiero muchísimo, aunque no sea tu conexión.

A mi conexión, **Dani Tello**, por tus abrazos, tu cariño, tu paciencia, tus consejos y tu bonita letra a lo largo de este tiempo. Te quiero muchísimo.

A **Memín**, por estar las risas, las aventuras y la bonita amistad que construimos, sabes que te deseo lo mejor del mundo mi niño. Te quiero mucho.

A **Maribel** y a **Hildita** por brindarme todo su apoyo, su comida, risas y chismecito rico.

A **Maribel Gutiérrez**, por tu paciencia, sentido del humor y tus ganas de apoyarnos en todo. (También por las comidas y chismecito con las otras 2 de arriba).

A **Luicita** y **Angie**, por apoyarnos incondicionalmente en clínica, sin su apoyo nada sería posible.



Evaluación de resistencia a la fatiga cíclica de tres sistemas de instrumentación en conductos curvos simulados by María José Martínez Álvarez is licensed under a [Creative Commons Reconocimiento-SinObraDerivada 4.0 Internacional License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/).

ÍNDICE

1	RESUMEN	1
2	INTRODUCCIÓN	3
3	MARCO TEÓRICO	4
3.1	Antecedentes	4
3.2	Conformación o instrumentación	6
3.3	Componentes de los instrumentos	7
3.4	Tratamiento termomecánico de la aleación Níquel-Titanio	8
3.5	Movimiento recíprocante	11
3.6	Características de la fractura	12
3.7	Dispositivos para evaluar fatiga	13
3.7.1	Bloques de metal con ranuras.....	13
3.7.2	Rotación contra un plano inclinado	14
3.7.3	Tubo de metal curvo.....	15
3.7.4	Curva en tres puntos	16
3.8	Descripción de instrumentos	16
3.8.1	Wave One® GOLD.....	16
3.8.2	Reciproc® blue.....	18
3.8.3	Endostar E3 Azure	19
4	JUSTIFICACIÓN	24
2.1	Pregunta de investigación	24
5	OBJETIVOS	25
5.1	Objetivo general	25
5.2	Objetivos específicos	25
6	HIPÓTESIS	26

[Escriba aquí]

7	METODOLOGÍA.....	27
7.1	Lugar de realización	27
7.2	Diseño de estudio	27
7.3	Criterios de selección.....	27
7.3.1	Criterios de inclusión	27
7.3.2	Criterios de exclusión	27
7.4	Definición conceptual y operacional de las variables.....	28
7.4.1	Variable independiente.....	28
7.4.2	Variable dependiente.....	28
7.5	Análisis estadístico.....	29
7.5.1	Número de muestra.....	29
8	CONSIDERACIONES ÉTICAS	31
9	FASE EXPERIMENTAL	32
9.1	Fase 1	32
9.2	Fase 2.....	32
9.3	Fase 3.....	35
9.4	Fase 4.....	36
9.5	Fase 5.....	36
10	RESULTADOS.....	37
10.1	Fase 1.....	37
10.2	Fase 2.....	39
10.3	Fase 3.....	40
10.4	Fase 4.....	41
10.5	Fase 5.....	43
11	DISCUSIÓN.....	45
12	CONCLUSIONES.....	50

13	PERSPECTIVAS.....	51
14	BIBLIOGRAFÍA.....	52

1 RESUMEN

Introducción: El objetivo principal de la endodoncia es disminuir la carga bacteriana y conformar el sistema de conductos. Uno de los principales obstáculos durante la conformación es la separación de los instrumentos. Por lo que las nuevas modificaciones a las aleaciones Níquel-Titanio han repuntado y renovado la instrumentación en el tratamiento de conductos radiculares. Dado lo anterior, es relevante evaluar la capacidad de resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos con el fin de conocer sus nuevas características y las condiciones de estos para su uso clínico.

Objetivo: Evaluar la resistencia a la fractura por fatiga cíclica de Reciproc® blue, Endostar E3 Azure y WaveOne® GOLD, en conductos curvos simulados.

Metodología: Se utilizaron 15 limas de cada sistema de instrumentación que fueron probadas en un dispositivo destinado para evaluar la resistencia a la fractura por fatiga cíclica, la cual contiene una platina con un conducto curvo simulado en una angulación de 90° y un radio de 2mm. Todos los instrumentos fueron evaluados con este dispositivo, se contabilizó el tiempo y número de ciclos hasta el momento de la fractura, posterior a esto se midieron los fragmentos separados. Se realizó el análisis de la composición química de los instrumentos mediante ICP-OES. Los resultados se analizaron con el programa SPSS, con un nivel de significancia de $p < 0.05$; realizando la prueba de Kolmogórov-Smirnov, para determinar la normalidad de los datos y la prueba de ANOVA o Kruskal-Wallis, para determinar la diferencia de las medias entre los sistemas de instrumentación en cuanto a la resistencia a la fractura por fatiga cíclica.

Resultados: Las limas Reciproc® blue mostraron una mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica ($p < 0.05$). Endostar E3 Azure tuvo un mayor número de ciclos que WaveOne® GOLD ($p < 0.05$). No hubo diferencia significativa en la longitud de los fragmentos separados ($p < 0.05$). El sistema Reciproc® blue presentó un porcentaje mayor de aleación NiTi, 54.94% de Ni y 43.93% de Ti.

Conclusión: El sistema de instrumentación Reciproc® blue tuvo una mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica en comparación con Endostar E3 Azure y WaveOne® GOLD respectivamente, así como una aleación más rica en NiTi (98.97%).

2 INTRODUCCIÓN

La presencia de bacterias dentro del espacio del conducto radicular es la causa más común de la patología endodóntica. Por lo tanto, el objetivo principal de la endodoncia es bajar la carga bacteriana y conformar el sistema de conductos. Uno de los principales obstáculos durante la conformación es la separación de los instrumentos: Terauchi, en 2016 afirmó que la incidencia de fractura o separación de un instrumento tiene un amplio rango que oscila de un 0.4 a 21%, comprometiendo el pronóstico del tratamiento. Por lo que las nuevas modificaciones a las aleaciones níquel-titanio han repuntado y renovado la instrumentación en el tratamiento de conductos radiculares, con el objetivo de otorgarle una mayor seguridad al operador durante su tratamiento. Una de las principales ventajas de un instrumento rotatorio es el disminuir el riesgo de separación, además la combinación de nuevos movimientos. La disminución del tiempo de trabajo, la accesibilidad en el mercado y los mejores precios han aumentado la tasa de éxito de los tratamientos de conductos.

El objetivo de este estudio es evaluar y comparar la resistencia a la fractura por fatiga cíclica de Reciproc® blue, Endostar E3 Azure y WaveOne® GOLD en conductos curvos simulados.

3 MARCO TEÓRICO

3.1 Antecedentes

En 1756 Pierre Fauchard, describe instrumentos de endodoncia a base de una cuerda de piano recocida, cortada a longitudes adecuadas y montadas en mangos. Posteriormente, en 1838 Edward Maynard, usó resortes de reloj creando con una mayor finura el primer instrumento endodóntico con el fin de limpiar y ensanchar el conducto radicular (1).

El concepto de lima, no obstante, fue introducido hasta 1904 cuando Kerr Manufacturing Company lanza por primera vez al mercado lo que podría considerarse el primer instrumento de uso exclusivo en endodoncia, llevando por nombre limas tipo K y escariadores tipo K. Una innovación para la época se dio en 1940, cuando la empresa sueca Sendoline, en colaboración con el médico sueco Gustav Hedström, fabrican las limas tipo H en forma de tornillo de madera, creando una nueva alternativa para la conformación de conductos radiculares (2).

Durante años, estos instrumentos fueron fabricados a base de acero de carbono y eran numerados del uno al seis, donde cada número consecutivo era mayor al anterior. Sin embargo, cada empresa tenía su propia forma de producir los instrumentos y no había correlación entre las diferentes marcas (2). Debido a esto, en 1955 John Ingle y Levine proponen la estandarización de los instrumentos de endodoncia, pero no fue hasta 1958 en la Segunda Conferencia de Endodoncia celebrada en Filadelfia, donde logran la aprobación para la estandarización de instrumentos y materiales endodónticos; la cual fue respaldada en 1962 por la AAE (American Association of Endodontists), formando parte de la ISO (International Standards Organization) en 1970 (1).

Un parteaguas en el material utilizado para la fabricación de instrumentos se originó en 1959, cuando Walliam J. Buehler descubre, en el Laboratorio de Artillería Naval de EE. UU., la aleación Níquel-Titanio: “metal con memoria”, el cual llamaron Nitinol, acrónimo de níquel (Ni), titanio (Ti) y laboratorio de artillería naval (nol). La aleación

de NiTi utilizada en endodoncia contiene aproximadamente 56% en peso de níquel y 44% en peso de titanio, lo que lo hace casi equiatómica (2), pero no fue hasta 1988 que Harmeet Walia, William A. Brantley y Harold Gerstein, introducen al mercado instrumentos manuales de Níquel-Titanio, fabricados con alambre de ortodoncia (4,5).

En 1991 el Dr. John McSpadden, diseñó el primer instrumento rotatorio de NiTi con conicidad 0.02 (5). Poco tiempo después, en 1994 Ben Johnson introduce una línea de limas que se conoció como serie cónica ProFile 0.04; le siguieron las conicidades ProFile 0.06 y las “Formadoras de orificios”, el cual fue el primer sistema mecanizado que abogó por una técnica de corona hacia abajo pura (Dentsply Tulsa) (2,5).

En 1992 el Dr. Steve Senia y el Dr. William Wildey desarrollan las limas LightSpeed por LigthSpeed Endodontics (5,6). Y en 1996, el Dr. John McSpadden reaparece y desarrolla Quantec por SybronEndo (5,6). Dentsply no se queda atrás y en 1998 el Dr. Steve Buchanan, desarrolla Grater Taper (5,6).

G. Yared, durante el 2007, describe una nueva técnica de preparación de conductos con solo un instrumento rotatorio de NiTi ProTaper F2 utilizado en un movimiento en sentido horario y antihorario (7). En ese mismo año Sportswire, desarrolló un procedimiento termomécanico denominado M-Wire, aumentando significativamente la flexibilidad y la resistencia a la fatiga cíclica del instrumento (2,8). Un año después, SybronEndo desarrolló otro proceso de fabricación para crear un nuevo sistema rotatorio NiTi llamado Twisted File, el tratamiento térmico fue llamado fase-R (8). Poco tiempo después, en el año 2010, se introduce el alambre de memoria controlada CM (8), y en 2011, Dentsply Tulsa Dental presentó ProFile Vortex Blue, que fue el primer instrumento de endodoncia que poseía un distintivo color azul (8).

En términos de movimientos, SybronEndo presentó, en el transcurso del 2013, una nueva tecnología de movimiento adaptativo que permite un movimiento rotatorio o recíprocante de la lima en función de las fuerzas de torsión intraconducto llamado TF Adaptive.

En el 2016, Coltene/Whaledent, presenta Hyflex EDM fabricado con CM Wire (8), y FKG Dentaire en 2018, introduce Max-Wire, aleación termomecánica que combina el efecto de memoria y súper elasticidad en la aplicación clínica (8).

3.2 Conformación o instrumentación

Al desbridamiento químico-mecánico o limpieza del sistema de conductos, ya descrito como remoción del contenido existente en los conductos antes y durante, es llamado conformación e instrumentación(9). Algunos autores consideran que la limpieza mecánica y la conformación del conducto son los pasos más importantes y la base del éxito en el tratamiento de conductos. Siendo que la región apical es considerada en sus últimos 5 mm zona crítica debido a que el ensanchamiento exhaustivo de esta zona puede llegar a transportar el conducto y poner en peligro el pronóstico (9).

Los objetivos principales de la limpieza y conformación del sistema de conductos son:

- Eliminar los tejidos blandos y duros infectados.
- Proporcionar acceso a las soluciones de irrigación y desinfección hasta la zona apical.
- Crear espacio para la colocación de medicamentos y subsiguiente obturación.
- Conservar la integridad de las estructuras radiculares (10).

