



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

**EVALUACIÓN DE LA FRACTURA POR FATIGA CICLÍCA DE
LAS LIMAS ZENFLEX™, PROTAPER GOLD™ Y HYFLEX™
EDM EN CONDUCTOS CURVOS SIMULADOS**

L.E. MARÍA CONCEPCIÓN BETANZOS JUÁREZ

Tesis presentada para optar por el título de Maestra en Endodoncia

Junio 2022, Maestría en Endodoncia, UASLP, Todos los derechos reservados

DIRECTORPhD. Amaury De Jesús Pozos Guillén

CO-DIRECTORA MsC. María Verónica Méndez González

ASESOR EXTERNO.....MsC. Carlos A. Muñoz Viveros

ASESOR EXTERNO.....PhD. César Iván Gaitán Fonseca



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

EVALUACIÓN DE LA FRACTURA POR FATIGA CICLÍCA DE LAS LIMAS
ZENFLEX™, PROTAPER GOLD™ Y HYFLEX™ EDM EN CONDUCTOS
CURVOS SIMULADOS

L.E. MARÍA CONCEPCIÓN BETANZOS JUÁREZ

Tesis presentada para optar por el título de Maestra en Endodoncia

Junio 2022, Maestría en Endodoncia, UASLP, Todos los derechos reservados

DIRECTOR**PhD. Amaury De Jesús Pozos Guillén**
Profesor- Investigador
Maestría en Endodoncia
Facultad de Estomatología, UASLP
San Luis Potosí, México

CO-DIRECTORA**MsC. María Verónica Méndez González**
Profesor- Investigador
Maestría en Endodoncia
Facultad de Estomatología, UASLP
San Luis Potosí, México

ASESOR EXTERNO.....**MsC. Carlos A. Muñoz Viveros**
Profesor Dental Educativo
California, EE.UU.

ASESOR EXTERNO..... **PhD. César Iván Gaitán Fonseca**
Profesor- Investigador
Maestría en Ciencias Biomédicas
Área de ciencias de la salud, UAZ
Zacatecas, México



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

**EVALUACIÓN DE LA FRACTURA POR FATIGA CICLÍCA DE LAS
LIMAS ZENFLEX™, PROTAPER GOLD™ Y HYFLEX™ EDM 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 las siguientes autoridades.

MCF. Ricardo Martínez Ríder
Director de la Facultad de Estomatología

PhD. Yolanda Hernández Molinar
Jefa de la División de Posgrados de la Facultad de Estomatología

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

Junio 2022, Maestría en Endodoncia, UASLP, México



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

**EVALUACIÓN DE LA FRACTURA POR FATIGA CICLÍCA DE LAS
LIMAS ZENFLEX™, PROTAPER GOLD™ Y HYFLEX™ EDM 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. Amaury De Jesús Pozos Guillén
Director de Tesis

MsC. María Verónica Méndez González
Co-Directora de Tesis

MsC. Carlos A. Muñoz Viveros
Asesor Externo

PhD. César Iván Gaitán Fonseca
Asesor Externo



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

**EVALUACIÓN DE LA FRACTURA POR FATIGA CICLÍCA DE LAS
LIMAS ZENFLEX™, PROTAPER GOLD™ Y HYFLEX™ EDM 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 el siguiente jurado.

PhD. Héctor Eduardo Flores Reyes
Presidente

MsC. Claudia Denisse Casillas Contreras
Secretaría

PhD. Amaury De Jesús Pozos Guillén
Vocal

Junio 2022, Maestría en Endodoncia, UASLP, México

Dedicatorias

A Dios, por guiarme y ponerme en los caminos correctos para poder seguir alcanzando mis objetivos, pues mis pasos son más seguros con su compañía.

A mis padres: tengo mucha suerte de tener unos padres como ustedes, son mi hogar eterno, mi pilar y el puerto seguro a donde siempre volveré; son tan innumerables las enseñanzas y consejos que me han dado para poder impulsar mis metas que siempre estaré agradecida. Gracias por todos los sacrificios realizados para yo poder cumplir mi sueño, pues esta maestría no es solo mía, es de los tres.

A mi tía, por ser la motivadora número uno durante toda la maestría, por acompañarme y nunca perder la fé en mí.

A mis hermanos, Marco y Manuel, tengo la suerte de que la vida me regalase a los mejores compañeros de vida, gracias por apoyarme, motivarme y escucharme, yo siempre haré lo mismo por ustedes.

Agradecimientos

A la Dra. Verónica Méndez por su apoyo y tiempo en la realización de este proyecto, por su enseñanza y compromiso que son parte de mi formación académica durante este tiempo en la maestría.

Al Dr. Amaury Pozos Guillén por sus aportaciones, tiempo y conocimientos brindados para la realización de este trabajo.

Al Dr. César Gaitán por su apoyo para la fase experimental de este proyecto y su hospitalidad brindada en Zacatecas.

Al Dr. Carlos Muñoz y al grupo KaVo Kerr por su disponibilidad y apoyo fundamental para la realización de este proyecto.

A mis sinodales Dr. Amaury Pozos Guillén, Dr. Héctor Flores Reyes y Dra. Claudia Casillas por sus oportunas y necesarias observaciones que han contribuido de forma significativa a mejorar este proyecto.

A la Maestra Ana María González por sus consejos, enseñanzas y por todas las lecciones que nos transmitía a través de su clase, así como su apoyo para llevar a cabo este proyecto.

A la Dra. Verónica Zavala por su apoyo, tiempo y paciencia para el uso del MEB.

A todos mis catedráticos: Dr. Ricardo Oliva, Dr. Alejandro López, Dr. Daniel Silva-Herzog, Dra. Mariana Gutiérrez; por su paciencia, dedicación y siempre buscar la forma de hacernos llegar sus enseñanzas a cada uno de nosotros.

A mis instructores de clínica: Dra. Claudia Casillas, Dr. Francisco Ducoing, Dra. Karla Navarrete y Dra. Guadalupe Medina, por inculcarnos pasión por el conocimiento, guiarnos e impulsarnos a ser mejores clínicos, así como ayudarnos a encontrar en nosotros mismos habilidades que desconocíamos tener.

Al personal administrativo: Maribel Espinoza, Hilda, Angie y Maribel Gutiérrez por facilitarnos el trabajo en clínica y dirección.

A mis compañeros de la generación E-29, por las aventuras, complicidades y vivencias que tuvimos este tiempo, me quedo con lo bueno de cada uno de ustedes, y eternamente agradecida por hacer sentir menos la lejanía de mi casa.

A Daniel por su apoyo incondicional, impulsarme y motivarme a conseguir mis metas.



EVALUACIÓN DE LA FRACTURA POR FATIGA CICLÍCA DE LAS LIMAS ZENFLEXTM, PROTAPER GOLDTM Y HYFLEXTM EDM EN CONDUCTOS CURVOS SIMULADOS by María Concepción Betanzos Juárez is licensed under a [Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

**PROYECTO APOYADO POR EL
PROGRAMA NACIONAL DE
POSGRADOS DE CALIDAD- CONACYT
2020-2021**

EVALUACIÓN DE LA FRACTURA POR FATIGA CICLÍCA DE LAS LIMAS ZENFLEX™, PROTAPER GOLD™ Y HYFLEX™ EDM EN CONDUCTOS CURVOS SIMULADOS

María Concepción Betanzos Juárez

Maestría en Endodoncia
Universidad Autónoma de San Luis Potosí
Junio 2022, San Luis Potosí, México

RESUMEN

Introducción. Una de las preocupaciones para los instrumentos endodónticos es la fractura impredecible en el conducto radicular. La causa principal de la separación es la fatiga cíclica, que ocurre cuando el instrumento se expone a ciclos repetidos de compresión y tensión en el mismo punto alrededor de una curvatura.

Objetivo. Evaluar y comparar la fractura por fatiga cíclica de las limas ZenFlex™, Protaper Gold™ y HyFlex™ EDM en conductos curvos simulados.

Materiales y métodos. Se utilizaron 54 limas de 25mm, divididas en 3 grupos: ZenFlex™ (25/06), Protaper Gold™ (25/08), y HyFlex™ EDM (25/08). El procedimiento se dividió en 3 fases: Fase 1: Observación en el Microscopio Electrónico de Barrido para detectar defectos de fabricación. Fase 2: Fractura de instrumentos por fatiga cíclica mediante un Dispositivo Electrónico Automático, en un conducto curvo de 60° con un radio de curvatura de 2 mm y un diámetro de 1.5 mm. al cual se adaptó el motor endodóntico, Mediante la caja de control se recopilaron datos como: número de ciclos y tiempo de trabajo. El fragmento fracturado se recuperó de la platina y se midió con un vernier digital. Fase 3: Observación en el Microscopio Electrónico de Barrido del fragmento fracturado y obtención de estudio fractográfico. Mediante EDX se obtuvo la composición química de la lima ZenFlex™.

Resultados. Fase 1: Se observaron micro-grietas y defectos en los bordes cortantes de las limas ZenFlex™ y Protaper Gold™; no se encontraron defectos, grietas, etc. en las limas HyFlex™ EDM. Fase 2: ZenFlex™ obtuvo una media de 2814.50±161.58 ciclos, seguido de HyFlex™ EDM 2649.94±120.93 ciclos y Protaper Gold™ 1362.89±88.33 ciclos. HyFlex™ EDM obtuvo una media de 397.56 ±18.15 segundos antes de la fractura, seguido por ZenFlex™ 336.33±18.95 segundos y Protaper Gold™ 272.58±17.67 segundos. ZenFlex™ obtuvo la menor longitud del fragmento fracturado con una media de 3.76±0.37mm, seguido de HyFlex™ EDM 6.58±0.54mm y Protaper Gold™ 7.11±0.25mm. Fase 3: En la observación final al MEB de los fragmentos obtenidos se observó el patrón de conos y cráteres característico de la falla por fatiga cíclica. El análisis EDX para ZenFlex™ encontró que la lima está compuesta principalmente de 50.96% de Níquel y 41.86% de Titanio, entre otros elementos.

Conclusiones. Las limas ZenFlex™ presentaron mayor resistencia a la fatiga cíclica que las limas HyFlex™ EDM y Protaper Gold™. HyFlex™ EDM requirió mayor intervalo de tiempo antes de presentarse la fractura en comparación con las limas ZenFlex™ y Protaper Gold™. ZenFlex™ obtuvo los fragmentos fracturados con menor longitud en comparación con las otras limas.

Palabras clave. Fatiga cíclica, Fractura, HyFlex™ EDM, ZenFlex™, Protaper Gold™, MEB, EDX.