La limpieza y conformación del sistema de conductos radiculares se logra mediante el uso de instrumentos endodónticos y soluciones de irrigación en condiciones de trabajo asépticas, lo cual se puede realizar con el uso de instrumentos manuales o accionados por un motor que son los rotatorios. Donde en la última década del siglo pasado, dichos instrumentos eran fabricados de acero inoxidable (5). Sin embargo, los instrumentos rotatorios fabricados de Níquel-Titanio han demostrado que son instrumentos muy flexibles y elásticos, lo que significa algo muy valioso para el

tratamiento de conductos radiculares, ya que han eliminado de manera significativa las complicaciones iatrogénicas que se cometían con los instrumentos de acero inoxidable. Los fabricados a base de níquel-titanio han evolucionado para producir un instrumento cortante que sea efectivo con resistencia a la fractura incluso en anatomías desafiantes (5).

3.3 Componentes de los instrumentos

Sección transversal/Cross Sectional: Forma que presenta el instrumento cuando se realiza un corte transversal, afectando la forma de las propiedades físicas de la lima, como la rigidez, flexibilidad y ángulo de corte (11).

Conicidad/Taper: Medida de aumento de diámetro de la parte activa de la lima. En instrumentos estandarizados conforme a ISO la conicidad es de 0.02 mm por cada milímetro de longitud. En la actualidad existe una gran variedad de conicidades. El taper es la conicidad que se otorga al conducto en el momento de la conformación, a mayor conicidad una mejor entrada del irrigante por lo cual mejor desinfección, adaptación de la obturación y menor tracción del instrumento, pero sin excederse porque se puede debilitar demasiado la raíz (12).

Núcleo: Centro sólido de la lima, cuya dimensión está reducida por la profundidad de los esbozos de las zonas de escape, y el diseño del corte transversal de la lima. Se relaciona directamente con la rigidez, flexibilidad y resistencia a la torsión (13).

Punta/Tip: Extremo de la parte activa. Cumple básicamente dos funciones: Ampliar el conducto por acción de corte y guiar a la lima a través de la luz de este. Existen también dos tipos de puntas, de las cuales la inactiva es la más segura porque con ella se reduce la posibilidad de perforaciones por la pasividad de su fuerza de corte, y por otro lado la punta activa que tiene mucho mayor filo de corte en la cúspide y se corre el riesgo de provocar con más facilidad falsas vías.

Pitch: Número de espirales por unidad de longitud a lo largo del instrumento. Al aumentar el pitch disminuye la torsión y la tendencia a la fractura (13).

Superficie radial o guía lateral de penetración/Radial Land: Plano de contacto de la lima con la pared del conducto radicular, que permite que el instrumento al girar se deslice por las paredes dentinarias, proporcionándole la facilidad de ensanchamiento con menor riesgo de fractura (10,14).

Ángulo helicoidal: Formado entre las estrías u hojas cortantes y el eje axial de la lima. Entre mayor sea el ángulo helicoidal, más rápido es el desgaste de la dentina y por lo tanto mayor es el riesgo de que el instrumento se imbrique en las paredes del conducto y se fracture (10,15).

Área de escape: Se encuentran en la sección transversal surcos y/o ranuras que actúan como área de escape para recibir la limalla dentinaria que es producida durante la instrumentación (14,15).

Ángulo de corte o ángulo de incidencia de la hoja de corte/Effective rake angle: Ángulo formado por la arista cortante del instrumento y el radio de la lima cuando esta es seccionada perpendicularmente. En la mayoría de los instrumentos endodónticos el ángulo de incidencia es ligeramente negativo. El ángulo neutro o ligeramente positivo es el ideal para una máxima efectividad (15).

3.4 Tratamiento termomecánico de la aleación Níquel-Titanio

El establecimiento de las propiedades de los instrumentos NiTi están basados en distintos parámetros de su tratamiento térmico. En general, las temperaturas de 400 °C en tiempos reducidos de aproximadamente 1 a 2 minutos, pueden establecer la forma, pero regularmente, los fabricantes de los instrumentos a base de esta aleación prefieren utilizar temperaturas cercanas a los 500 °C durante períodos de más de 5 minutos, por lo tanto, también prefieren enfriamientos rápidos de estos instrumentos, que se llevan a cabo con agua o aire (16).

Los instrumentos de NiTi fabricados con aleación convencional, tienen una fase austenita a temperaturas más altas, pero al someterse a enfriamiento o a tensiones

mecánicas, pueden cambiar a fase martensita, dicha transformación permite una mayor flexibilidad y es llamada **transformación martensítica** (17). Dicha transformación puede ser definida como una “transición estructural desplazada de primer orden con deformación de red cristalina homogénea, esencialmente por un mecanismo de corte” (2). La palabra “desplazamiento” denota que, durante la transformación, los desplazamientos coordinados relativos de los átomos son débiles. La falta de difusión hace que la transformación martensítica sea casi instantánea. Por otro lado, la palabra “homogéneo” hace referencia que a lo largo de la transformación no existe una variación en la composición química y el grado de orden atómico, dado que el movimiento de los átomos es coordinado (18). Esta fase genera deformaciones elásticas que, por lo tanto, son reversibles, no sólo de manera química, sino también en las microestructuras (2).

Para liberar el estrés interno generado durante la transformación martensítica, la martensita se organiza en microestructuras llamadas variantes de martensita (Figura 1), creando un grupo de autoacomodo (reordenamiento coordinado de átomos). Dichas variantes corresponden a cortantes equivalentes orientadas en diferentes direcciones igualmente probables (19) Sin estrés externo, las distintas variables tienen la misma probabilidad y se compensan entre sí. Siendo así, que durante la transformación martensítica no se observa ningún cambio de forma (2)

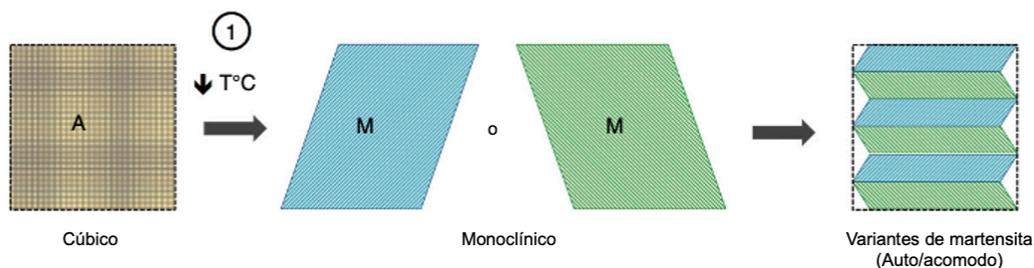


Figura 1. Transformación de austenita (A) a martensita (M) por temperatura y formación de variantes de martensita.

La fase martensítica aumenta la flexibilidad de estos instrumentos tratados con calor y mejora la resistencia a la fatiga cíclica. Las diferentes propiedades mecánicas de

los instrumentos NiTi, van a depender del tratamiento térmico con el que fue tratado, tanto como el tiempo, la temperatura, el historial de procesamiento, la cantidad de trabajo previo en frío y la temperatura de transición de la transformación martensítica (17).

Existen dos tipos de transformaciones de fase NiTi:

- Fase austenítica \leftrightarrow Fase martensítica
- Fase austenítica \leftrightarrow fase R \leftrightarrow Fase martensítica

Estas transformaciones pueden ser inducidas por la temperatura o el estrés (20) o por la combinación de ambas (Figura. 2).

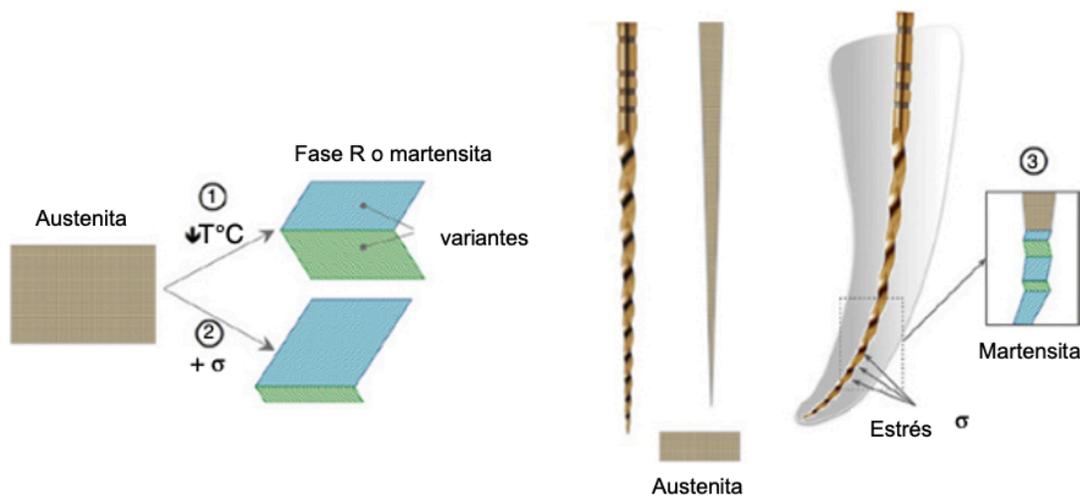


Figura 2. Transformación martensítica: 1) inducida por la temperatura; 2) martensita inducida por estrés (SIM); 3) SIM en una curvatura del conducto radicular (superelasticidad). Fuente: Laurence Jordán.

La transformación estructural es responsable de las propiedades pseudoelásticas de la aleación NiTi, incluidas la memoria de forma y la súper elasticidad. Por otro lado, la fase R puede ser inducida por estrés y tiene las mismas propiedades pseudoelásticas que la martensita termoelástica (2)

3.5 Movimiento recíprocante

La constante búsqueda por parte de clínicos y fabricantes de disminuir el riesgo de separación de los instrumentos rotatorios endodónticos, para lograr que tengan una mayor flexibilidad, reducir el tiempo de trabajo y que sean más resistentes al estrés por flexión como por torsión, han hecho que se realicen ciertos cambios como lo son: el diseño del instrumento, los tratamientos térmicos a los que son sometidas las aleaciones y el uso de distintos tipos de movimientos (21).

En la actualidad, la mayoría de los sistemas son accionados mecánicamente en rotación continua, pero algunos otros disponibles en el mercado son accionados para cortar dentina y liberarse usando ángulos bidireccionales horario/antihorario (H/A) desiguales, intentado evitar posibles fracturas, el cual es llamado movimiento recíprocante (22).

El uso del movimiento recíprocante fue introducido en endodoncia en los años 60's con el sistema Giromatic (MicroMega, Basancon, Francia) (23), seguido de otros como la pieza de mano M4 (Kerr Endodontics, Orange, Ca), NSK TEP-E10 R (Nakanishi Inc, Tokio, Japón) y el sistema Endo-Eze AET (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT) (24). La idea de estos movimientos eran reproducir los movimientos manuales de una cuerda de reloj, pero con mayor eficiencia, apoyado por una mayor velocidad (25), por otro lado, este tipo de movimiento fue utilizado manualmente en 1985, descrito por Roane, como el concepto de fuerzas balanceadas que son pequeños movimientos en sentido horario (H) y en sentido antihorario (AH), lo que puede describirse de mejor manera como "movimiento alternativo" o "reciprocidad" (26).

Aún cuando el movimiento recíproco o alterno se ha utilizado por varios años, fue en 1998 cuando Yared propuso la utilización de un solo instrumento para conformar conductos radiculares (2). Pero este proceso requiere del uso de un movimiento alternativo con angulaciones desiguales en el motor de manera programada. No obstante, en el 2008, realizó investigaciones y puso a prueba dicho movimiento en sistemas de instrumentación a base de níquel-titanio, el cual dio a conocer que el

movimiento alivia el estrés del instrumento en sentido antihorario (acción de corte) y en sentido horario (liberación del instrumento), dándole así mayor resistencia a la fatiga cíclica y mayor durabilidad en comparación al movimiento ya inicial operado en constante rotación de 360° (rotación continua) (7,27).

3.6 Características de la fractura

La aleación metálica NiTi posee memoria de forma, pero al ser flexionada es sometida a la transformación martensítica ya mencionada, alterando su forma original austenítica, la cual, al llevarse más allá de su límite elástico, se fractura. Cuando NiTi es calentada, la fase martensita se transforma en austenita, lo que le da las propiedades de memoria de forma (28), (Figura. 3).

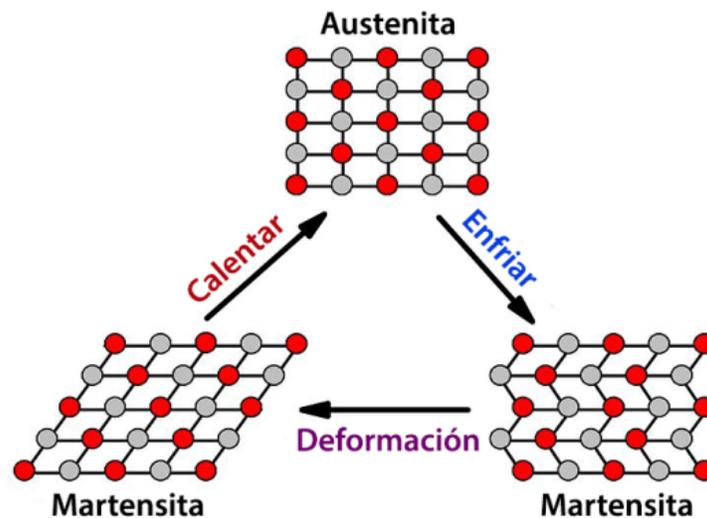


Figura 3. Transformación de Níquel-Titanio en estructura austenita y martensita

A temperatura ambiente, las aleaciones están en forma austenita, que es una estructura cúbica centrada en el cuerpo, pero al enfriarse se convierte en una estructura monoclinica mejor llamada como martensita, debido a una contracción térmica lineal. Una fase intermedia, es decir, la fase R, o "fase romboédrica", se produce al enfriarse antes de que se complete la transformación martensítica (28).

Uno de los principales motivos de la separación o fractura de los instrumentos de NiTi durante su uso es debido a la fatiga cíclica, la cual ocurre debido a que el instrumento gira en un conducto curvo y genera ciclos repetitivos de tensión/compresión que eventualmente conducen a la fatiga del metal (29).

La resistencia a la fractura del instrumento se ve influenciada a partir del proceso de fabricación, ya que pueden mostrar algunas irregularidades y defectos (21). Los instrumentos NiTi pueden fracturarse de manera inesperada durante la instrumentación del conducto radicular, por lo cual la habilidad del clínico para la manipulación y manejo de estos es un punto muy importante (30).

3.7 Dispositivos para evaluar fatiga

Se han descrito distintos métodos con el fin de evaluar la resistencia a la fatiga de manera estandarizada, entre ellos destacan:

- i. Bloques de metal con ranuras.
- ii. Rotación contra un plano inclinado.
- iii. Tubo de metal curvo.
- iv. Curva en tres puntos.

3.7.1 Bloques de metal con ranuras

Haïkels y col., sugirieron esta técnica para evaluar instrumentos a base de acero, la cual fue modificada para evaluar instrumentos rotatorios NiTi. El dispositivo está diseñado a partir de un bloque de metal con ranuras en forma de “V” en diferentes angulaciones, que simulan las curvaturas del conducto radicular. Las curvaturas deben ser diseñadas con el fin de que coincidan con la conicidad y longitud de la lima rotatoria para que pueda girar libremente dentro del conducto artificial (31). Posteriormente, el instrumento rotatorio NiTi se introduce en el bloque de metal para ser evaluado. La lima rotatoria debe ser lubricada para evitar el calentamiento, por el efecto de la fricción con el metal el cual puede alterar su estructura. El Dr. Plotino

confeccionó una platina con canales lo más similares al conducto radicular con un diámetro de 0.2 mm reduciendo así al mínimo las variables (Figura. 4) (32,33).

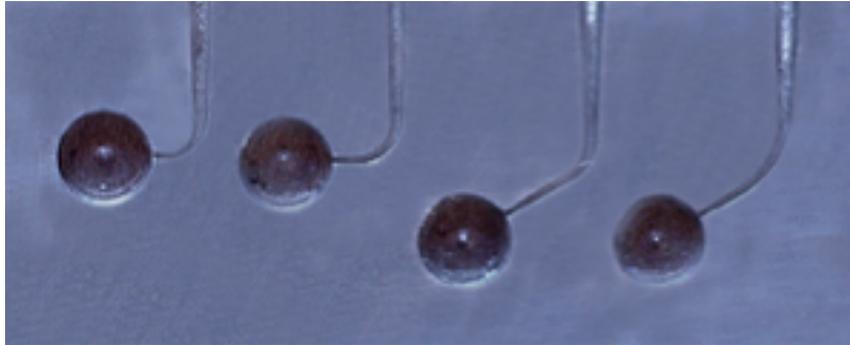


Figura 4. Bloque de metal con ranuras (Conductos radiculares simulados con diferentes tipos de curvaturas). (Plotino, 2009)

3.7.2 Rotación contra un plano inclinado

Superficie de metal pulida, que pose cierta inclinación, la cual ésta determinada por el radio de curvatura del instrumento. Este mecanismo es difícil de realizar porque la inclinación puede variar.

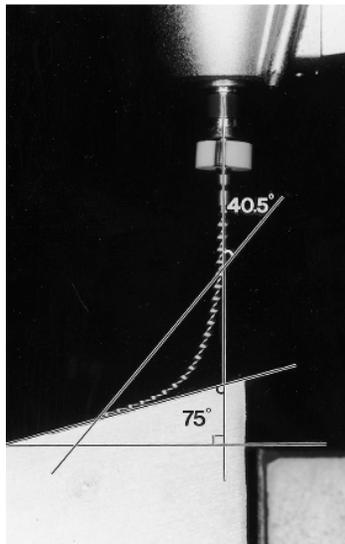


Figura 5. Plano inclinado. Una ranura maquinada en la cara del bloque mantiene la lima en su lugar durante la prueba. (Plotino, 2009)

Algunas de sus desventajas, es que no tiene relación entre el ángulo del plano inclinado y el periodo de vida de fatiga del instrumento. En cambio, una de sus ventajas es su fácil montaje y la incorporación del movimiento de picoteo vertical, pero la amplitud de la deformación superficial es difícil de estimar. Por lo que, no se puede definir una relación exacta entre la supervivencia de fatiga del instrumento y el ángulo del plano inclinado (Figura. 5) (33,34).

3.7.3 Tubo de metal curvo

Es fabricado a partir de un tubo de metal con cierta curvatura, con distintos diámetros el cual tiene como función evaluar la fractura por rotación. Se han utilizado tubos con diámetro de 1mm y de 2mm fabricados con distintos materiales, algunos de vidrio y otros de acero inoxidable(35). Posee una desventaja; el mismo tubo es utilizado siempre para realizar la prueba, lo que implica que un instrumento de calibre pequeño quedaría con un ajuste suelto y, por lo tanto, tendría menor tensión dentro del conducto (Figura. 6) (33,36).

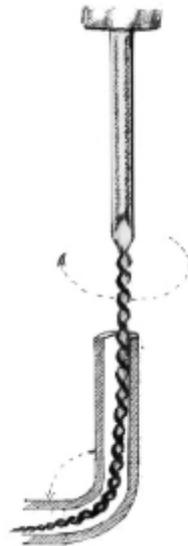


Figura 6. Tubo de metal curvo de vidrio, para pruebas de fatiga de instrumentos. (Plotino 2009)

3.7.4 Curva en tres puntos

Este dispositivo se ha utilizado para imponer una curvatura sobre el instrumento mientras hace rotación. La relación entre la amplitud de tensión de superficie y la supervivencia de fatiga pueden ser determinadas (Figura. 7) (33,37).

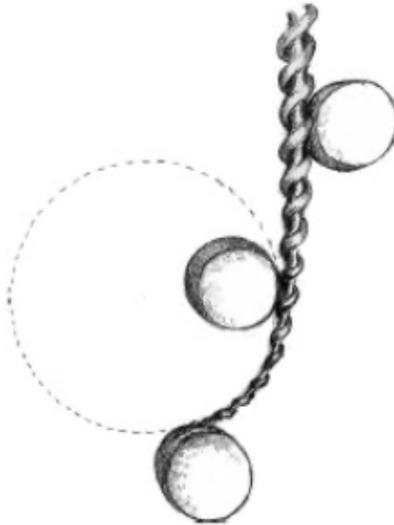


Figura 7. Esquema de curva en tres puntos de acero inoxidable (Polotino 2009)

Este tipo de análisis permite realizar el experimento en distintos entornos, por ejemplo, incluso la inmersión del instrumento previamente en hipoclorito de sodio (38).

3.8 Descripción de instrumentos

3.8.1 Wave One® GOLD

Lanzado al mercado en 2015, por Clifford Ruddle (EE. UU.), Sergio Kuttler (EE. UU.), Wilhelm Pertot (Francia) y Julian Webber (Reino Unido), consiste en una nueva generación de limas recíprocas que ofrecen simplicidad, seguridad y un solo uso en la conformación de conductos (39).

Los instrumentos WaveOne® GOLD son fabricados por un proceso térmico patentado por DENTSPLY, que produce una lima NiTi superelástica. El proceso de oro es un procedimiento posterior a la fabricación en el que las limas NiTi molidas

se tratan térmicamente y se enfrían lentamente. Desde una perspectiva técnica, el tratamiento térmico modifica las temperaturas de transformación (inicio austenítico y acabado austenítico), y esto tiene un efecto positivo en las propiedades del instrumento. Si bien este proceso da a la lima su distintivo acabado dorado, lo que es más importante, mejora su fuerza y flexibilidad muy por encima de su predecesor. Las pruebas internas de DENTSPLY han demostrado lo siguiente: la resistencia a la fatiga cíclica de WaveOne® GOLD Primary es un 50% mayor que la de WaveOne Primary (que en sí misma era dos veces mayor que la mayoría de los sistemas de limas rotativas estándar), y la flexibilidad de WaveOne® GOLD Primary es del 80% mayor que el de WaveOne® Primary.

Hay cuatro tamaños de boquillas en el sistema alternativo de una sola lima WaveOne® GOLD: Small (20.07, amarillo), Primary (25.07, rojo), Medium (35.06, verde) y Large (45.05, blanco) (Figura. 8), disponible en longitudes de 21, 25 y 31 mm (39).



Figura 8. Sistema reciprocante WaveOne® GOLD (Webber, 2015)

La sección transversal de WaveOne® GOLD es un paralelogramo con dos bordes cortantes de 85 grados en contacto con la pared del conducto, alternando con una sección transversal descentrada patentada por DENTSPLY donde solo un borde cortante está en contacto con la pared del conducto (Figura. 9) (39). La punta es ojival, redondeada y semiactiva, modificada para reducir la masa del centro de la punta y mejorar su penetración en cualquier conducto, asegurado con una

trayectoria de deslizamiento confirmada, suave y reproducible. Diseñadas con una hélice de corte inverso, enganchan y cortan la dentina en una dirección de 150 grados en sentido antihorario (CCW) y luego, antes de que el instrumento tenga la oportunidad de bloquearse, se desengancha 30 grados en el sentido de las agujas del reloj (CW). El movimiento de la lima de red es un ciclo de corte de 120 grados y, por lo tanto, después de tres ciclos, la lima habrá realizado una rotación inversa de 360 grados.

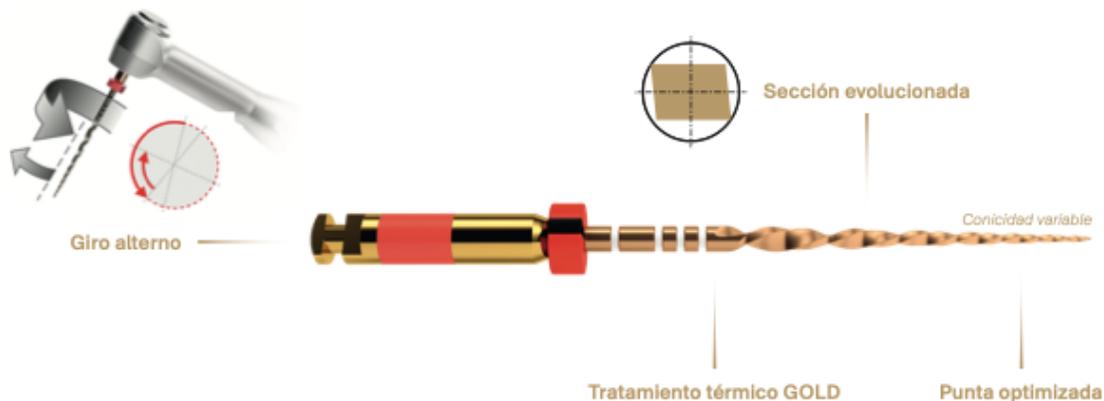


Figura 9. Características de sistema WaveOne® GOLD (40)

3.8.2 Reciproc® blue

VDW presentó Reciproc® blue en 2016, un instrumento universal y flexible para la mayoría de los casos, el cual está fabricado a base de un innovador tratamiento térmico, modificando su estructura molecular para darle mayor resistencia a la fatiga cíclica y flexibilidad adicional, así como su característico color azul (41).