Índice

Introducción.....	1
Marco teórico.....	2
Antecedentes de la instrumentación	2
Antecedentes de la cinemática de instrumentación	2
Tipos de movimiento	3
Movimiento Rotatorio.....	3
Movimiento Reciprocante	3
Movimiento Adaptativo.....	4
Níquel-Titanio en endodoncia	4
Fases cristalinas de NiTi.....	5
Aleaciones NiTi	8
M-Wire	10
Fase R	10
CM-Wire (Gold Wire y Blue Wire)	10
MaxWire.....	11
Fractura de instrumentos NiTi.....	11
Fractura cíclica	11
Fractura torsional.....	12
Dispositivos para evaluar fatiga cíclica	13
Dinámicas de prueba	16
Limas experimentales	16
Protaper Gold™ (Dentsply Sirona)	16
HyFlex™ EDM (Coltene)	17
ZenFlex™ (Kerr Dental)	18
Justificación.....	20
Pregunta de investigación	21
Objetivos	22
General:	22
Específicos:.....	22

Hipótesis.....	23
Metodología.....	24
Lugar de realización.....	24
Tipo de estudio.....	24
Criterios de selección.....	25
Criterios de inclusión.....	25
Criterios de exclusión.....	25
Definición conceptual y operacional de las variables.....	26
Independientes.....	26
Dependientes.....	27
Cálculo de muestra.....	28
Consideraciones éticas.....	29
Fases experimentales.....	30
Resultados.....	37
Resultados fase 1.....	37
Resultados fase 2.....	40
Análisis estadístico.....	41
Resultados fase 3.....	47
Discusión.....	53
Conclusiones.....	59
Bibliografía.....	60

Índice de tablas e ilustraciones

Figura 1. Transformaciones martensíticas	7
Figura 2. Modelo de Schneider según Li et al.	0
Figura 3. Modelo de Schneider según Cheung y Darvell	0
Figura 4. Esquemas de Pruett et al.	0
Figura 5. Modelo según Plotino et al.	0
Figura 6. Secuencia de limas Protaper Gold™ (Dentsply Sirona).....	0
Figura 7. Lima HyFlex™ EDM OneFile (Coltene).....	18
Figura 8. Secuencia de limas ZenFlex™ (Kerr Dental)	0
Figura 9. Microscopio Electrónico de Barrido y EDX.....	31
Figura 10. Dispositivo Electrónico Automático para prueba de fatiga.....	32
Figura 11. Caja de control con pantalla LED para observar los datos.....	32
Figura 12. Platina de acero inoxidable	33
Figura 13. Conducto simulado.....	33
Figura 14. Motor endodóntico X-Smart plus adaptado al DEA.....	34
Figura 15. Prueba de instrumento endodóntico en conducto artificial	36
Figura 16. MEB de la superficie de HyFlex™ EDM nuevas	37
Figura 17. MEB de la superficie de Protaper Gold™ nuevas	38
Figura 18. MEB de la superficie de ZenFlex™ nuevas.....	39
Figura 19. Fragmento de la lima HyFlex™ EDM	44
Figura 20. Fragmento de la lima Protaper Gold™	44
Figura 21. Fragmento de lima ZenFlex™	44
Figura 22. MEB superficie de fragmento fracturado HyFlex™ EDM.....	47
Figura 23. MEB superficie de fragmento fracturado Protaper Gold™	48
Figura 24. MEB superficie de fragmento fracturado ZenFlex™	49
Figura 25. Análisis EDX de fragmento 1, ZenFlex™	50
Figura 26. Análisis EDX de fragmento 2, ZenFlex™	50
Figura 27. Análisis EDX de fragmento 3, ZenFlex™	51

Tabla 1. Definición de las transformaciones martensíticas	7
Tabla 2. Aleación NiTi utilizada para la fabricación de instrumentos en endodoncia .	9
Tabla 3. Datos generales de tiempo y ciclos en la prueba de fatiga cilíca	40
Tabla 4. Datos descriptivos del número de ciclos para cada grupo de estudio	42
Tabla 5. Datos descriptivos del tiempo de fractura en segundos	43
Tabla 6. Datos obtenidos de los mm fracturados de los instrumentos	45
Tabla 7. Datos descriptivos de milímetros fracturados.....	45
Tabla 8. Media y desviación estándar de EDX en % peso para ZenFlex™	51
Gráfica 1. Análisis de ciclos por grupos	42
Gráfica 2. Análisis de tiempo por grupos	43
Gráfica 3. Análisis de longitud de tamaño fracturado por grupos	46
Gráfica 4. Composición química de la lima ZenFlex™ mediante EDX	52

EVALUACIÓN DE LA FRACTURA POR FATIGA CICLÍCA DE LAS LIMAS ZENFLEX™, PROTAPER GOLD™ Y HYFLEX™ EDM EN CONDUCTOS CURVOS SIMULADOS

Introducción

La endodoncia se ocupa de la morfología, fisiología y patología de la pulpa dental y tejidos perirradiculares. Su estudio y práctica abarcan las ciencias básicas y clínicas, incluida la biología de la misma, la etiología, diagnóstico, prevención y tratamiento de enfermedades y lesiones pulpares, así como su afección periapical.

El principal objetivo de la endodoncia es la limpieza mecánica y química del sistema de conductos radiculares para su obturación tridimensional, sin embargo exhibe anatomías complejas, que representan un desafío para la instrumentación con limas de acero inoxidable, es por ello que desde la introducción del níquel-titanio (NiTi) en la odontología y por ende el desarrollo de limas rotatorias endodónticas con mejores propiedades de flexibilidad y resistencia, se ha logrado conformar el conducto radicular de manera más eficiente y conservar la anatomía apical. A pesar de sus beneficios, las fallas siguen existiendo y su mayor desventaja es la separación de los mismos dentro del conducto radicular. La incidencia de fractura de los sistemas rotatorios oscila el 0,09 % y el 5 %, la cual es causada principalmente por la fatiga cíclica, que ocurre cuando un instrumento endodóntico NiTi gira en un conducto radicular curvo durante un número excesivo de ciclos de tensión-compresión. Este fragmento retenido puede dificultar los procedimientos de limpieza y modelado con un impacto potencialmente negativo en el pronóstico del tratamiento.

Por lo tanto, se hace necesario evaluar la fatiga cíclica como estrategia preventiva a considerar en las propiedades mecánicas y físicas de los instrumentos utilizados para la conformación del conducto radicular y, para ello, debe basarse en resultados sólidos de estudios realizados en condiciones que reflejen el entorno clínico.

Marco teórico

1. Antecedentes de la instrumentación

En 1838, Edwin Maynard fabricó el primer instrumento endodóntico, tomó un resorte de reloj y lo limó para hacer un broche de cuatro lados para entrelazar y quitar la pulpa, más tarde cortó púas en la brocha con el objetivo de limpiar y ensanchar el conducto radicular.(1)

En 1955, John I. Ingle Washington (EEUA), planteó la posibilidad de fabricar instrumentos endodónticos con estandarización en el aumento secuencial de sus diámetros, una nueva numeración y que en décimas de milímetro se reflejará el diámetro de la punta activa de los mismos. En la 2da conferencia internacional de Endodoncia en Pensilvania (EEUA), Grossman, Ingle y Levine presentaron el perfeccionamiento y simplificación de la técnica endodóntica, sugiriendo que los instrumentos y puntas de gutapercha se fabricarán según normas establecidas con patrones de estandarización.(1,2)

En 1961, Ingle publicó el primer trabajo sobre el uso de instrumentos estandarizados, así como de los conos de gutapercha puntas de plata, los cuales fueron manufacturados por primera vez por Kerr Manufacturing Co., limas que se obtenían de la torsión de una asta piramidal de acero al carbón, posteriormente fue sustituido por acero inoxidable debido a sus mejores propiedades.(3,4)

En 1962 la Asociación Americana de Endodoncia (AAE), tomó en cuenta la sugerencia de Ingle y Levine, generando la simplificación y estandarización de la instrumentación de los conductos radiculares (5)

1.1 Antecedentes de la cinemática de instrumentación

Se ha demostrado que la preparación del conducto radicular con instrumentos endodónticos de NiTi impulsados por motor da como resultado un transporte del

conducto significativamente menor y menos errores de preparación en comparación con los instrumentos manuales de acero inoxidable.(6)

Según Hülsmann *et al.* (2005), la primera referencia a la instrumentación rotatoria la hizo Oltramare (1892), quien utilizó agujas finas con secciones transversales rectangulares que se podían unir a una pieza de mano dental. Rollins (1899) desarrolló la primera pieza de mano endodóntica para instrumentación del conducto radicular que se utilizó con agujas especialmente diseñadas a 100 rpm. (7)

En 1992 surgen los primeros sistemas de piezas de mano automatizados entre los cuales se encuentran sistemas como Dynatrac, Giromatic, Endo cursor y Racer que utilizaban limas de acero inoxidable accionadas mediante micromotor de aire, no tuvieron mucho éxito ya que la sensación táctil que brindaban era muy baja y presentaban problemas como fractura del instrumento. (2)

2. Tipos de movimiento

2.1 Movimiento Rotatorio

La aleación metálica, constituida por Níquel titanio (Ni-Ti), consta de una variedad de limas, las cuales son más flexibles que las de acero inoxidable tradicionalmente utilizadas, lo que evita o intenta evitar que sufran fracturas en el interior del conducto. Este tipo de instrumentación rotatoria constituye o representa la tercera generación en el perfeccionamiento y simplificación del tratamiento de los conductos radiculares. Le denominamos instrumentación rotatoria por el tipo de conformación que se realiza con instrumentos capaces de rotar 360° dentro del conducto radicular, impulsadas por una fuente de energía (8)

2.2 Movimiento Reciprocante

El uso de reciprocidad mecanizada en endodoncia se introdujo en la década de 1960 con el sistema Giromatic (MicroMega, Besancon, Francia), 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. (9)

La técnica de instrumentación recíprocante se introdujo en 2008 por Ghassan Yared, se programó un motor ATR Teknica (ATR, Pistoia, Italia) para este movimiento asimétrico y la lima utilizada fue una Protaper F2 (Dentsply Maillefer). Este movimiento se puede describir como un movimiento oscilante cuando un instrumento gira en una dirección en el sentido de las agujas del reloj (CW) y luego la invierte en el sentido contrario a las agujas del reloj (CCW) antes de completar un ciclo rotatorio completo. Se demostró que el uso del movimiento recíprocante extiende la vida útil de un instrumento de NiTi y, por lo tanto, la resistencia a la fatiga en comparación con la rotación continua. Los instrumentos Reciproc®, (VDW, Munich, Alemania) y WaveOne®, (Dentsply-Maillefer, Baillagues, CH) se lanzaron en 2011 con un innovador movimiento alternativo. (9) (10)

2.3 Movimiento Adaptativo

El movimiento adaptativo TFA® (Kerr Endodontics, Orange, Ca) se introdujo en 2013 con un movimiento que combina rotación y reciprocidad. El movimiento adaptativo comienza con una rotación continua cuando se aplica una carga mínima o nula a los instrumentos, y la cinemática cambia automáticamente a un movimiento RR cuando el instrumento encuentra alguna resistencia. Según el fabricante, los ángulos alternativos son variables hasta un rango de 370 ° CW y 50 ° CCW. (9)

3. Níquel-Titanio en endodencia

Una aleación es un producto homogéneo, obtenido por fusión, compuesto de dos o más elementos químicos, uno de los cuales, al menos, debe ser un metal. En odontología las aleaciones más utilizadas son las del acero inoxidable y las de níquel-titanio. A principios de la década de 1960, la aleación de NiTi fue desarrollada por el Laboratorio de Artillería Naval (White Oak, MD, EE. UU.), se llamó Nitinol; un acrónimo de níquel (ni), titanio (ti) y laboratorio de artillería naval (nol).(6)

En 1975, Civjan Huget sugiere el uso de esta aleación en la fabricación de los instrumentos endodónticos, ya que observó que posee propiedades requeridas como flexibilidad, resistencia a la torsión y memoria en cuanto a la forma, no fue hasta en 1988, donde Walia y cols. utilizaron el alambre de ortodoncia para fabricar limas en las cuales se observaron que tenían entre 2 y 3 veces más flexibilidad, en comparación con las limas de acero inoxidable del mismo tamaño.(7,11)