Diseñado también para ser utilizado como instrumento único, VDW declara en su catálogo que Reciproc® blue solo requiere de un instrumento para la preparación del conducto, haciendo con uno, el trabajo de una secuencia de instrumentación manual o de sistemas de giro continuo. Alude también a que la conformación

lograda por estos instrumentos promueve una irrigación y obturación más eficientes, tanto con técnicas en frío como termoplásticas.

El sistema está compuesto por tres instrumentos:

1. R25, con un diámetro de punta ISO 25 y una conicidad del 8%.
2. R40, con un diámetro de punta ISO 40 y una conicidad del 6%.
3. R50, con un diámetro de punta ISO 50 y una conicidad del 5%.

La conicidad declarada corresponde solo a los 3 milímetros apicales, ya que esta es variable y regresiva en el instrumento (Figura. 10) (42). El instrumento tiene una sección transversal en forma de S (43).



Figura 10. Instrumentos del sistema Reciproc® blue

3.8.3 Endostar E3 Azure

Endostar E3 Azure es un conjunto de limas rotatorias que se utilizan para una preparación eficaz del conducto radicular. Están fabricados con una aleación de níquel-titanio de la más alta calidad, que adicionalmente se somete a un tratamiento térmico especial llamado tecnología Azure HT de Poldent, lo que resulta en una gran flexibilidad y durabilidad. Las limas pueden caber fácilmente incluso en conductos muy curvos, minimizando así el riesgo de perforación del conducto. La

forma modificada de la lima NiTi S con dos filos de corte de 90 grados, asegura un corte eficiente, transporte de escombros por el conducto y reduce el tiempo de preparación. La punta inactiva permite una preparación segura, minimizando el riesgo de falsa vía, perforaciones y cremalleras. El valor de conicidad fácil de leer (número de rayas en el mango) y el tamaño ISO (rayas de color) permiten un uso sin esfuerzo de los instrumentos.

Endostar E3 Azure basic

Debe utilizarse con conductos de ancho normal, rectos o ligeramente curvos (Figura. 11)



Figura 11. Endostar E3 Azure basic

Endostar E3 Azure Big

No es un sistema rotatorio separado. Se trata de una extensión de la Endostar E3 Azure Basic y se utiliza para dar forma a conductos anchos, para los que la preparación final del tamaño 30 no es suficiente. Siempre debe ir precedido de una preparación inicial realizada con Endostar E3 Azure Basic o Endostar E3 Basic. (Figura. 12)



Figura 12. Endostar E3 Azure big

Endostar E3 Azure small

Esta es una extensión del uso de la forma básica de Endostar E3 Azure con conductos muy estrechos y curvos. Primero se debe dar forma al conducto con el uso de limas Endostar E3 Azure basic o Endostar E3 basic. (Figura. 13)

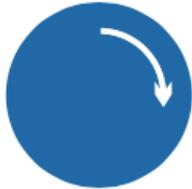


Figura 13. Endostar E3 Azure small

El sistema tiene distintas especificaciones de uso:

- La pieza de mano debe funcionar a 300 rpm. La velocidad de funcionamiento de la pieza de mano debe ser constante durante todo el proceso de conformación.
- No aplicar fuerza excesiva. Se debe usar un movimiento hacia arriba y hacia abajo al operar las limas.
- El tiempo de modelado debe ser lo más breve posible.
- Se debe utilizar siempre un agente lubricante al dar forma al conducto.
- Las limas son muy afiladas y deben utilizarse con mucho cuidado, con poca fuerza y sin excesivos "empujones".
- Se deben utilizar los instrumentos y piezas de mano de acuerdo con sus instrucciones de funcionamiento (especialmente los ajustes de torque y la velocidad).
- Utilizar el tipo y la cantidad de instrumentos que realmente se necesitan en una situación clínica determinada.
- Controlar el número de veces que se utilizó el instrumento.
- Antes de usar los instrumentos, se sugiere accionarlos fuera de la cavidad bucal y verificar si hay deformaciones, rayones y grietas.
- Eliminar como residuo médico.
- Es un fenómeno natural que las limas dobladas Endostar E3 Azure no recuperen su forma recta a temperatura ambiente, como es el caso de las limas fabricadas con aleaciones de NiTi sin modificar.
- La lima Endostar E3 Azure se puede doblar previamente, como las limas de acero, antes de insertarla en el conducto radicular.
- También es aceptable insertar una lima doblada en el conducto y luego poner en marcha el micromotor, lo que simplifica el acceso a los conductos en los molares.

Endostar E3 Azure fue diseñado para 3 tipos comunes de movimiento para lograr una preparación perfecta del conducto radicular. El sistema es compatible con la mayoría de las piezas de mano.



Movimiento rotatorio

Los instrumentos giran en el sentido de las agujas del reloj y con una velocidad establecida (CW - en el sentido de las agujas del reloj).

Movimiento recíproco

Los instrumentos realizan movimientos alternos en sentido horario (CW) y antihorario (CCW); el ángulo de rotación en el sentido de las agujas del reloj (CW) debe ser mayor que el de rotación en el sentido contrario a las agujas del reloj (CCW), p. ej. 90 grados CW y 30 grados CCW. (Figura. 14)



Figura 14. Esquema de movimiento recíproco del sistema Endostar E3 Azure

Movimiento complejo



Combina el movimiento rotativo y recíproco. Las limas giran hasta se encuentra una resistencia demasiado alta en el conducto. Entonces se activa el modo recíproco (CW - CCW, net CW). El modo de rotación se activa de nuevo cuando la resistencia vuelve a un nivel aceptable. Un ejemplo de movimiento complejo es el modo OTR disponible en el endomotor Endostar Provider.

4 JUSTIFICACIÓN

La aleación Níquel-Titanio se ha modificado para mejorar las características de resistencia y flexibilidad del instrumento, originando la fabricación de una diversidad de sistemas que las casas comerciales impulsan de manera extraordinaria con el fin de vender el producto.

El Endostar E3 Azure es un nuevo sistema que se promueve como una nueva alternativa para la instrumentación de conductos radiculares, ofreciendo diferentes tipos de movimientos y un costo competitivo con otros sistemas. Por lo que se considera relevante evaluar su resistencia a la fractura por fatiga cíclica, de lo cual no se ha reportado aún en la literatura, comparándolo con otros sistemas que han demostrado resultados aceptables en su resistencia.

2.1 Pregunta de investigación

¿Endostar E3 Azure presenta mayor resistencia a la fatiga cíclica que Reciproc® blue y WaveOne® GOLD en conductos curvos simulados?

5 OBJETIVOS

5.1 Objetivo general

Evaluar la resistencia a la fractura por fatiga cíclica de tres sistemas de instrumentación en conductos curvos simulados. (Reciproc® blue, Endostar E3 Azure y WaveOne® GOLD).

5.2 Objetivos específicos

1. Observar los instrumentos con microscopio estereoscópico para detectar deformaciones.
2. Evaluar la resistencia a la fractura cíclica del sistema rotatorio Reciproc® blue, Endostar E3 Azure y WaveOne® GOLD en conductos curvos simulados.
3. Comparar fatiga cíclica de 3 sistemas rotatorios en conductos curvos simulados.
4. Analizar los componentes químicos de cada uno de los sistemas de instrumentación.
5. Comparar la longitud de los fragmentos fracturados de los diferentes instrumentos.
6. Observar el área de fractura de los instrumentos bajo el microscopio electrónico de barrido.

6 HIPÓTESIS

Hipótesis de investigación: Las limas de **Endostar E3 Azure** presentan mayor resistencia a la fatiga cíclica que Reciproc® blue y WaveOne® GOLD.

Hipótesis nula: Las limas de **Endostar E3 Azure no** presentan mayor resistencia a la fatiga cíclica que Reciproc® blue y WaveOne® GOLD.

7 METODOLOGÍA

7.1 Lugar de realización

- Laboratorio de preclínica de la Maestría en Endodoncia de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí.
- Laboratorio Nacional de Biotecnología Agrícola, Médica y Ambiental del Instituto Potosino de Investigación Científica y Tecnológica. (LANBAMA. IPICYT).

7.2 Diseño de estudio

- Experimental in vitro
- Analítico, Transversal, Prospectivo.

7.3 Criterios de selección

7.3.1 Criterios de inclusión

- Limas Reciproc® blue R25 25/.08 de 25 mm de longitud.
- Limas Endostar E3 Azure 25/.06 de 25 mm de longitud.
- Limas WaveOne® GOLD Primary 25/.07 de 25 mm de longitud.

7.3.2 Criterios de exclusión

- Limas Reciproc® blue distintas a R25 25/.08 de 25 mm de longitud.
- Limas Endostar E3 Azure distintas a 25/.06 de 25 mm de longitud.
- Limas WaveOne® GOLD distintas a Primary 25/.07 de 25 mm de longitud.

7.4 Definición conceptual y operacional de las variables

7.4.1 Variable independiente

Sistemas de instrumentación

Definición conceptual: Sistemas mecanizados o manuales con el propósito de facilitar el procedimiento de la preparación del sistema radicular, los cuales, cuentan con distintas ventajas como flexibilidad, conicidad, rigidez, movimientos rotatorios o reciprocantes con el fin de limpiar y conformar el conducto radicular.

Definición operacional: Evaluación de los sistemas de instrumentación en movimiento recíprocante, Reciproc® Blue, Endostar E3 Azure y WaveOne® GOLD fabricados a base de NiTi con distintos tratamientos térmicos para uso endodóntico.

Escala de medición: Categórica Nominal.

7.4.2 Variable dependiente

Fractura por fatiga cíclica

Definición conceptual: Fractura de un instrumento la cual ocurre como consecuencia de la alternancia de ciclos de tensión-compresión, los cuales son generados en el punto de máxima flexión del instrumento cuando rota libremente en el interior de un conducto curvo.

Definición operacional: Separación del instrumento en dos partes dentro del conducto radicular después de haber sido sometido a cierto número de ciclos.

Escala de medición: Continua de razón.

Tiempo de fractura

Definición conceptual: Tiempo en segundos que transcurren desde el momento en el que el instrumento entra activado dentro del conducto radicular artificial hasta que ocurre la fractura por fatiga cíclica de este mismo.

Definición operacional: Número de segundos que requiere un instrumento para fracturarse después de ser sometido a una serie de ciclos.

Escala de medición: Continua de razón.

7.5 Análisis estadístico

7.5.1 Número de muestra

Fórmula para comparar medias entre grupos.

$$n = \frac{2(Z\alpha + Z\beta)^2 S^2}{d^2}$$

$Z\alpha = 1.645$ (para un nivel de confianza del 95% y test unilateral)

$Z\beta = 1.282$ (para una potencia del 90%)

$S^2 =$ Varianza que tiene el grupo control o de referencia: 16 (desviación típica)
 $= 256$

$d^2 = 17$ (valor mínimo de la diferencia que se desea detectar) datos cuantitativos

$$\begin{aligned} n &= 2(1.645 + 1.282)^2 (16)^2 \\ &= 4386.47 / 17^2 \\ &= 15.17 = \mathbf{15} \end{aligned}$$

Para este estudio en base a lo anterior se utilizarán 15 limas de los sistemas Reciproc® blue, Endostar E3 Azure y WaveOne® GOLD, para un total de 45 instrumentos.

Se dividirán en tres grupos:

- **Grupo 1:** 15 limas Reciproc® blue R25 25/.08 de 25 mm de longitud.
- **Grupo 2:** 15 limas Endostar E3 Azure 25/.06 de 25 mm de longitud.
- **Grupo 3:** 15 limas WaveOne® GOLD Primary 25/.07 de 25 mm de longitud.

Los resultados fueron analizados con el programa SPSS, con valor de significancia de $p < 0.05$, llevando a cabo la prueba de Kolmogory-Smirnov para determinar la normalidad y para comparar la diferencia de las medias del número de ciclos y el tiempo entre los sistemas de instrumentación, se utilizó la prueba ANOVA.

8 CONSIDERACIONES ÉTICAS

El presente proyecto de investigación es un estudio in vitro utilizando limas endodónticas. No representa ningún riesgo para la salud. Sin embargo, es necesario el manejo adecuado de los residuos, para ello se manifiesta el compromiso de cumplir los aspectos éticos durante la realización de dicho trabajo de investigación, de acuerdo con el apartado 6.2.2 de la NORMA Oficial Mexicana NOM-087-ECOL-SSA1- 2002, Protección ambiental - Salud ambiental - Residuos peligrosos biológico- infecciosos - Clasificación y especificaciones de manejo, en donde se especifica la forma correcta para el desecho de los objetos punzocortantes.

Para el desarrollo del presente estudio, el proyecto fue aprobado por el Comité de Ética e Investigación de la Facultad de Estomatología de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí bajo la siguiente clave: **CEI-FE-044-021**

El investigador asume la responsabilidad de velar por la veracidad de los datos reportados, no existiendo conflicto de interés.

9 FASE EXPERIMENTAL

9.1 Fase 1

Observación de los instrumentos en el *microscopio estereoscópico* para detectar defectos en el cuerpo de las limas de cada grupo.

Se observaron todos los instrumentos de cada uno de los grupos con un microscopio estereoscópico **Leica EZ4D**, a una magnificación de 10x, posterior a esto se aumentó a 35x para observar a detalle cada uno de los tercios en busca de imperfecciones y realizar la obtención de las fotografías (Figura. 15).



Figura 15. Observación de cada uno de los instrumentos con microscopio estereoscópico Leica EZ4D

9.2 Fase 2

Evaluación de fractura de instrumentos por fatiga cíclica.

La evaluación se realizó mediante el uso de un dispositivo para fatiga cíclica diseñado especialmente para este fin, el cual permite rotar el instrumento libremente dentro de una platina de acero inoxidable que contiene conductos simulados que asemejan las características clínicas de un conducto radicular. El dispositivo está

conformada por un mecanismo que permite el movimiento vertical de forma milimétrica por medio de un motor a pasos, un tornillo sin fin y dos ejes acelerados, sujeción del motor, reflectores para iluminación de la platina, cámara para grabación de fractura del instrumento, conexiones del CPU con elementos y control principal del dispositivo.

También está compuesto de una platina elaborada de acero inoxidable, con 4 conductos simulados, con distintas curvaturas y angulaciones como 25°, 45°, 75° y 90°, con un radio de curvatura de 2 mm, un diámetro de 1.5 mm y una profundidad de 1.5 mm (Figura. 16).

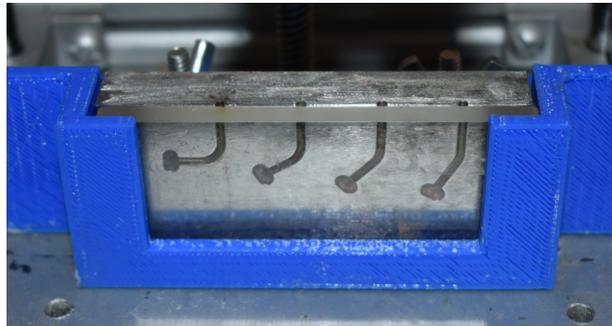


Figura 16. Platina con distintas curvaturas y angulaciones 25°, 45°, 75° y 90°

Los conductos simulados en la platina tienen una longitud de 20 mm, 8 mm desde la parte superior al inicio de la curvatura, y 12 mm desde el inicio de la curvatura hasta el vértice simulado. En el lugar donde está colocada la platina también se encuentra un bloque de acrílico el cual funciona como soporte para la misma y permite ver el movimiento de los instrumentos dentro del conducto simulado.

El dispositivo de fatiga cíclica permite controlar los milímetros para introducir y sacar el instrumento dentro del conducto simulado, el momento en el que se desea iniciar el movimiento, así como detenerlo en caso de que ocurra algún incidente o el momento en el que ocurra la fractura, el dispositivo cuenta con un sistema operativo que cuenta el número de ciclos que llevo a cabo el instrumento desde el inicio hasta el momento de la fractura.

El dispositivo está compuesto de un soporte donde se adapta el motor endodóntico que es fijado por 2 tornillos de manera manual y un brazo mecánico que realiza movimientos de entrada y salida simulando así los movimientos realizados durante la instrumentación clínica manteniendo una presión constante en todos los grupos de estudio, evitando el que se produzca un error humano que implicaría realizarlo de manera manual (Figura. 17).

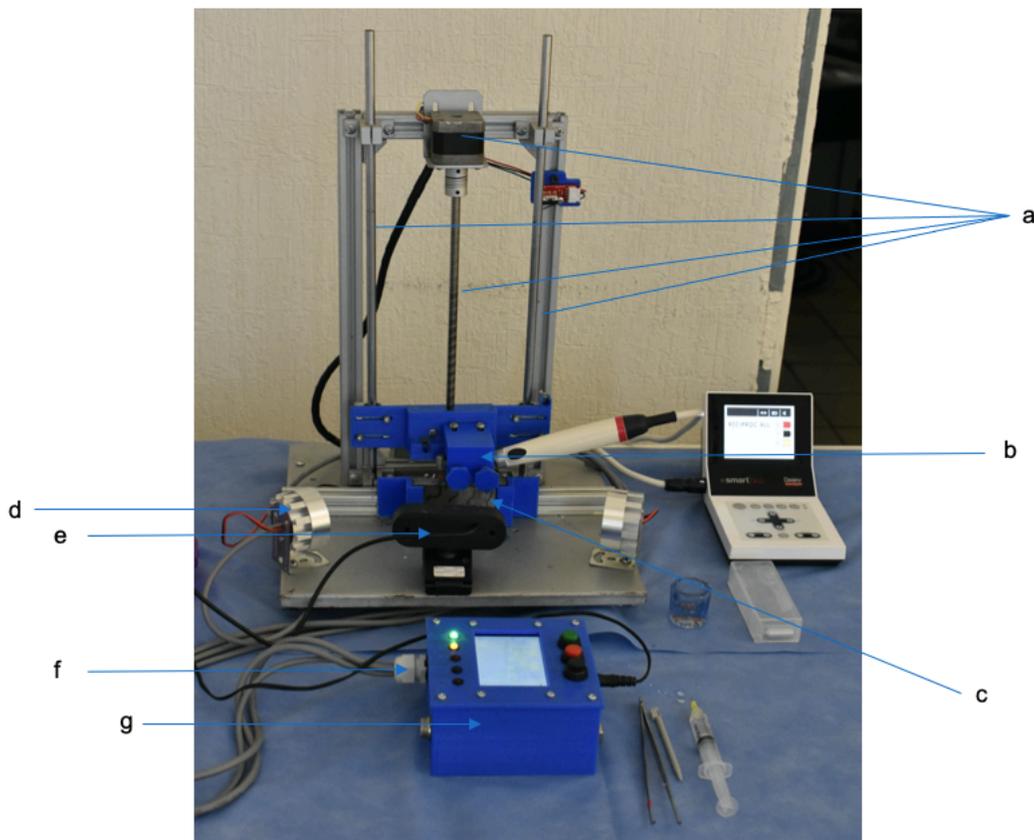


Figura 17. Máquina de fatiga cíclica y componentes: a: Mecanismo que permite el movimiento vertical de forma milimétrica por medio de un motor a pasos, un tornillo sin fin y dos ejes acelerados, b: Sujeción del motor, c: Platina de pruebas, d: Reflectores para iluminación de la platina, e: Cámara para grabación de fractura del instrumento, f: Conexiones del CPU con elementos y g: Control principal del dispositivo.

El motor X-Smart Plus (Dentsplay) se adaptó de tal manera que se pudiera mantener completamente a la inclinación y estabilidad deseadas. Las limas

endodónticas fueron accionadas en movimiento recíprocante (Reciproc All) según las indicaciones del fabricante, colocando lubricante NaOCl al 1% (solución de Milton), con la finalidad de evitar la fricción entre el instrumento y la platina, así como también para simular condiciones clínicas hasta el momento de la fractura.

Durante esta fase fueron realizadas 3 pruebas piloto para dominar el control y manejo del dispositivo de fatiga cíclica, así como su calibración.

Cuando la lima se encontraba centrada en el conducto, se ajustó con el controlador la velocidad para introducir la lima al conducto simulado de 90°, a 1mm/s, para controlar el acceso, una vez ajustada se cambió la velocidad a 10mm/s, que es similar a la utilizada al instrumentar clínicamente, con movimientos de entrada y salida. Se determinó una distancia de 20 mm de entrada de la lima en el conducto simulado.

A continuación, a través del controlador, se selecciona la opción de iniciar la prueba, accionando el motor en modo recíprocante y, el botón de grabar en la cámara, todo al mismo tiempo para así tener un control tanto del número de ciclos como del tiempo.

El tiempo fue cronometrado por el controlador del dispositivo de fatiga cíclica y verificado con la cámara web instalada en el mismo, una vez que se presentaba la fractura, se presionaba el botón para parar la prueba. Determinando así el número de ciclos y el tiempo transcurrido. Se procedió a retirar el acrílico de la platina para obtener el fragmento fracturado del instrumento y por último medirlo con un vernier digital.

9.3 Fase 3

Longitud en milímetros de los segmentos fracturados

Posterior a la fractura, los segmentos fracturados se midieron con un vernier digital.

9.4 Fase 4

Análisis mediante Espectrofotómetro de Emisión Óptica de Plasma Acoplado Inductivamente (ICP-OES) (Figura 19). Mediante esta técnica se detectan los diferentes componentes químicos de los instrumentos.



Figura 19. Espectrofotómetro de Emisión Óptica de Plasma Acoplado Inductivamente. (ICP-OES)

Las muestras fueron pesadas en su totalidad en un vaso de precipitado y sometidas a una digestión ácida con HCl (40 ml aproximadamente, conforme se fue consumiendo) HNO₃ (6 ml) y H₂SO₄ (1 ml), el vaso se tapó con vidrio de reloj. Una vez disuelta la muestra se dejó enfriar y aforó a 10 ml, de aquí se tomó 1 ml y se llevó a 50 ml de agua destilada para aumentar el volumen, posterior a esto las muestras se analizaron por ICP-OES para ver elementos traza y mayoritarios.

9.5 Fase 5

Observación de segmentos fracturados al microscopio electrónico de barrido (MEB)

Se observaron segmentos fracturados de las limas de estudio Reciproc® blue, Endostar E3 Azure y WaveOne® GOLD al microscopio electrónico de barrido.

10 RESULTADOS

10.1 Fase 1

Observación de los instrumentos en el microscopio estereoscópico para detectar imperfecciones en el cuerpo del instrumento en cada uno de los grupos.

Bajo el microscopio estereoscópico, se observó en las limas Reciproc® blue la presencia de microfisuras, falta de recubrimiento en los bordes cortantes de la lima y cráteres y partículas sobre la superficie del instrumento (Figura. 20-23).



Figura 20. Microfisura en lima Reciproc® blue

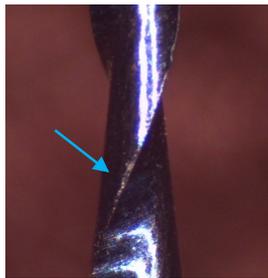


Figura 21. Falta de recubrimiento en el borde cortante de Reciproc® blue

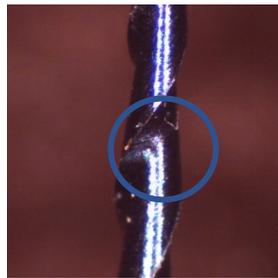


Figura 22. Cráteres en la superficie de la lima Reciproc® blue

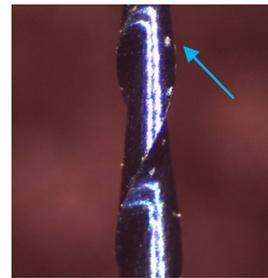


Figura 23. Partícula de la lima Reciproc® blue

En las limas Endostar E3 Azure se presentaron imperfecciones en la superficie con presencia de partículas, falta de recubrimiento en bordes cortantes así como microfisuras en el instrumento (Figura. 24-26).