Otra razón que llevó al desarrollo de instrumentos rotatorios de NiTi es la posibilidad de obtener instrumentos con una conicidad aumentada, diferente de la conicidad estándar ISO, fijado en 0.02 mm/mm (aumento de diámetro / longitud de lima). El aumento de la conicidad y la rotación permanente ofrecen la ventaja de una mayor capacidad de corte. Estas innovaciones han fomentado la introducción de rotatorios tecnológicamente más avanzados capaces de soportar mayores tensiones físicas.(12)

Desde 2007, se adoptaron instrumentos endodónticos de NiTi tratados térmicamente, consisten en procedimientos de calentamiento y enfriamiento de una aleación de NiTi convencional, con el fin de mejorar las características mecánicas, particularmente la resistencia a la flexión.(12)

3.1 Fases cristalinas de NiTi

La aleación de NiTi utilizada en instrumentos de endodoncia contiene aproximadamente 56% en peso de níquel y 44% en peso de titanio (una proporción atómica de 1:1 de los componentes principales), estos átomos de níquel y de titanio pueden disponerse en diferentes formas espaciales, dando lugar a diferentes formas microestructurales o cristalográficas dependientes de la temperatura: (13)

- Fase austenita (fase madre, primaria o de alta temperatura), con una estructura cristalina B2 cúbica de caras centrada en el cuerpo, la aleación de NiTi se encuentra en esta fase a temperatura ambiente y corporal. Es la fase más dura y resistente y se caracteriza por tener un comportamiento elástico, es decir, tras ceder la fuerza que provoca la deformación, el material recupera su disposición

inicial. Se puede transformar en martensita mediante tensión, por ejemplo, con la inserción del instrumento en un conducto radicular curvo. (14)

- Fase martensita (fase baja temperatura), con una estructura cristalina monoclinica B19', es más suave y más dúctil que la austenita, se puede deformar fácilmente y se caracteriza por tener un comportamiento plástico, es decir, tras el cese de la fuerza que provoca la deformación, la aleación mantiene dicha deformación. Tiene un módulo elástico más bajo (alrededor de 30-40 GPa) que la austenita (alrededor de 80-90 GPa) (15), dándole características típicas que son: superelasticidad (sE) y el efecto de memoria de forma (SME) cuando se calienta.

La aleación martensita conservará mejor la anatomía del conducto y para fabricar sistemas rotatorios que contengan principalmente esta fase, las temperaturas de transformación de la aleación de NiTi deben elevarse, por ejemplo, mediante tratamiento termomecánico. Únicamente al calentar el instrumento deformado más allá de la temperatura de acabado austenítico, por ejemplo, cuando lo esterilizamos en el autoclave, será cuando recupere su forma original, volviendo al estado austenítico y la orientación cúbica de sus cristales. (14,16)

- La fase pre-martensítica o fase R, es una fase intermedia que aparece antes de la transformación martensítica, debido al estrés que se produce durante esta transformación. Sus átomos forman una cristalografía romboidal distorsionada de la estructura B2. La fase R es habitual encontrarla en los instrumentos de NiTi sometidos a tratamientos termomecánicos. (13,16)

Tabla 1. Definición de las transformaciones martensíticas (6)(14)

<p>Superelasticidad (SE) = pseudoelasticidad</p>	<p>Capacidad para resistir una carga o tensión aplicada sin sufrir una deformación permanente, una vez que el esfuerzo se retira la deformación se invierte y el material recupera su forma original, ocurre por la transformación de la fase austenita estable a la fase de martensita inducida por estrés/tensión.</p> <p>Para utilizar la súperelasticidad de la aleación de NiTi, los sistemas rotatorios deben estar compuesto principalmente de fase austenítica a temperatura ambiente.</p>
<p>Efecto de memoria de forma (SME)</p>	<p>Capacidad de NiTi deformado para recuperar su forma original cuando se calienta debido a la transformación de fase de martensita estable deformada a la fase austenita estable.</p>

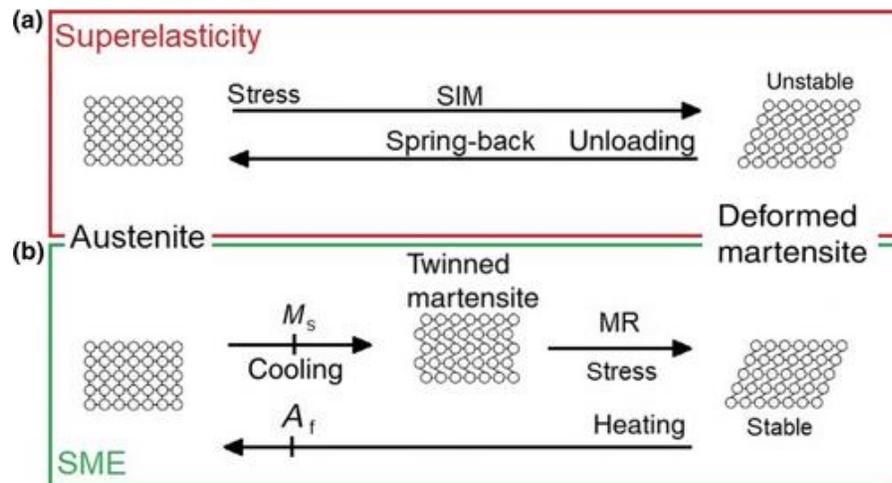


Figura 1. Transformaciones martensíticas. (a) Superelasticidad (SE) a temperatura ambiente por encima de la temperatura de acabado de austenita (A_f). (b) Efecto de memoria de forma (SME). Para la reorientación de martensita (MR), se requiere menos estrés que para la transformación de martensita inducida por estrés (SIM). (M_s = temperatura de inicio de la martensita)

Superelasticidad (sE) y el efecto de memoria de forma (SME) ocurren como resultado de la transición de austenita a martensita (transformación martensítica termoplástica), esta transformación permite recuperar altas deformaciones y puede ser activada tanto

mecánicamente (Martensita Inducida por Tensión/Estrés, SIM), así como por variaciones de temperatura (Martensita Inducida Térmicamente, TIM). Para que la transformación martensítica de tensión se produzca correctamente, la tensión debe mantenerse constante, teóricamente, este requisito se satisface mediante el uso de una pieza de mano que mueva el instrumento endodóntico con una velocidad y un torque adecuados y preestablecidos, con el fin de mantener la energía mecánica lo más constante posible. Por lo tanto, los instrumentos rotatorios de NiTi deben trabajar en el campo superelástico para ser eficientes y seguros, pero este rango de trabajo a menudo se excede, con la consecuente acumulación de fatiga y mayor riesgo de rotura.(12)

3.2 Aleaciones NiTi

Las aleaciones de NiTi utilizadas para instrumentos endodónticos pueden clasificarse en tres grupos: los instrumentos que contienen principalmente la fase de austenita que son los instrumentos de NiTi convencional, M-Wire y Fase R; los instrumentos que contiene principalmente la fase de martensita que son los instrumentos de CM-Wire, que dentro de esta aleación encontramos las aleaciones de NiTi tratadas termo-mecánicamente de oro (Gold Wire) y azul (Blue Wire); y por último los instrumentos que contienen ambas fases, los instrumentos de Max-Wire. (6)

EVALUACIÓN DE LA FRACTURA POR FATIGA CICLÍCA DE LAS LIMAS ZENFLEX™, PROTAPER GOLD™ Y HYFLEX™ EDM EN CONDUCTOS CURVOS SIMULADOS

Tabla 2. Descripción general de la aleación de NiTi utilizada para la fabricación de instrumentos de endodoncia. Tabla modificada de Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. Int Endod J. 2018;51:1088–103 (6)

Aleación	Composición de fase/propiedades	Sistema NiTi
Aleación de NiTi convencional	austenítico: <ul style="list-style-type: none"> • superelástico 	Mtwo OneShape ProFile ProTaper Universal
Electropulido		RaCe, BioRaCe, iRace F360, F6 Skytaper
Fase R	austenítico: <ul style="list-style-type: none"> • superelástico 	Twisted File Twisted File Adaptive K3XF
M-Wire	Austenítico con pequeñas cantidades de pre-martensita y martensita: <ul style="list-style-type: none"> • superelástico • Transformación inducida por estrés de dos etapas a través de una fase R 	ProFile Vortex ProFile GT Series X ProTaper Next Reciproc WaveOne
CM- Wire	Martensítico con cantidades variables de austenita y pre-martensita	Hyflex CM Thypoon Infinite Flex NiTi Files
CM- Wire: Blue Wire CM- Wire: Gold Wire	Martensítico con cantidades variables de austenita y pre-martensita <ul style="list-style-type: none"> • Deformable pseudoplástico • efecto de memoria de forma • flexibilidad superior • mayor resistencia a la fatiga cíclica • mayor ángulo de rotación en la fractura • torque máximo más bajo 	V-Taper 2H Hyflex EDM ProTaper Gold WaveOne Gold ProFile Vortex Blue Reciproc Blue
MaxWire	Martensítico (20 °C), austenítico (35 °C): <ul style="list-style-type: none"> • efecto de memoria de forma • superelástico 	XP-endo Finisher XP-endo Shaper

3.2.1 M-Wire

Con el objetivo de producir una aleación de NiTi más flexible con mayor resistencia a la fatiga cíclica, Sportswire LLC (Langley, OK, EE. UU.) desarrolló un procedimiento de fabricación termomecánica patentado en 2007, se denominó M-Wire. El material de partida es una composición de Nitinol que consta de $55,8 \pm 1,5\%$ en peso de níquel (Ni), $44,2 \pm 1,5\%$ en peso de titanio (Ti) y oligoelementos de menos del 1% en peso. El diagrama de tensión-deformación muestra que se requiere menos tensión para inducir la transformación de martensita, por lo tanto, M-Wire mantiene un estado superelástico y una mayor flexibilidad.(6,16,17)

3.2.2 Fase R

En 2008, SybronEndo (Orange, CA, EE. UU.) desarrolló otro proceso de fabricación para crear un nuevo sistema rotatorio NiTi llamado Twisted File (TF). El procedimiento de fabricación de TF incluye tres nuevos métodos: tratamiento térmico en fase R, torsión del alambre metálico para darle espiras a la parte activa y un acondicionamiento especial de la superficie. La fase R posee un módulo de cizallamiento más bajo, y su deformación de transformación es menos de una décima parte de la de la transformación de martensita, en consecuencia, se requiere menos tensión para provocar una deformación plástica en la fase R que permita el proceso de torsión. Posteriormente, se introdujeron dos sistemas NiTi más con esta aleación: K3XF (tratamiento térmico de fase R posterior al mecanizado) y TFAadaptive (se utilizan en movimiento adaptativo) (6,16)

3.2.3 CM-Wire (Gold Wire y Blue Wire)

En 2011, Dentsply Tulsa Dental (Tulsa, OK, EE. UU.) presentó ProFile Vortex Blue, fue el primer instrumento de endodoncia de color azul, resultado de un tratamiento térmico posterior al mecanizado con una capa superficial de óxido de titanio. Estos instrumentos contienen una mayor cantidad de martensita estable que las limas de M-Wire, lo que lleva a una aleación de NiTi más flexible y dúctil, aumentando la resistencia a la fatiga cíclica en comparación a las limas de NiTi convencional y con las de M-Wire. (16,17)