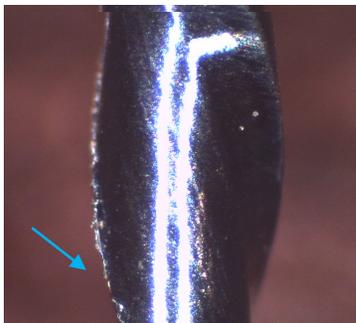


Figura 24. Microfisura en lima Endostar E3 Azure

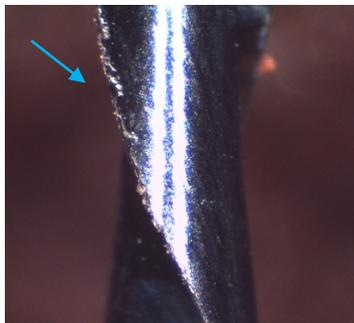


Figura 25. Falta de recubrimiento en borde cortante de Endostar E3 Azure

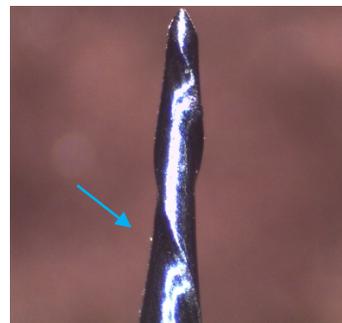


Figura 26. Partícula de la lima Endostar E3 Azure

Por otro lado, en las limas WaveOne® GOLD no se observó la presencia de imperfecciones teniendo una superficie lisa, con un acabado brillante (Figura. 27).

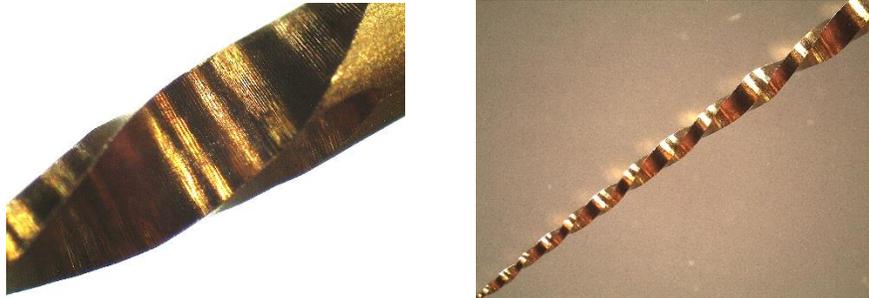
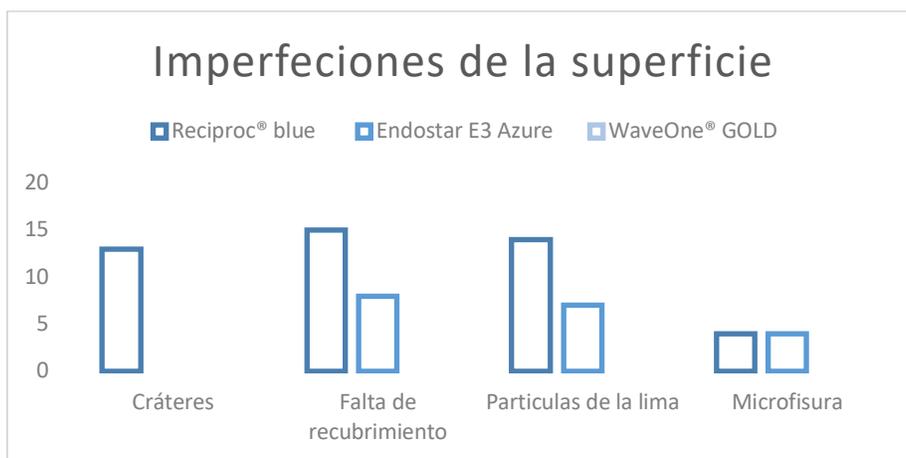


Figura 27. Superficie lisa y acabado brillante de limas WaveOne® GOLD

Bajo el microscopio estereoscópico, se pudo observar la presencia de partículas sobre la superficie en 14 limas pertenecientes al sistema Reciproc blue y en 7 limas Endostar E3 Azure, se detectó la falta de recubrimiento de los bordes cortantes en la totalidad de los instrumentos pertenecientes a al sistema Reciproc Blue y en 8 limas en Endostar E3 Azure, en 13 de las limas Reciproc blue se observaron cráteres y en 4 de las limas tanto de Riceproc blue como de Endostar E3 Azure se observaron microfracturas. El sistema WaveOne GOLD no presentó imperfecciones en su superficie (Gráfica 1).

Gráfica 1. Imperfecciones de las limas vistas bajo el microscopio estereoscópico



10.2 Fase 2

Evaluación de la fractura de los instrumentos por fatiga cíclica.

Se llevo a cabo la evaluación de la fractura por fatiga cíclica de los instrumentos de 3 sistemas: Reciproc® blue, Endostar E3 Azure y WaveOne® GOLD. Las pruebas que se realizaron fueron:

- Tiempo de trabajo antes de la fractura.
- Ciclos realizados antes de la fractura.
- Longitud en milímetros del segmento fracturado.

Tiempo de trabajo y ciclos antes de la fractura

Los resultados de la prueba de fatiga cíclica (tiempo y ciclos) se observan en la siguiente tabla (Tabla 1).

Tabla1. Resultados de tiempo de trabajo y número de ciclos antes de la fractura

Lima	Reciproc® blue		Endostar E3 Azure		WaveOne® GOLD	
	Tiempo	Ciclos	Tiempo	Ciclos	Tiempo	Ciclos
1	21:34	1294	12:42	762	09:31	571
2	22:58	1378	16:18	978	11:18	678
3	15:29	929	26:18	1578	13:45	825
4	18:40	1120	19:16	1156	14:18	858
5	24:33	1473	19:48	1188	13:27	807
6	22:36	1356	17:38	1058	12:22	742
7	17:34	1054	19:59	1199	10:39	639
8	22:23	1343	20:35	1235	12:54	774
9	23:19	1389	16:25	985	10:36	636
10	19:40	1180	14:43	883	09:52	592
11	22:13	1333	13:33	813	11:33	693
12	22:48	1378	16:39	999	13:15	795
13	23:34	1414	18:14	1094	12:28	748
14	14:56	896	17:54	1074	13.16	796
15	35:34	2134	14:49	889	13.34	814
Media	21:51	1311.4	17:39	1059.4	12:11	731.2

La hipótesis nula de esta evaluación es que las medias de los grupos son iguales, la alterna sugiere que las medias de los grupos son diferentes, se obtuvo una media de 21:51 minutos en Reciproc® blue, 17:39 minutos para Endostar E3 Azure y 12:11

minutos para el sistema WaveOne® GOLD. Referente al número ciclos, la media fue de 1311.4, 1059.4 y 731.2 para Reciproc® blue, Endostar E3 Azure y WaveOne® GOLD respectivamente. Para esta fase se planteó realizar la prueba de ANOVA, en la cual la hipótesis nula fue que no existía diferencia estadística en la media de tiempo de Reciproc® Blue, Endostar E3 Azure y WaveOne® GOLD, la misma prueba se realizó con los ciclos, en tanto que la hipótesis alterna es que si existía diferencia entre los grupos. Se obtuvo un valor de $p=.000$ para el tiempo transcurrido antes de la fractura, así como para el número de ciclos.

Por lo que se determina que los instrumentos Reciproc® blue, resisten un mayor número de ciclos y segundos antes de fracturarse en comparación con los sistemas Endostar E3 Azure y WaveOne® GOLD (Tabla 2).

Tabla 2. Estadística descriptiva del número de ciclos, tiempo y fragmentos de instrumentos fracturados de cada sistema.

	Tiempo			Ciclos			Longitud		
Lima	RB	E3A	WOG	RB	E3A	WOG	RB	E3A	WOG
Válidos	15	15	15	15	15	15	15	15	15
Perdidos	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Media	21.620	15.699	12.11	1311.4	1059.4	731.2	4.6233	5.2053	6.000

10.3 Fase 3

Longitud en milímetros del segmento fracturado

Durante la medición de los segmentos fracturados se obtuvo una media de 4.623 mm para Reciproc® blue, 5.205 mm en Endostar E3 Azure y 6 mm para WaveOne® GOLD (Figura. 28) (Tabla 3). No se presentó diferencia estadísticamente significativa. ($p>0.05$).

Tabla 3. Medición en mm de fragmentos fracturados

Lima	Reciproc® Blue	Endostar E3 Azure	WaveOne® GOLD
1	4.09	5.75	6.14
2	6.29	4.46	5.93
3	5.95	5.24	5.68
4	4.43	5.77	5.82
5	4.55	4.55	5.57
6	4.43	4.62	6.13
7	4.86	4.79	5.6
8	4.17	5.87	5.66
9	3.85	4.26	5.7
10	4.53	5.24	6
11	4.95	4.20	6.2
12	5	5.92	6.22
13	4.17	5.87	5.99
14	4.29	6.07	7.61
15	3.79	5.47	5.75
Media	4.62	5.20	6
Rango	4.09-6.29	4.20-6.07	5.57-7.61



Figura 28. Medición con vernier digital de los instrumentos Reciproc® blue, Endostar E3 Azure y WaveOne® GOLD

10.4 Fase 4

Análisis mediante Espectrofotómetro de Emisión Óptica de Plasma Acoplado Inductivamente (ICP-OES).

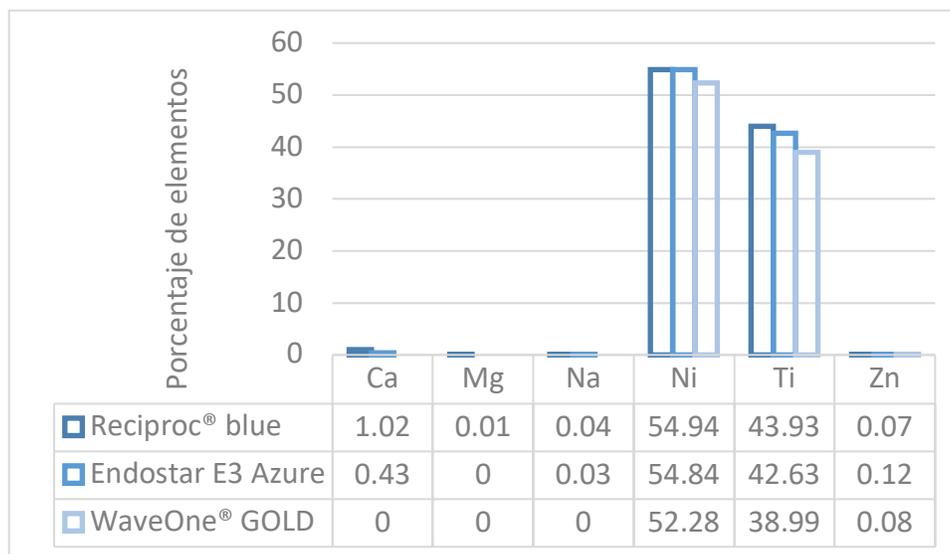
Análisis realizado para conocer los componentes químicos estructurales de los instrumentos de estudio, el cual detectó lo siguiente: (Tabla 4).

Tabla 4. Resultados de los componentes de las limas mediante ICP-OES

Lima/ componente químico	Reciproc® Blue	Endostar E3 Azure	WaveOne® GOLD
Ca	1.02%	0.43%	0%
Mg	0.01%	0%	0%
Na	0.04%	0.03%	0%
Ni	54.94%	54.84%	52.82%
Ti	43.93%	42.63%	38.99%
Zn	0.06%	0.12%	0.08%

- La lima Reciproc® blue está conformada por un 54.94% de Ni, 43.93% de Ti, y porcentajes muy bajos de otros componentes como son Ca, Mg, Na y Zn. Dando un total de 98.87% de NiTi.
- La lima Endostar E3 Azure está conformada por un 54.84% de Ni, 42.63% de Ti, y porcentajes muy bajos de otros componentes como son Ca, Na y Zn. Dando un total de 97.47% de NiTi.
- La lima WaveOne® GOLD está conformada por un 52.28% de Ni, 38.99% de Ti, y porcentajes muy bajos de otros componentes como es el Zn. Dando un total de 91.27% de NiTi (Gráfica 2).