En 2015 se introdujo en el mercado la aleación Gold Wire (Dentsply Tulsa Dental Specialities) con el sistema rotario ProTaper Gold y posteriormente WaveOne Gold. Su tratamiento termomecánico especial le confiere una capa superficial responsable de su coloración dorada. Esta aleación presenta una mayor resistencia a la fatiga cíclica y un comportamiento martensítico. Esto es debido a que la temperatura de transformación de fase está aumentada respecto al NiTi convencional, ésta alcanza aproximadamente los 50°C para la temperatura de acabado de austenita, lo que proporciona una mayor cantidad de aleación en fase martensítica a temperatura corporal en condiciones clínicas (18)

3.2.4 MaxWire

En 2015, FKG Dentaire introdujo otra aleación patentada de NiTi tratada termomecánicamente llamada MaxWire, es la primera aleación de NiTi endodóntica que combina el efecto de memoria de forma y la superelasticidad en la aplicación clínica. XP-endo Shaper y XP-endo Finisher (ambos FKG Dentaire), son relativamente rectos en su fase martensítica a temperatura ambiente, cambian a una forma curva cuando se exponen a la temperatura intraconducto debido a una transformación a la fase austenítica. (19)

4. Fractura de instrumentos NiTi

La aleación de NiTi posee un módulo elástico más bajo en comparación con el acero inoxidable, lo que da como resultado una flexibilidad avanzada de los instrumentos endodónticos. (6,12) Sin embargo, se ha descrito una incidencia de fractura de las limas rotatorias NiTi que oscila entre el 0,09 % y el 5 %. Dentro de las fracturas de los sistemas rotatorios, la mayoría de las limas se fracturan por fatiga cíclica con un porcentaje de aproximadamente un 88% y el otro 12% se fractura por torsión. (20)

4.1 Fractura cíclica

La fractura del instrumento debido a la fatiga cíclica (flexión) ocurre después del desarrollo de microfisuras en la superficie del instrumento como consecuencia de

cargas repetidas (21), es decir, se desarrolla cuando el instrumento gira dentro de un conducto radicular curvo durante un número excesivo de ciclos de tensión-compresión (tensión en la parte externa y compresión en la parte interna), con una deformación en la región de máxima curvatura, este esfuerzo repetido durante muchos ciclos acaba por fatigar la aleación produciéndose grietas microestructurales que finalmente producirán una fractura dúctil, sin signos previos visibles de deformación plástica.(12,22)

La vida cíclica de los instrumentos NiTi se puede dividir en dos etapas: comenzando con el inicio de una fisura en la que se forman las microfisuras y comienzan a crecer preferentemente a lo largo de planos cristalográficos de la lima, seguido de la propagación de la fisura hasta la fractura final. (23)

Por lo general, la resistencia a la fatiga cíclica se calcula como el número de rotaciones/ ciclos hasta la fractura (NRF / NCF) con la siguiente fórmula: $NCF = \text{tiempo (segundos) hasta la falla} \times \text{rpm} / 60 \text{ segundos}$. (21)

4.2 Fractura torsional

La fractura por torsión ocurre cuando la punta de un instrumento está firmemente encajada u otra parte del instrumento se bloquea en el conducto radicular, mientras que el vástago continúa girando, excediendo así la resistencia al corte del instrumento, esto puede suceder tanto en conductos rectos y curvos.(21)

Las tres etapas del comportamiento físico del metal: primero se excede el límite elástico del metal, luego la lima sufre una deformación plástica y, por último, se produce la fractura, es decir, el límite elástico del metal es superado por el torque ejercido por la pieza de mano. Generalmente los instrumentos fracturados debido a cargas de torsión suelen presentar signos específicos, como deformación plástica. (6,12)

5. Dispositivos para evaluar fatiga cíclica

A diferencia de los métodos de prueba de torsión, regulados por ISO 3630-1: 2008 (para limas manuales de acero inoxidable), aún no se ha definido una norma internacional sobre las pruebas de fatiga cíclica de los instrumentos endodónticos rotatorios. Por lo tanto, es una práctica común utilizar protocolos experimentales para investigar in vitro el comportamiento de los instrumentos de NiTi. El resultado es una gama diversificada de dispositivos estáticos y dinámicos, cada uno de los cuales propone diferentes soluciones. Los estándares únicos que regulan los requisitos mínimos de resistencia de los instrumentos de NiTi se informan en la ADA (Asociación Dental Americana) No. 28, aunque estos se refieren solo a las pruebas estáticas para instrumentos operados manualmente.(12,24)

El primer método utilizado para definir la curvatura del conducto fue introducido en 1971 por Schneider, según el cual el único parámetro a considerar fue el representado por el ángulo de curvatura; para determinar el grado de curvatura de la raíz, trazó una línea paralela al eje largo del conducto, se trazó una segunda línea desde el foramen apical para intersectar con la primera línea en el punto donde el conducto comenzó a salir del eje longitudinal del conducto, implicó el uso de conductos abiertos obtenidos por medio de ranuras realizadas en bloques que funcionan como guía. Refiriéndose al método de Schneider, Kitchens et al. y Li et al. realizaron las ranuras en bloques de acero al carbono y acero inoxidable, respectivamente. (12)

Cheung y Darvell propusieron una mejora importante del método de Schneider y modificado por Zinelis et al. 2007, que utilizó tres pasadores de acero inoxidable de 2 mm de diámetro y montados sobre un soporte de material acrílico. Los pasadores, convenientemente dispuestos, imponen en la parte final del instrumento una curvatura circular que pasa por tres puntos:(12,25) .

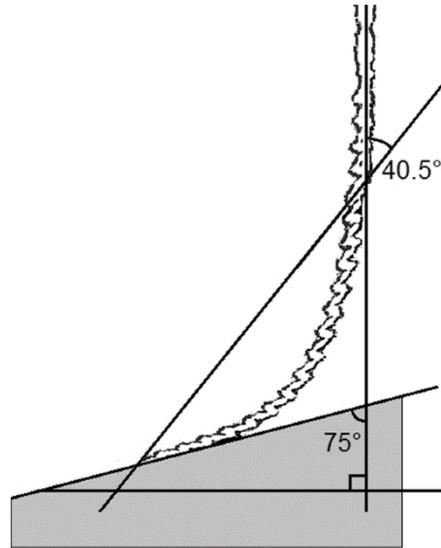


Figura 2. Dibujo del modelo de Schneider según Li et al.

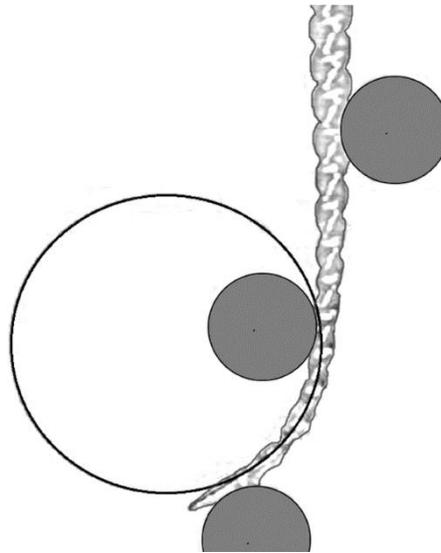


Figura 3. Dibujo del modelo de Schneider según Cheung y Darvell

Un segundo método, establecido Pruett et al. 1997, alternativo al primero, se basó en el uso de conductos artificiales cerrados para describir la geometría de la curvatura con mayor precisión. Estudios resultantes de Pruett et al. (26) propusieron la construcción de conductos artificiales en tubos de vidrio o metal. En particular, Yared et al. 2000, utilizaron un tubo de metal con un ángulo de curvatura de 90° y un diámetro

interno de 2 mm, sin especificar ni el radio de curvatura ni el punto de curvatura máxima. (26)

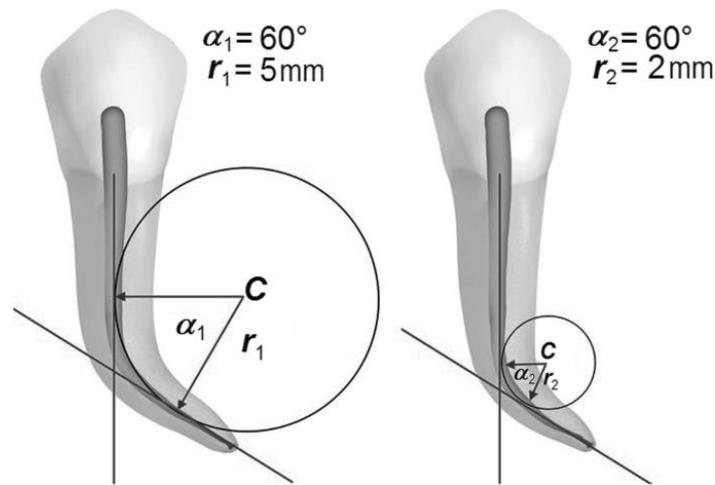


Figura 4. Dibujos esquemáticos de Pruett et al. modelos con diferente radio y mismo ángulo de curvatura

Barbosa y col. 2007, realizaron pruebas experimentales utilizando un tubo de vidrio que imponía un ángulo de curvatura fijo (45°) y un radio de curvatura de 5mm. Anderson y col. 2007, hicieron un conducto de vidrio artificial con un diámetro interno de 1,2mm y realizó experimentos en un ángulo de curvatura de 45° y 90° , restringiendo a 5mm de la punta el punto de curvatura máxima del instrumento. (12)

Finalmente, el conducto artificial se fresó en un bloque de acero inoxidable que se conectó a un marco principal al que se conectó un soporte plástico móvil para la pieza de mano. La pieza de mano dental se montó en un dispositivo móvil que permitió la colocación precisa y sencilla de cada instrumento dentro del conducto artificial, asegurando la alineación tridimensional y el posicionamiento de los instrumentos a la misma profundidad. El conducto artificial se cubrió con un vidrio templado para evitar que los instrumentos se salieran, permitir la observación del instrumento girando y la fractura fue fácilmente detectable porque los instrumentos eran visibles a través de la ventana de vidrios.(12,25)

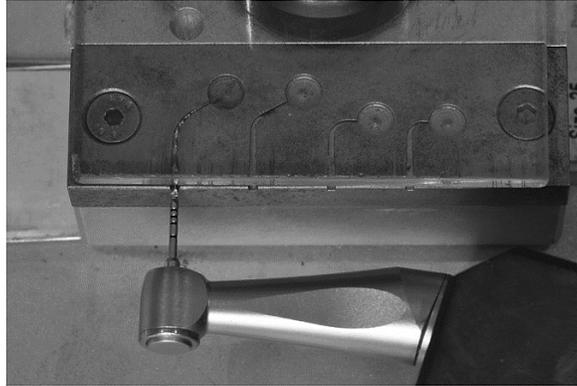


Figura 5. Modelo según Plotino et al

6. Dinámicas de prueba

Según la dinámica de la lima durante la prueba podemos encontrar:

- a. Prueba estática: se realiza sin movimiento axial, donde el instrumento gira a una longitud designada en el conducto simulado hasta que se fractura
- b. Prueba dinámica: incorpora movimiento axial ascendente y descendente, imita el movimiento de picoteo y prolonga la vida útil del instrumento. (27)

7. Limas experimentales

7.1 Protaper Gold™ (Dentsply Sirona)

Fabricadas en Níquel-Titanio, siguiendo un procedimiento patentado que les confiere apariencia dorada, consta de un mango más corto que mejora la accesibilidad a los dientes, sección transversal mejorada (triangular convexa) y una conicidad progresiva para mejorar el corte a la vez que disminuye la fricción rotacional entre la hoja de la lima y la dentina. Diseño de punta no cortante, lo cual permite que cada instrumento siga de forma segura la porción del conducto ya instrumentada y la pequeña área plana de la punta mejora la capacidad de encontrar su camino a través del tejido blando y los detritus. (28)

Protaper Gold™ proporciona el 24% de incremento en flexibilidad, que las limas Protaper Universal, otorgándole una ventaja muy importante a la hora de evitar la fractura de las limas.

Las limas de conformación: SX (0.19/.04), S1 (0.18/.02) y S2 (0.20/.02) pre-ensanchan los conductos y están diseñadas para usarse con acción de cepillado durante el movimiento de retirada para crear un acceso radicular recto.

Las limas de finalización: F1 (0.20/.07), F2 (0.25/.08), F3 (0.30/.09), F4 (0.40/.06) y F5 (0.50/.05) son más flexibles por lo que cada conducto se puede conformar y acabar con un enfoque de sistema completo, sin acción de cepillado (28)



Figura 6. Secuencia de Limas Protaper Gold™ (Dentsply Sirona)

7.2 HyFlex™ EDM (Coltene)

HyFlex™ EDM constituye la 5ta generación de limas endodónticas, primer instrumento de endodoncia que se fabrica mediante un proceso de mecanizado por descarga eléctrica (EDM), es un proceso de erosión térmica sin contacto, donde la herramienta de mecanizado incrustada en un líquido dieléctrico se mueve hacia la pieza de trabajo, se genera una potente descarga, las chispas eléctricas provocan una fusión local y una evaporación parcial de pequeñas porciones de material que se eliminan de esta área dejando un acabado superficial típico similar a un cráter, creando una superficie

más fuerte y y hasta un 1200% más resistentes a la fractura y, por lo tanto, es posible reducir el número de limas necesarias para desinfectar y conformar el conducto radicular. (29,30)

Al igual que las limas HyFlex™ CM, las limas HyFlex™ EDM tienen memoria controlada (CM), siguen la anatomía del conducto, reduciendo significativamente el riesgo de que se produzcan escalones, desplazamientos o perforaciones. (29)

HyFlex™ EDM OneFile tiene un tamaño de punta de 25 con una conicidad constante de 0,08 en los 4 mm apicales del instrumento, y la conicidad disminuye progresivamente hasta 0,04 en la región coronal (31), con un diseño de sección transversal variable: triangular en la parte superior, trapezoidal en la parte media y rectangular en la parte apical del instrumento. (29) Se utilizan a 400 rpm y con un torque de hasta 2.5 Ncm.



Figura 7. Lima HyFlex™ EDM OneFile (Coltene)

1.1 **ZenFlex™ (Kerr Dental)**

Sistema de limas NiTi introducido al mercado en 2021, para instrumentación rotatoria, sin embargo también se puede usar en movimiento adaptativo, con memoria controlada que mantiene su forma precurvada, permitiendo una inserción más fácil incluso en los conductos con anatomías desafiantes, presenta alta eficiencia de corte debido a su diseño de sección transversal triangular, mínimamente invasiva, pues el diámetro de la parte activa es de 1 mm como máximo y junto con la punta inactiva

ayudan a minimizar la transportación y preservar la integridad estructural del diente.(32)

Consta de un tratamiento térmico patentado que produce una capa violeta de óxido de titanio, la cual permite una fuerza y flexibilidad equilibradas, que de acuerdo al fabricante permite una adaptación a una amplia gama de curvaturas de hasta 90° e incluso en anatomías complejas del conducto.

ZenFlex™ está diseñado para ser tan o más resistente a la torsión y fatiga cíclica que los principales competidores de limas rotatorias, a pesar de tener menor masa y un diámetro 20% inferior. Esto da como resultado mayor vida útil del instrumento y un tiempo más corto para alcanzar la longitud de trabajo, a la vez que se minimiza el riesgo de fractura. (32)

Sistema disponible en 21 mm y 25 mm, Taper .04 y .06 con blíster surtido de .20, .25, .30, .35, .40 y .45. y adicionales disponibles en .50 y .55

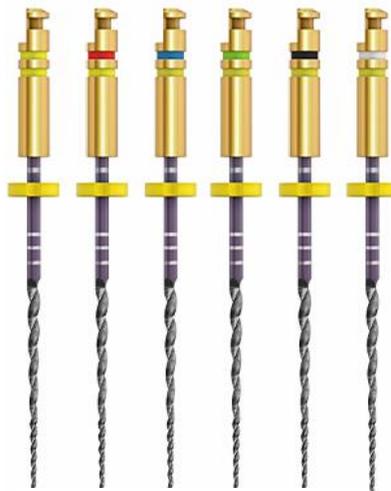


Figura 8. Secuencia de limas ZenFlex™, Kerr Dental

Justificación

Actualmente hay una cantidad superior a 200 sistemas rotatorios existentes en el mercado, a diferencia de las limas manuales (ANSI/ADA N° 28), las limas rotatorias no son estandarizadas por las normas ISO, ni se basan en reglas para su fabricación, de esta manera los fabricantes tienen libertad en innovar el diseño y características físicas-metalúrgicas de las limas.

La ausencia de una estandarización también les permite no realizar estudios previos en cuanto a su comportamiento mecánico o de desinfección, por lo tanto, se hace necesario evaluar estas características para determinar las mejoras que aportan respecto a sus predecesoras y obtener resultados sólidos que puedan sustentar las afirmaciones de los fabricantes.

Recientemente Kerr Dental ha introducido un nuevo sistema rotatorio de instrumentación: ZenFlex™, el cual promete una mayor resistencia a la fatiga cíclica, minimizando el riesgo de la separación; lo que permitiría un tratamiento endodóntico de mayor seguridad para el paciente.

El presente trabajo tiene la finalidad de evaluar el comportamiento de este nuevo sistema en cuanto a su fatiga cíclica, comparándolo con limas ya existentes en el mercado: HyFlex™ EDM y Protaper Gold™, para determinar cuál posee una mejor resistencia que genere seguridad al operador durante el tratamiento endodóntico.

Pregunta de investigación

¿El sistema rotatorio ZenFlex™ (Kerr Dental) presenta mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica que Protaper Gold™ (Dentsply Sirona) y HyFlex™ EDM (Coltene) en conductos curvos simulados?

Objetivos

General:

1. Evaluar y comparar la fractura por fatiga cíclica de las limas ZenFlex™, Protaper Gold™ y HyFlex™ EDM en conductos curvos simulados.

Específicos:

1. Evaluar los tres sistemas de instrumentos al Microscopio Electrónico de Barrido para detectar defectos.
2. Comparar la fractura por fatiga cíclica de las limas ZenFlex™, Protaper Gold™ y HyFlex™ EDM en conductos curvos simulados.
3. Comparar las longitudes de los fragmentos fracturados de los tres sistemas rotatorios.
4. Evaluar los fragmentos fracturados de los instrumentos por Microscopio Electrónico de Barrido.

Hipótesis

Hi: El sistema rotatorio ZenFlex™ presenta mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica en comparación con los sistemas Protaper Gold™ y HyFlex™ EDM durante la instrumentación en conductos curvos simulados

H0: El sistema rotatorio ZenFlex™ presenta menor resistencia a la fractura por fatiga cíclica en comparación con los sistemas Protaper Gold™ y HyFlex™ EDM durante la instrumentación en conductos curvos simulados

Metodología

Lugar de realización

- Laboratorio de preclínica, Maestría en Endodoncia. Facultad de estomatología. UASLP
- Laboratorio de Ciencias Básicas. Facultad de Estomatología. UASLP
- Laboratorio de investigación odontológica Campus UAZ siglo XXI. Zacatecas

Tipo de estudio

- Experimental *in vitro*

Criterios de selección

Criterios de inclusión

- Limas ZenFlex™ nuevas 25/.06 de 25 mm de longitud
- Limas Protaper Gold™ nuevas 25/.08 de 25 mm de longitud
- Limas HyFlex™ EDM nuevas 25/.08 de 25 mm de longitud

Criterios de exclusión

- Limas rotatorias nuevas que tengan deformaciones plásticas evidentes antes de iniciar los procedimientos experimentales.

Definición conceptual y operacional de las variables

I. Independientes

VARIABLE	CLASIFICACIÓN	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL
<u>Sistema Rotatorio</u>	categórica nominal	Limas de NiTi que presentan características específicas según el fabricante las cuales son accionadas por un motor que son introducidas en el interior del conducto radicular de manera activa y rotando a 360° en sentido horario, con velocidad constante y en sentido corona/ápice, las cuales provocan la limpieza, remoción del contenido séptico, restos orgánicos y limalla dentinaria.	Instrumentos ZenFlex™ 25/.06, Protaper Gold™ 25/.08 y HyFlex™ EDM 25/.08 rotatorios de uso endodóntico para la limpieza y conformación de conductos radiculares.

II. Dependientes

VARIABLE	CLASIFICACIÓN	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL
<u>Fractura por fatiga cíclica</u>	categórica nominal	Capacidad de un instrumento de endodoncia para mantenerse rotando o reciprocando durante la preparación biomecánica de los conductos radiculares hasta que ocurra la separación del instrumento causada por el esfuerzo y fatiga del metal	Momento en el cual el instrumento rotatorio es separado en dos fragmentos por haber sido utilizado en un determinado número de ciclos
<u>Ciclo</u>	continua de razón	Un ciclo es el número de rotaciones por minuto que un instrumento realiza según el tiempo en segundos.	Momento de acción del instrumento rotatorio, fijado a partir de un punto inicial que tiene como punto intermedio una longitud determinada y retorna a su punto inicial.
<u>Tiempo de la Fractura</u>	continua de razón	Determinación del tiempo en segundos que le toma a un instrumento rotatorio sufrir una fractura por fatiga cíclica.	Cantidad de segundos a los cuales el instrumento rotatorio después de un ciclo se fractura
<u>Longitud del fragmento fracturado</u>	Continua de razón	Dimensión de una línea o de un cuerpo considerando su extensión en línea recta	Extensión del instrumento rotatorio fracturado en milímetros.

Cálculo del tamaño de la muestra

Valores de confianza tabla Z	
95%	1.96
90%	1.65
91%	1.7
92%	1.76
93%	1.81
94%	1.89

$$n = \frac{NZ^2S^2}{d^2(N-1) + Z^2S^2}$$

Donde:

n= tamaño de la muestra

N = tamaño de la población

Z² = valor de Z crítico, nivel de confianza.