Gráfica 2. Análisis de los componentes químicos mediante ICP-OES



10.5 Fase 5

Observación de segmentos fracturados al microscopio electrónico de barrido (MEB) (Figura. 29-31)

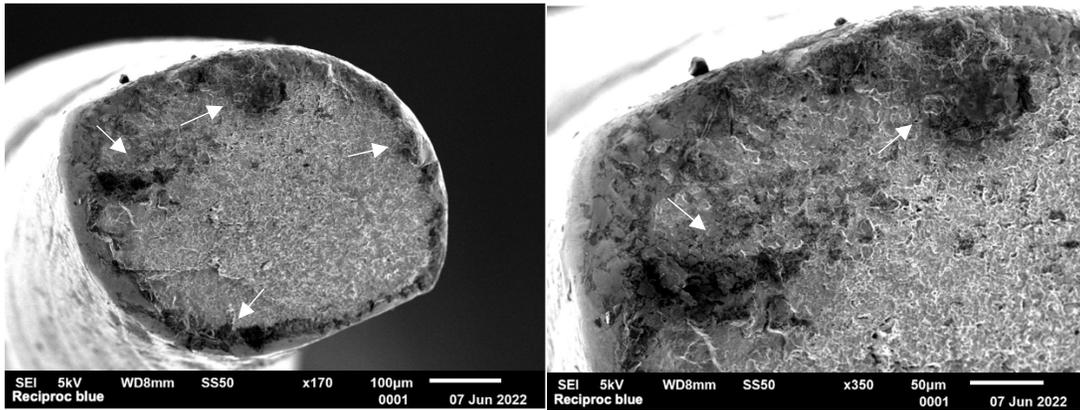


Figura 29. Imágenes de microscopía electrónica de barrido (SEM) de las superficies fracturadas de fragmentos separados de Reciproc® blue. Las imágenes muestran numerosas fosas en las superficies fracturadas, que representan una característica típica de la fractura cíclica.

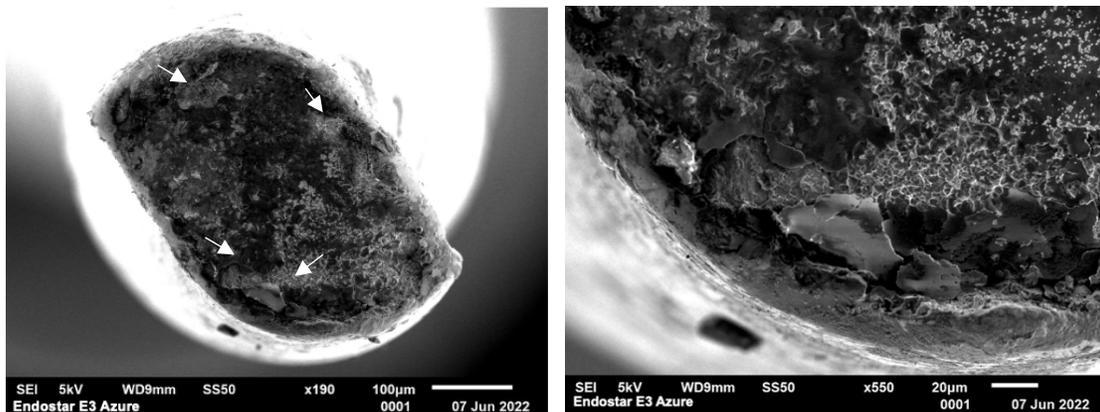


Figura 29. Imágenes de microscopía electrónica de barrido (SEM) de las superficies fracturadas de fragmentos separados de Endostar E3 Azure. Las imágenes muestran numerosas fosas en las superficies fracturadas, que representan una característica típica de la fractura cíclica.

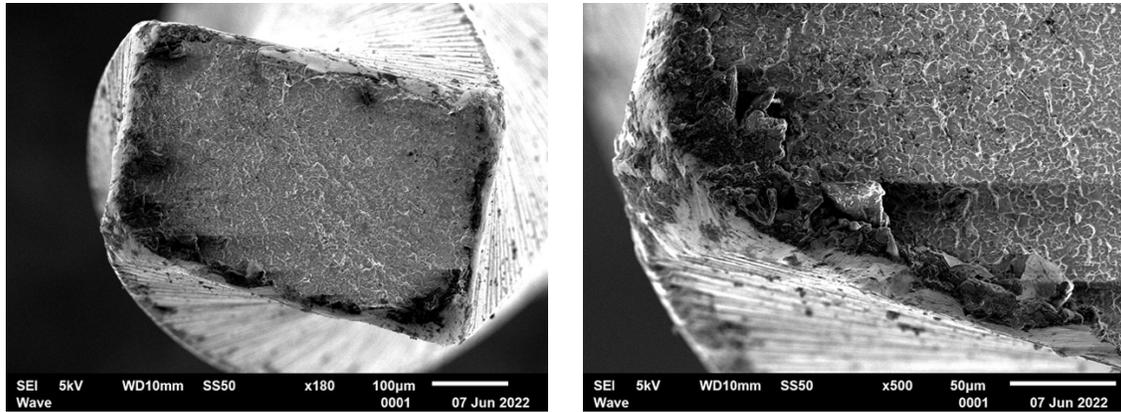


Figura 29. Imágenes de microscopía electrónica de barrido (SEM) de las superficies fracturadas de fragmentos separados de WaveOne® GOLD. Las imágenes muestran numerosas fosas en las superficies fracturadas, que representan una característica típica de la fractura cíclica.

11 DISCUSIÓN

La preparación biomecánica completa del sistema de conductos radiculares es factor esencial para el éxito de nuestro tratamiento de endodoncia (44). En el transcurso de la conformación y la desinfección de este puede tener grandes dificultades en conductos curvos (45).

En diversos estudios se ha informado que la fatiga cíclica es uno de los factores principales que provocan la separación del instrumento sobre todo en conductos curvos (46). El diseño de la sección transversal, la composición química y el proceso termomecánico utilizado durante la fabricación de la aleación influyen en la resistencia a la fatiga cíclica del instrumento (47). Por estos y diversos motivos la importancia de la evaluación de la resistencia a la fatiga cíclica (CFR) de los instrumentos fabricados a base de níquel-titanio.

Alapati, et. al., informaron que la formación de microfisuras en la superficie del instrumento que parecen surgir de irregularidades, dan lugar al comienzo de la fractura por fatiga cíclica, las cuales se van haciendo más profundas como resultado de cada ciclo de carga realizado al instrumento hasta llevar a la separación del instrumento de manera completa (48).

En este estudio se observaron irregularidades en la superficie de las limas Reciproc® blue y Endostar E3 Azure como microfisuras, falta recubrimiento en los bordes cortantes del instrumento, cráteres y partículas sobre la superficie de la lima; pero, no se detectó que influyeran dichas irregularidades en la resistencia a la fractura por fatiga cíclica, lo cual se deduce debido a que las limas WaveOne® GOLD no presentaron irregularidades, al contrario se observaron bajo el microscopio estereoscópico una superficie lisa y brillante y, sin embargo, fueron los instrumentos que resintieron menor número de ciclos y tiempo, antes de sufrir la separación del instrumento al ser sometidos a la prueba de fatiga cíclica en comparación con los sistemas Reciproc® blue y Endostar E3 Azure, los cuales tuvieron mayor tiempo y número de ciclos.

En el presente estudio, se evaluó la resistencia a la fatiga cíclica con una máquina diseñada para este fin, elaborada en base a un modelo dinámico el cual tiene un acercamiento más íntimo a la práctica clínica. No obstante, tiene una desventaja: el usar una platina de acero inoxidable no es comparable con la dentina, pero se equilibra la decisión debido a la sencillez del material para estandarizar de manera más precisa ciertas variables como lo son la trayectoria de la lima, la angulación, el radio, el diámetro y la profundidad en las que se va a llevar a cabo el estudio, también puede ser ajustada la velocidad a la que se va a trabajar aun cuando sabemos que la velocidad y la fuerza a la que trabaja cada clínico es distinta.

La decisión del método se respalda con los hallazgos de Topçuoğlu, *et. al.*,(49) ya que explican que a pesar de que los dientes naturales son las mejores muestras para evaluar la resistencia a la fatiga cíclica (CFR) de las limas de níquel-titanio, son muy difíciles de estandarizar debido a las diferencias en la longitud del conducto, el grado y el radio de curvatura y la dureza de la dentina. Por lo que los conductos artificiales se han utilizado ampliamente en estudios de laboratorio para evaluar la CFR de limas de níquel-titanio para asegurar la estandarización de las condiciones experimentales. Sin embargo, indican que los resultados de los estudios que utilizan conductos artificiales deben extrapolarse a las condiciones clínicas con cuidado debido a las diferencias entre un bloque de acero inoxidable y la dentina.

Discurriendo con las limitaciones del método se encuentra lo señalado por Alves-Duque *et. al.*,(50) quienes indican que los instrumentos que se prueban no están limitados en una trayectoria precisa. Además, la velocidad y la amplitud de los movimientos axiales podrían estandarizarse en un modelo dinámico, pero estas variables son completamente subjetivas, y es dudoso que sean constantes y reproducibles en una situación clínica.

La evaluación en el presente trabajo fue realizada en un ángulo de 90 grados ya que resulta evidente que el aumento de la curvatura va a reducir la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos llevándolos así al límite y poder de esta manera observar que instrumento es más confiable en conductos radiculares más curvos. Dicho planteamiento es similar con el realizado por Gambardi *et. al.*,(51) donde

también seleccionaron una curvatura muy pronunciada (90°) para evaluar el comportamiento del instrumento en condiciones críticas. En la práctica clínica, es raro encontrar curvaturas tan pronunciadas, pero se esperaba que las curvaturas más fáciles resultaran en un mayor tiempo de fractura y, por esta razón, se descartaron.

Chanian *et. al.*, (52) señalan que se han realizado estudios anteriores relacionados con la fatiga cíclica en varias curvaturas del conducto, expresada en grados. Al aumentar la gravedad de la curvatura, se induce más presión en la lima, con lo que se pueden obtener resultados más precisos de CFR.

En cuanto al movimiento empleado en la prueba, se eligió el movimiento alternativo o recíprocante en todos los sistemas evaluados, ya que según la literatura avala que se registra una vida útil prolongada para los instrumentos de NiTi utilizados en movimiento alternativo. Se ha postulado que el aumento de la resistencia a la fatiga se debe a la liberación de las tensiones de reacción acumuladas en el material al invertir la dirección de rotación (Hyeon-Cheol Kim *et. al.* 2012) (53).

Además, fueron evaluados tres sistemas distintos con tratamientos térmicos diferentes como lo son Blue, Azure HT Technology y Gold, teniendo como relevancia que el tratamiento térmico al cual ha sido sometido el instrumento le da ciertos atributos como lo son flexibilidad, elasticidad y mayor resistencia entre otros.

Según Alcalde, *et al.*, (54) los tratamientos térmicos de las aleaciones de NiTi tienen una fuerte influencia en el comportamiento de transformación martensítica /austenítica, lo que podría inducir un arreglo diferente de la estructura cristalina y un mayor porcentaje de transformación martensítica. Sus resultados mostraron que ProDesign R 25.06 tuvo un mayor tiempo de fatiga cíclica hasta los valores de fractura que todos los grupos, y Reciproc® blue 25.08 tuvo una mayor resistencia a la fatiga cíclica que WaveOne® GOLD 25.07. Los resultados de su estudio concuerdan con los estudios mencionados anteriormente, y muestran que los instrumentos fabricados con tecnología de memoria controlada son probablemente

más resistentes a la fatiga y más flexibles que los fabricados con tratamientos Blue y Gold.

Informes anteriores han indicado que un mayor porcentaje de fase martensítica en la aleación de NiTi promovió una mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga. Es probable que los diferentes tratamientos térmicos entre ellos puedan resultar en diferentes transformaciones de fase martensítica y puedan inducir diferentes disipaciones de la energía requerida para la formación y/o propagación de grietas durante el ensayo de fatiga cíclica. (Alcalde, *et. al.*, 2018) (54).

De acuerdo con los resultados de este estudio, la lima Reciproc® blue tiene mayor resistencia a la fatiga cíclica en comparación con Endostar E3 AZURE y WaveOne® GOLD respectivamente. Estos resultados concuerdan con los encontrados por Kensin, C., *et. al.*, (55) que reportaron que la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos Reciproc Blue R25 fue significativamente mayor que la de los instrumentos Reciproc® R25 y WaveOne® Gold Primary.

Por otro lado, pero no menos importante la longitud de los fragmentos fracturados en este estudio no fue relevante, pues no hubo diferencia estadísticamente significativa. Pero es valioso señalar que es preferible que el fragmento separado sea de mayor longitud para de esta manera, facilitar la extracción de este (44).