S² = varianza de la población en estudio

d²= intervalo de confianza

Sustituyendo:

$$n = \frac{(18) (1.645)^2 (5.01)^2}{(0.005)^2 (17) + (1.645)^2 (5.01)^2}$$

$$n = 17.999 = 18$$

n= 18 para cada grupo

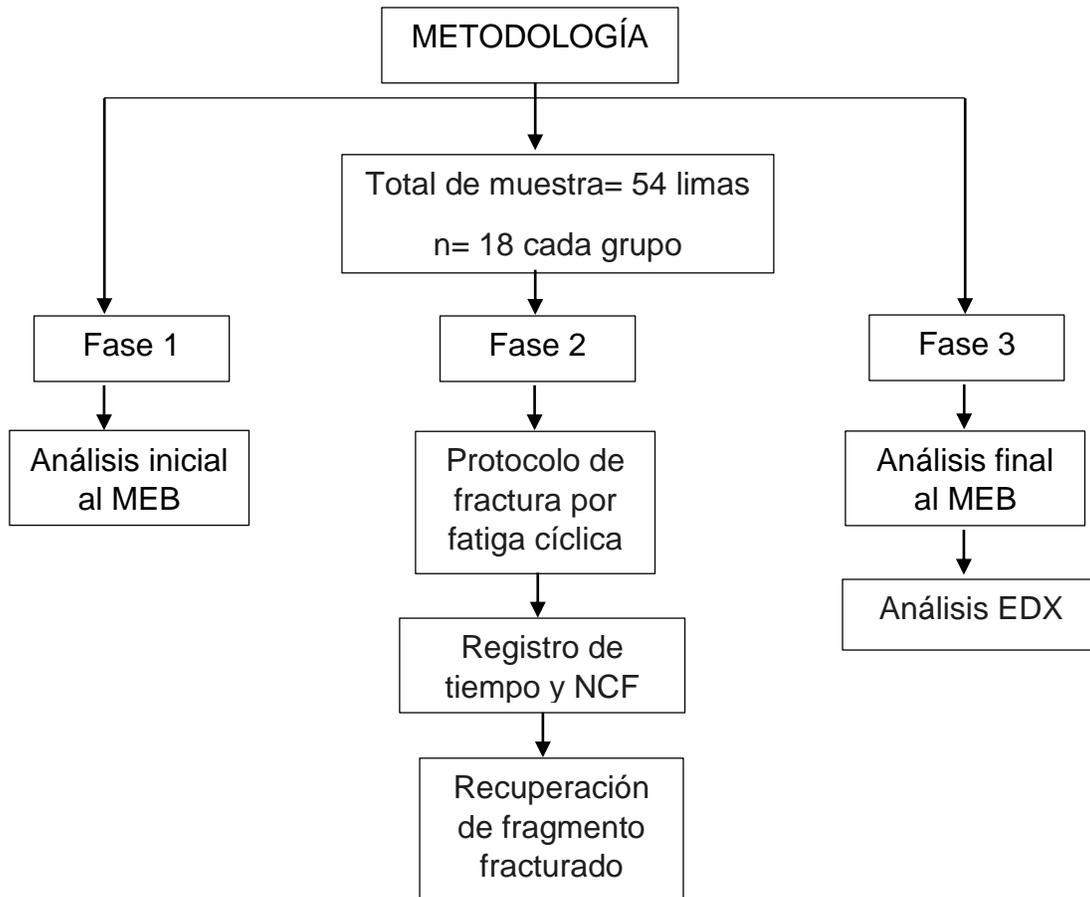
Se utilizaron un total de 54 limas de los sistemas ZenFlex™ (Kerr Dental), Protaper Gold™ (Dentsply Maillefer) y HyFlex™ EDM (Coltene); divididos en 3 grupos, cada uno con 18 limas.

Consideraciones éticas

Este proyecto fue evaluado y aprobado por el H. Comité de Ética en Investigación de la Facultad de Estomatología de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí, con la siguiente clave: CEI-FE-041-021.

El manejo del estudio se realizó según el cumplimiento a lo establecido en la fracción I del artículo 47 de la Ley Federal sobre Metrología y Normalización, con fecha de 2005, publicado en el Diario Oficial de la Federación.

Fases experimentales



Fase 1:

Se observaron los instrumentos rotatorios ZenFlex™ 25/.06, Protaper Gold™ 25/.08 y HyFlex™ EDM 25/.08, al Microscopio Electrónico de Barrido para detectar defectos en su parte activa de la lima. Se analizaron en aumentos de 16X, 400X y 3500X.

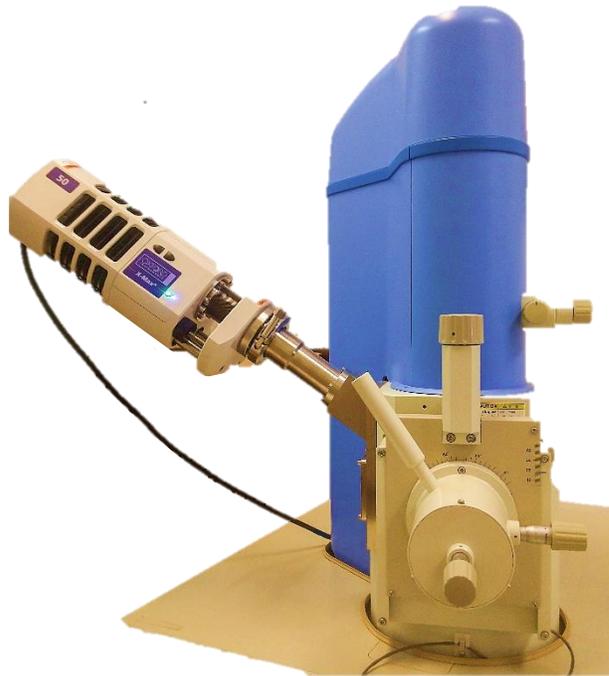


Figura 9. Microscopio Electrónico de Barrido y EDX

Fase 2:

Protocolo de fractura por fatiga cíclica.

Se llevó a cabo mediante el uso de un Dispositivo Electrónico Automático (DEA), el cual consta de cuatro componentes principales: a) Soporte principal (integrado con un brazo móvil, al cual se le adaptó el motor X-Smart plus (Dentsply Sirona) y el bloque endodóntico experimental) b) bloque endodóntico experimental, se fijó a la base por medio de dos tornillos de forma manual, c) base con un sensor para calibración del peso, y d) caja de control, el cual nos permitió obtener el número de ciclos. (33)

La operación del DEA comprendía de un microcontrolador de cristal PIC16F874 de 8 bits y 16 MHz. El sensor de calibración se programó a 1.03 N.(34)



Figura 10. Dispositivo Electrónico Automático para prueba de fatiga cíclica

La caja de control permite el siguiente programa operativo: 1) calibración del DEA, 2) proporcionar la posición inicial y final del instrumento, 3) tiempo de trabajo y 4) registro de datos (NCF)



Figura 11. Caja de control con pantalla LED para observar los datos. (Botón rojo: paro de emergencia, botones verdes: navegar en el menú, botón amarillo: enter)

El bloque endodóntico experimental consta de conductos artificiales, la platina está fabricada de acero inoxidable, con una longitud de 153 mm por 24 mm de ancho y 95 mm de alto, consta de 5 conductos artificiales con diferentes curvaturas y

angulaciones: de 25°, 45°, 60°, 75° y 90°. Los parámetros de la curvatura empleados en el presente estudio fueron diseñados según el método de Schneider y Pruett.(35) El bloque endodóntico experimental presentó una tapa de acrílico con un espesor de 5 mm, lo cual permitió la observación del instrumento rotando en el conducto hasta el momento de la fractura. La tapa de acrílico fue sostenida por 4 tornillos que la ajustan a la platina del acero.



Figura 12. Platina de acero inoxidable con angulaciones de 25°, 45°, 60°, 75° y 90°

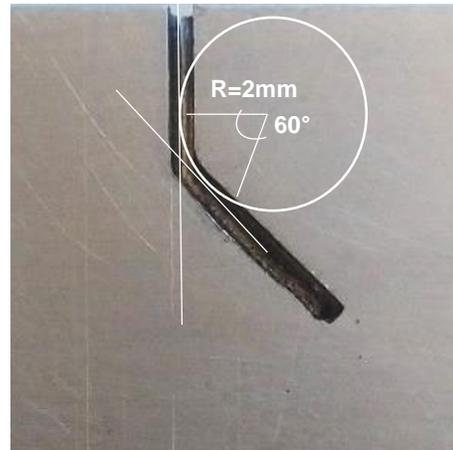


Figura 13. Conducto simulado usado en el presente estudio

Cada conducto artificial presenta un radio de curvatura de 2 mm, un diámetro de 1.5 mm, una profundidad de 1.5 mm y una longitud de 26 mm, (12 mm desde la parte superior al inicio de la curvatura y 14 mm desde el inicio de la curvatura hasta el equivalente del vértice del conducto simulado).

El motor endodóntico X-Smart plus (Dentsply Sirona) se adaptó al DEA mediante una montura giratoria, lo cual permitió ajustar el ángulo e inclinación del motor en dos direcciones (vertical y horizontal), para operar el instrumento rotatorio NiTi y simular las condiciones clínicas en la pieza dentaria.

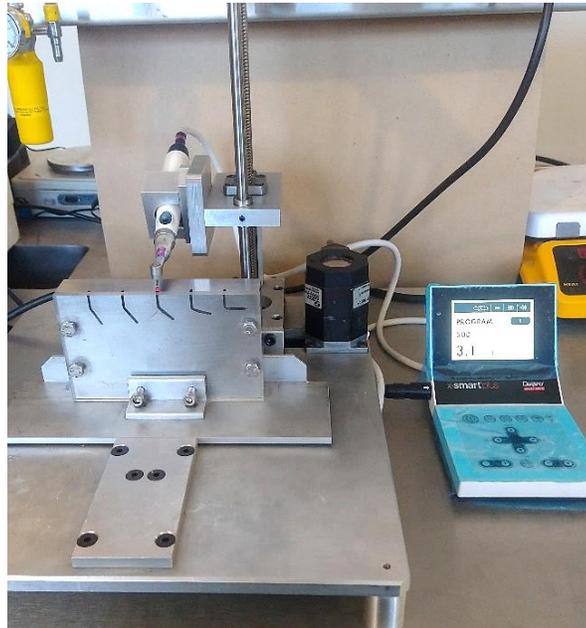


Figura 14. Motor endodóntico X-Smart plus adaptado al Dispositivo Electrónico Automático

Se realizaron pruebas piloto para dominar el control y manejo del dispositivo electrónico autónomo, así como de su calibrado. El instrumento quedó centrado a 1 mm de la entrada del conducto artificial y 18 mm fue la longitud que entró en este. Desde el panel de control de la máquina y con el objetivo de simular el movimiento de picoteo durante el uso clínico de las limas, se programó un movimiento de entrada y salida que ocurría al mismo tiempo que las limas giraban dentro del conducto, con lo cual se mantuvo a una presión constante. Este movimiento se ajustó con una amplitud de movimiento de 3 mm por segundo, es decir, realizó un movimiento de entrada y salida en un segundo, que es el tiempo en el cual se completa un ciclo.



Figura 15. Prueba de instrumento endodóntico, se introducen 18mm en el conducto artificial

Se fracturaron 54 limas, en la curvatura de 60°, mediante el controlador se seleccionó la opción de iniciar prueba, y se iniciaron los movimientos de rotación a las revoluciones por minuto y torque recomendados por el fabricante según el instrumento utilizado: Protaper Gold™ (300rpm y 3.1 Ncm), ZenFlex™ (500rpm y 2 Ncm), HyFlex™ EDM (400rpm y 2.5 Ncm).

El tiempo fue cronometrado digitalmente y una vez que se presentó la fractura, se presionó el botón para detener la prueba, detectando los ciclos (se corroboraron con la fórmula para NCF: $\text{rpm} \times \text{tiempo de fractura en segundos}/60$) y el tiempo transcurrido. Se procedió a retirar el acrílico del bloque endodóntico experimental para recuperar el fragmento, el cual fue medido con un vernier digital.

Fase 3:

Se observaron aleatoriamente 9 fragmentos fracturados al Microscopio Electrónico de Barrido (n=3 para cada grupo), con el fin de visualizar el sitio de la fractura, confirmar su separación por fatiga cíclica y obtener su fractografía.

Adicionalmente, durante las observaciones MEB se realizó un análisis elemental por Espectroscopia de Rayos X de energía dispersiva (EDX) para determinar los componentes químicos en la superficie de los instrumentos fracturados ZenFlex™, mediante el software AZtec 4.0 (Oxford Instruments NanoAnalysis, UK.), se analizaron a una distancia de trabajo de 15 mm y un voltaje de excitación de 20 kV.

Resultados

Fase 1: Observación inicial al MEB

La figura 16 muestra imágenes analizadas por MEB para el grupo experimental HyFlex™ EDM antes de ser sometidas a la fractura por fatiga cíclica. (A) Parte activa de instrumento, se observa superficie lisa. (B) Vista lateral de tercio medio, se observa acabado de superficie característico del mecanizado por descarga eléctrica (EDM). (C) Vista lateral, se observa terminado EDM. (D) Se observa la forma rectangular de la punta de la lima y se observa defecto en parte lateral.

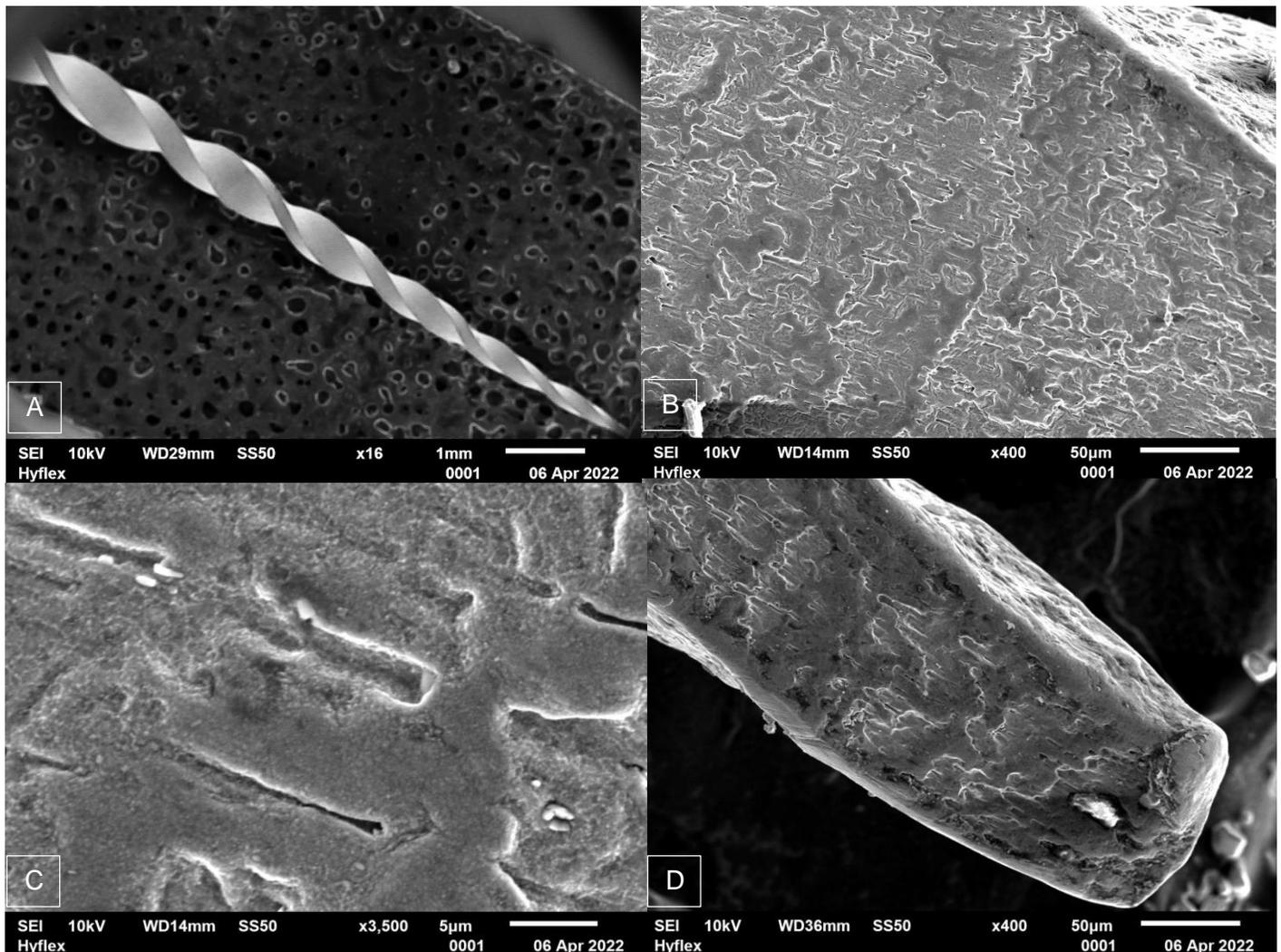


Figura 16. Imágenes de Microscopía Electrónica de Barrido (MEB) de la superficie de HyFlex™ EDM nuevas. (A) Imagen a 16X: parte activa de lima. (B) Imagen a 400x: vista lateral del tercio medio de parte activa. (C) Imagen a 3500x: tercio medio de parte activa. (D) Imagen a 3500X: acercamiento al defecto en punta.

La figura 17 muestra imágenes analizadas por MEB para el grupo experimental Protaper Gold™ antes de ser sometidas a la fractura por fatiga cíclica. A) Parte activa de instrumento, se observan defectos en los bordes cortantes (flechas). (B) Se observan micro-grietas en la arista cortante, algunos artefactos de residuos orgánicos y gránulos de material sobrante sobre la superficie de terminado. Las líneas de fabricación se distribuyeron perpendicularmente al eje longitudinal de la lima y también paralelas entre sí debido al proceso de fabricación por mecanizado láser. (C) Se observa diseño de punta no cortante, con defectos como concavidades circulares, ovales y fusionadas (coalescencia) (flechas), así como estrías. (D) Acercamiento a concavidades presentes en la punta del instrumento.

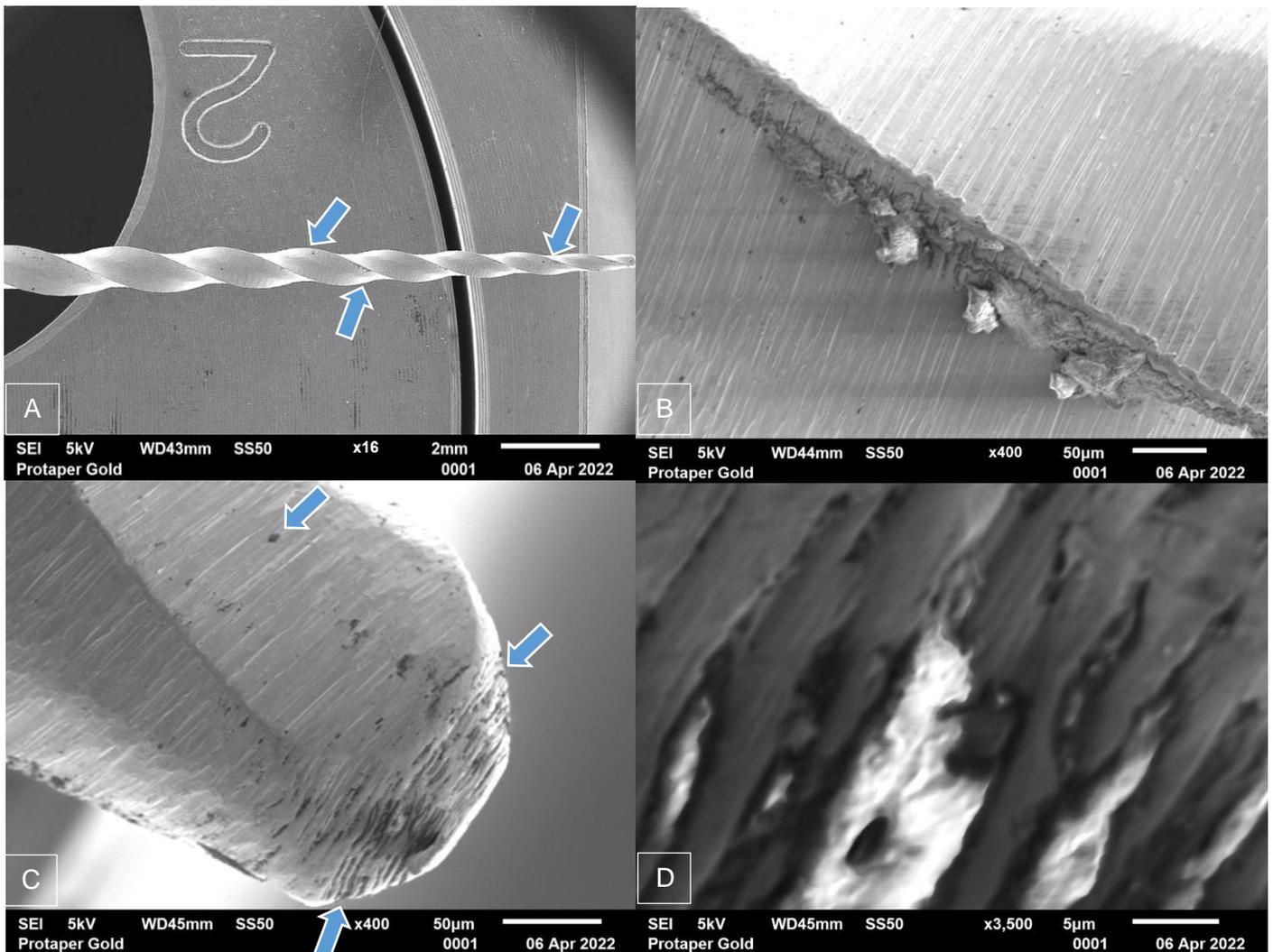


Figura 17. Imágenes de Microscopía Electrónica de Barrido (MEB) de la superficie de Protaper Gold™ nuevas. (A) Imagen a 16X: parte activa de lima. (B) Imagen a 400x: vista lateral del defecto en parte activa. (C) Imagen a 400x: punta de lima. (D) Imagen a 3500X: acercamiento a punta del instrumento.

La figura 18 muestra imágenes analizadas por MEB para el grupo experimental ZenFlex™ antes de ser sometidas a la fractura por fatiga cíclica. A) Parte activa de instrumento, se observan defectos en los bordes cortantes (flechas). (B) Se observa superficie de terminado con grietas (flechas). (C) Se observa diseño de punta no cortante, artefacto de residuo orgánico y gránulos de material sobrante sobre la superficie de terminado (flechas). (D) Acercamiento a gránulos presentes en la punta del instrumento.