Condorelli., *et. al.*, (56) reportaron que las propiedades mecánicas de la aleación níquel-titanio se ven afectadas fácilmente por los cambios de composición, impurezas y condiciones del tratamiento térmico por muy pequeños que sean; en esta evaluación se llevó a cabo el análisis de la composición química de las limas de estudio por Espectrofotómetro de Emisión Óptica de Plasma Acoplado Inductivamente el cual detecto que Reciproc® blue tiene un 54.94% de níquel, 43.93% de titanio, y porcentajes muy bajos de otros componentes como lo son carbono, magnesio, sodio y zinc, siendo así el sistema que presentó una aleación más rica en Níquel-Titanio (98.87%) comparado con Endostar E3 Azure que dio un

total de 97.47% y WaveOne® GOLD 91.27%. En contraste con lo reportado por Prakash., *et. al.*, (57) en donde evaluaron el sistema Hyflex y concluyen que, debido al menor porcentaje de níquel en la composición de la lima, existe una mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica.

En este estudio se también fueron observadas al microscopio electrónico de barrido las muestras de limas ya fracturadas, en el cual se observaron numerosas fosas en la superficie del instrumento características de la fractura por fatiga cíclica. Como lo reportado por Alcalde., *et. al.*, en 2018. (54)

12 CONCLUSIONES

De acuerdo con los resultados obtenidos en este estudio, se comprueba que el sistema **Reciproc® blue** es más resistente a la fatiga cíclica que **Endostar E3 Azure** y **WaveOne® GOLD**, respectivamente, al resistir más número de ciclos y tiempo antes de fracturarse.

Por lo que el sistema **Reciproc® blue** requirió de mayor intervalo de tiempo antes de presentarse la fractura, respecto al sistema **Endostar E3 Azure** y **WaveOne® GOLD**.

En cuanto a la superficie de las limas, los instrumentos del sistema **WaveOne® GOLD** mostraron una mejor terminación en cuanto a su fabricación, al no presentar imperfecciones con una superficie más regular y uniforme, en comparación con, que **Reciproc® blue** y **Endostar E3 Azure** presentaron irregularidades, las cuales no influyeron en su resistencia a la fractura por fatiga cíclica.

En cuanto a la composición química de los instrumentos obtenida mediante ICP-OES, **Reciproc® blue** mostró una aleación más rica en NiTi, que **Endostar E3 Azure** y **WaveOne® GOLD**.

La fractura del segmento evaluada en milímetros de los sistemas **Reciproc® blue**, **Endostar E3 Azure** y **WaveOne® GOLD**, no mostro una diferencia estadísticamente significativa, respecto a la longitud del segmento y el nivel de la fractura.

La observación de los instrumentos al MEB nos comprobó una de las características principales de la fractura cíclica de las limas como los son las fosas.

13 PERSPECTIVAS

- Evaluación de los instrumentos estudiados con otros sistemas con control de memoria.
- Comparar la conformación y transportación del conducto de los sistemas evaluados.
- Evaluar fatiga por torsión de los sistemas estudiados.

14 **BIBLIOGRAFÍA**

1. Harty FJ, Sondoozi AE. The Status of Standardised Endodontic Instruments. *International Endodontic Journal*. 1972;6(3):57–62.
2. Camilleri J. *Endodontic Materials in Clinical Practice* - (2021) 320 pp., ISBN: 978-1-119-51360-5.
3. Kauffman GB, Mayo I. The Story of Nitinol: The Serendipitous Discovery of the Memory Metal and Its Applications. *The Chemical Educator*. 1997;2(2):1–21.
4. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*. 1988;14(7):346–51.
5. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*. 2013;29(1):3–17.
6. Sawant K, Pawar AM, Banga KS, Machado R, Karobari MI, Marya A, et al. Dentinal microcracks after root canal instrumentation using instruments manufactured with different NiTi alloys and the SAF system: A systematic review. *Applied Sciences (Switzerland)*. 2021;11(11).
7. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: Preliminary observations. *International Endodontic Journal*. 2008;41(4):339–44.
8. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. *International Endodontic Journal*. 2018;51(10):1088–103.
9. Alcalá R, Cholico H, Moreno J. Principios básicos en Endodoncia Clínica [Internet]. 2018. 118–132 p.
10. Hargreaves KM, Stephen C. *Vías de la pulpa*. Décima Edi. Peters OA, I. PC, editors. San Antonio, Texas: ELSEVIER MOSBY; 2011. 283–348 p.

11. Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *International Endodontic Journal*. 2014;47(11):1034–9.
12. Roberto Leonardo M, de Toledo Leonardo R. *Sistemas Rotatorios en Endodoncia.pdf*. 2002. p. 302.
13. Miserendino LJ, Moser JB, Heuer MA, Osetek EM. Cutting efficiency of endodontic instruments. Part II: Analysis of tip design. *Journal of Endodontics*. 1986;12(1):8–12.
14. Sundqvist G, Figdor D. Life as an endodontic pathogen. *Endod Topics*. 2003;6(1):3–28.
15. Saber SEDM, Nagy MM, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of WaveOne, Reciproc and OneShape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*. 2015;48(1):109–14.
16. di Nardo D. In vitro resistance to fracture of two nickel-titanium rotary instruments made with different thermal treatments. *Ann Stomatol (Roma)*. 2017;8(2):53.
17. Klymus ME, Alcalde MP, Vivian RR, Só MVR, de Vasconcelos BC, Duarte MAH. Effect of temperature on the cyclic fatigue resistance of thermally treated reciprocating instruments. *Clinical Oral Investigations*. 2019;23(7):3047–52.
18. Keles A, Uzunoglu Ozyurek E, Uyanik MO, Nagas E. Effect of Temperature of Sodium Hypochlorite on Cyclic Fatigue Resistance of Heat-treated Reciprocating Files. *Journal of Endodontics*. 2019 Feb 1;45(2):205–8.
19. Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K. Comparison of Alterations in the Surface Topographies of HyFlex CM and HyFlex EDM Nickel-titanium Files after Root Canal Preparation: A Three-dimensional Optical Profilometry Study. *Journal of Endodontics*. 2018 Jan 1;44(1):115–9.
20. Ingle JI. Endodontics the need for endodontic instrument standardization.

21. di Nardo D, Galli M, Morese A, Seracchiani M, Ferri V, Miccoli G, et al. A comparative study of mechanical resistance of two reciprocating files. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 2019;11(3):e231–5.
22. Bürklein S, Flüch S, Schäfer E. Shaping ability of reciprocating single-file systems in severely curved canals: WaveOne and Reciproc versus WaveOne Gold and Reciproc blue. *Odontology [Internet]*. 2019;107(1):96–102. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s10266-018-0364-3>
23. Gambarini G, Piasecki L, Miccoli G, Gaimari G, di Giorgio R, di Nardo D, et al. Classification and cyclic fatigue evaluation of new kinematics for endodontic instruments. *Australian Endodontic Journal*. 2019;45(2):154–62.
24. Çapar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal*. 2016;49(2):119–35.
25. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International Endodontic Journal*. 2001;34(5):386–9.
26. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *Journal of Endodontics*. 1985;11(5):203–11.
27. Topçuoğlu HS, Düzgün S, Aktı A, Topçuoğlu G. Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and WaveOne files in canals with a double curvature. *International Endodontic Journal*. 2017;50(7):713–7.
28. Tabassum S, Zafar K, Umer F. Nickel-titanium rotary file systems: What’s new? *European Endodontic Journal*. 2019;4(3):111–7.
29. Ferreira M, Ferreira H, Oliveiros B, Carrilho E. Defects in ProFile rotary nickel-titanium files after clinical use. *ENDO - Endodontic Practice Today [Internet]*. 2012;6(2):113–7.

30. Erik CE, Özyürek T. Effects of etidronate, NaOCl, EDTA irrigation solutions and their combinations on cyclic fatigue resistance of nickel–titanium single-file rotary and reciprocating instruments at body temperature. *Odontology* [Internet]. 2019;107(2):190–5.
31. Haikel Y, Gasser P, Allemann C. Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *Journal of Endodontics*. 1991;17(5):217–20.
32. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *International Endodontic Journal*. 2006;39(10):755–63.
33. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* [Internet]. 2009;35(11):1469–76.
34. Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: Static and dynamic tests. *Journal of Endodontics*. 2002;28(6):448–51.
35. Gambarini G, Plotino G, Sannino GP, Grande NM, Giansiracusa A, Piasecki L, et al. Cyclic fatigue of instruments for endodontic glide path. *Odontology*. 2015 Jan 1;103(1):56–60.
36. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 1998;24(12):843–7.
37. Cheung GSP, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: Strain-life relationship. *International Endodontic Journal*. 2007;40(8):612–8.

38. Cheung GSP, Shen Y, Darvell BW. Effect of Environment on Low-cycle Fatigue of a Nickel-Titanium Instrument. *Journal of Endodontics*. 2007;33(12):1433–7.
39. Webber J. Shaping canals with confidence: WaveOne GOLD single-file. *Roots International Dentistry – African Edition* 2015;6(3):34–40.
40. Surfea el conducto con confianza.
41. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue and Reciproc Files in an S-shaped Canal. *Journal of Endodontics*. 2017;43(10):1679–82.
42. Revista de la sociedad de endoncia Chilena Canal Abierto. *Instrumentos WOG y PTG*. 2017;
43. Yared G. Reciproc blue: la nuova generazione della reciprocazione. *Giornale Italiano di Endodonzia* [Internet]. 2017;31(2):96–101.
44. Rubio J, Zarzosa JI, Pallarés A. A comparative study of cyclic fatigue of 10 different types of endodontic instruments: An in vitro study. *Acta Stomatologica Croatica*. 2019;53(1):28–36.
45. Goldberg M, Dahan S, MacHtou P. Centering ability and influence of experience when using waveone single-file technique in simulated canals. *International Journal of Dentistry*. 2012;
46. Peng C, Wu H, Wang L, Hu X, Deng S, Li C, et al. Cyclic fatigue resistance of two nickel-titanium instruments in different curving angles: a comparative study. *Brazilian Oral Research*. 2015;29(1):1–7.
47. Viana ACD, Chaves Craveiro De Melo M, Guiomar De Azevedo Bahia M, Lopes Bueno VT. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*. 2010 Oct;110(4):527–33.

48. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM Observations of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments that Fractured During Clinical Use. Vol. 31. 2005.
49. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Akti A, Düzgün S. In Vitro Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal Instruments in a Canal with a Double Curvature. Journal of Endodontics. 2016 Jun 1;42(6):969–71.
50. Duque JA, Bramante CM, Duarte MAH, Alcalde MP, Silva EJNL, Vivan RR. Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Reciprocating Instruments after Simulated Clinical Use. Journal of Endodontics. 2020 Nov 1;46(11):1771–5.
51. Gambarini G, di Nardo D, Galli M, Seracchiani M, Donfrancesco O, Testarelli L. Differences in cyclic fatigue lifespan between two different heat treated NiTi endodontic rotary instruments: WaveOne Gold vs EdgeOne Fire. Journal of Clinical and Experimental Dentistry. 2019 Jul 1;11(7):e609–13.
52. Chanian S, Sundar S, Suresh N, Natanasabapathy V. Cyclic Fatigue Life Assessment of a Newer Heat-treated Reciprocating NiTi File in a 90-degree Canal Curvature. Journal of Operative Dentistry & Endodontics. 2019 Jun;4(1):6–9.
53. Kim HC, Kwak SW, Cheung GSP, Ko DH, Chung SM, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc Versus WaveOne. Journal of Endodontics. 2012 Apr;38(4):541–4.
54. Alcalde MP, Duarte MAH, Bramante CM, de Vasconcelos BC, Tanomaru-Filho M, Guerreiro-Tanomaru JM, et al. Cyclic fatigue and torsional strength of three different thermally treated reciprocating nickel-titanium instruments. Clinical Oral Investigations. 2018 May 1;22(4):1865–71.

55. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold Reciprocating Instruments. *Journal of Endodontics*. 2017 Aug 1;43(8):1360–3.
56. Condorelli GG, Bonaccorso A, Smecca E, Schäfer E, Cantatore G, Tripi TR. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *International Endodontic Journal*. 2010 Oct;43(10):866–73.
57. Prakash V, Dinesh P, G. Sukumaran V, Subbiya A, Vivekanandhan P, Banu S. Correlation of the Material Composition and Transistional Phases During Stress, On Cyclic Fatigue of Three Different Ni-ti Rotary File System. *Biosciences, Biotechnology Research Asia*. 2016 Dec 25;13(4):2037–44.

ANEXOS