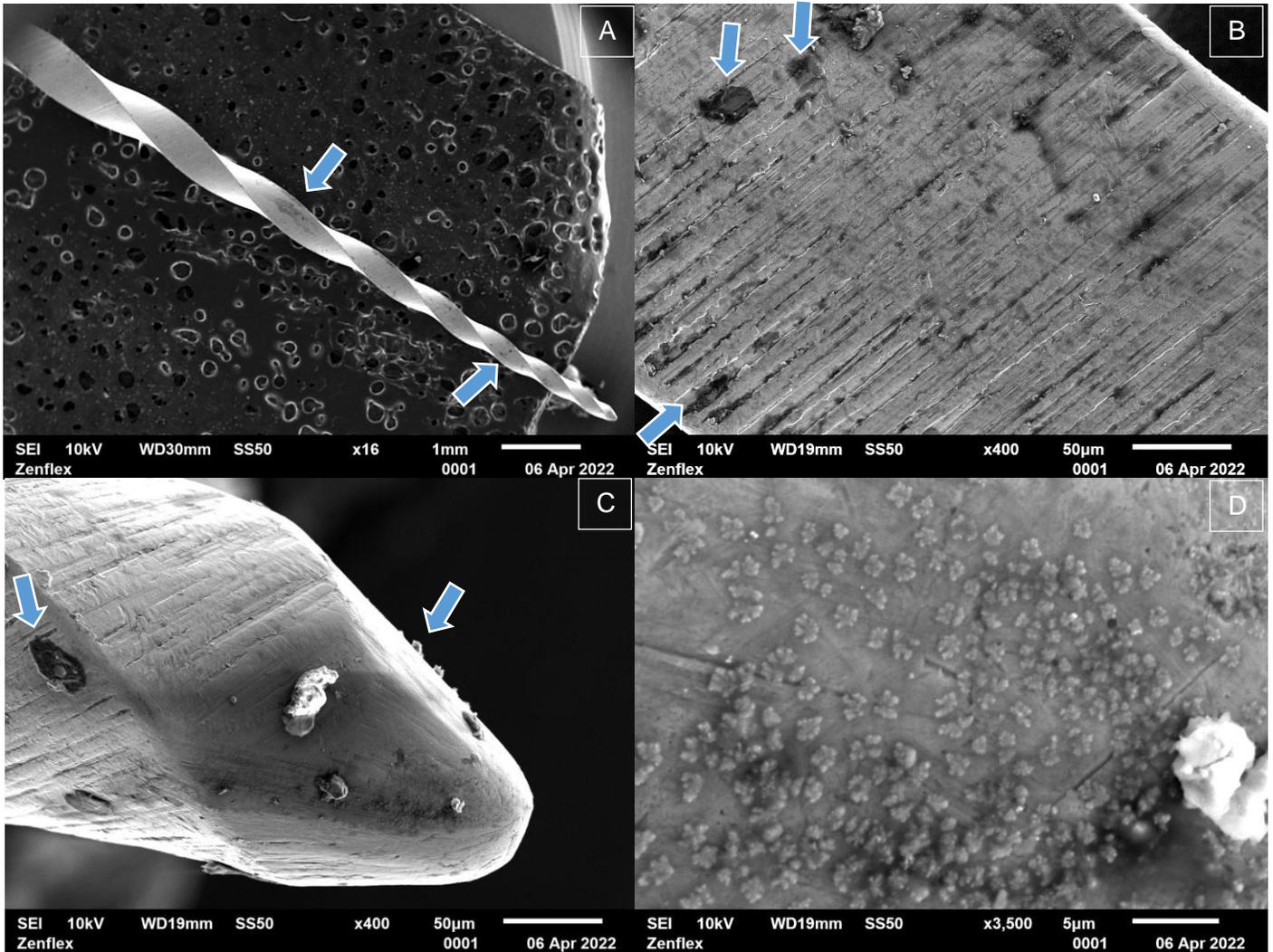


Figura 18. Imágenes de Microscopía Electrónica de Barrido (MEB) de la superficie de ZenFlex™ nuevas. (A) Imagen a 16X: parte activa de lima. (B) Imagen a 400x: vista lateral del tercio medio de parte activa. (C) Imagen a 400x: punta de lima. (D) Imagen a 3500X: acercamiento a punta del instrumento.

Fase 2: Fractura de instrumentos por fatiga cíclica

Los parámetros que se evaluaron:

- Número de ciclos realizados antes de la fractura
- Tiempo de trabajo antes de la fractura
- Longitud en milímetros del segmento fracturado

Tabla 3. Datos generales de tiempo y ciclos obtenidos en la prueba de fatiga cíclica

Lima	Protaper Gold™		HyFlex™ EDM		ZenFlex™	
	NCF	TIEMPO (seg)	NCF	TIEMPO (seg)	NCF	TIEMPO (seg)
1	1512	302.4	2786	418	2503	300.4
2	1240	248	2738	410.8	3020	362.4
3	1282	256.4	2357	353.6	2713	325.6
4	1402	280.4	2576	386.4	2970	356.4
5	1208	241.6	2690	403.6	2950	354
6	1298	259.6	2541	381.2	2683	322
7	1422	284.4	2794	419.2	2866	344
8	1314	262.8	2669	400.4	2983	358
9	1480	296	2685	402.8	2600	312
10	1398	279.6	2626	394	2706	324.8
11	1446	289.2	2706	406	2846	341.6
12	1416	283.2	2760	414	2743	329.2
13	1380	276	2557	383.6	2890	346.8
14	1252	250.4	2778	416.8	3036	364.4
15	1438	287.6	2754	413.2	2963	355.6
16	1276	255.2	2581	387.2	2833	340
17	1414	282.8	2648	397.2	2790	334.8
18	1354	270.8	2453	368	2566	308

Análisis estadístico

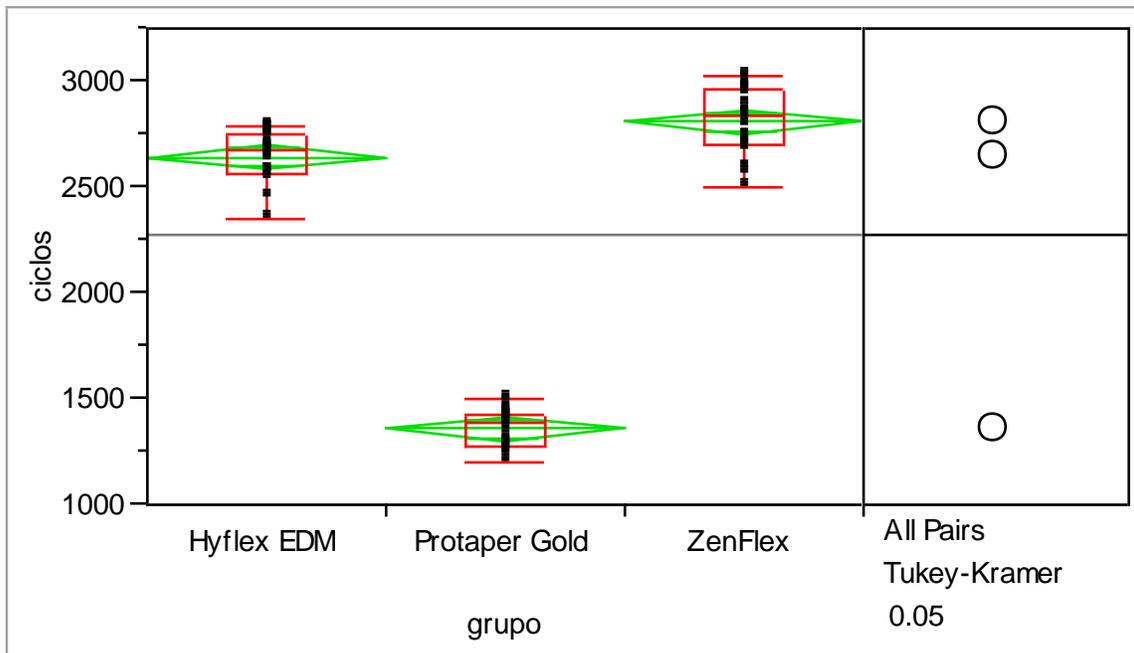
Los datos fueron analizados con el Software estadístico SAS JMP, versión 16; con un nivel de significancia de $p < 0.05$. Para conocer la distribución de las variables se utilizó la prueba estadística Shapiro Wilk, dando como resultado una distribución no normal, empleando un análisis no paramétrico Kruskal-Wallis, seguido de la prueba de Tukey *post hoc* para comparaciones múltiples entre grupos.

En la tabla 4 se muestran los valores promedio y desviación estándar correspondiente al número de ciclos necesarios para producir la fractura del instrumento. Las limas ZenFlex™ mostraron una mayor resistencia a la fatiga cíclica, seguido por HyFlex™ EDM y Protaper Gold™.

Tabla 4. Datos descriptivos del número de ciclos para cada grupo de estudio

Ciclos	Media	Desviación Estándar	Mediana	Mínimo	Máximo
Protaper Gold™	1362.89	88.33	1389	1208	1512
HyFlex EDM™	2649.94	120.93	2677	2357	2794
ZenFlex™	2814.50	161.58	2839.5	2503	3036

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos ($p < 0.0001$ Kruskal-Wallis). Al determinar el origen de las diferencias entre los grupos se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$, Tukey Kramer) entre ZenFlex™ y HyFlex™ EDM, ZenFlex™ y Protaper Gold™, así como HyFlex™ EDM y Protaper Gold™. Estos resultados se muestran en la gráfica 1.



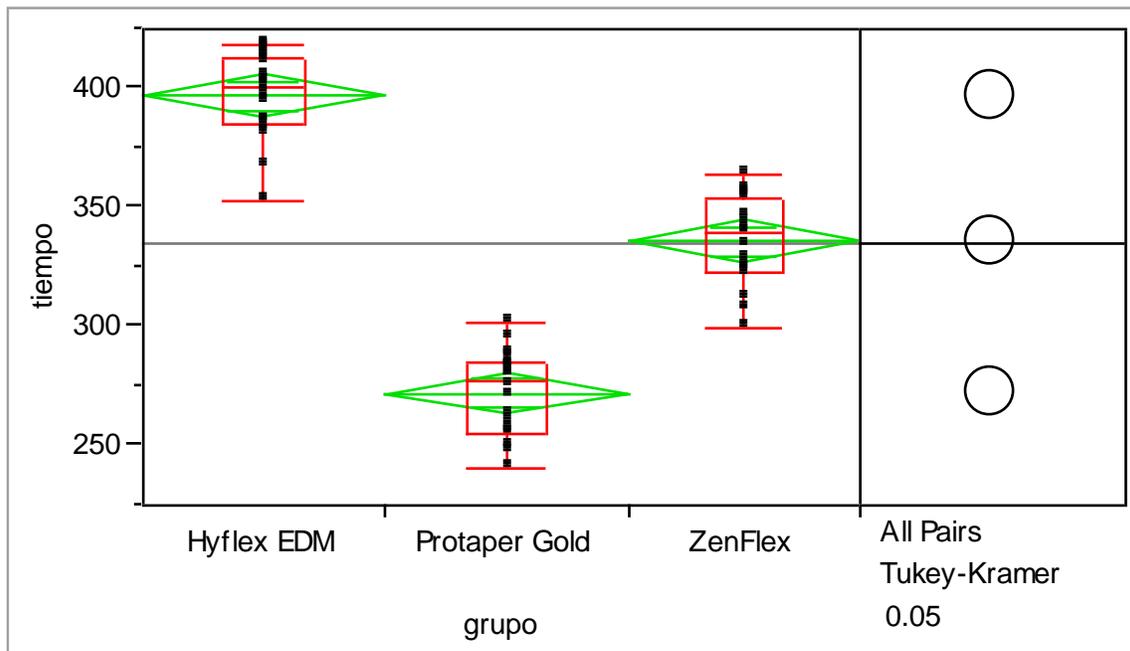
Gráfica 1: Análisis de ciclos por grupo

En la tabla 5 se muestran los valores promedio y desviación estándar correspondiente al tiempo de fractura en segundos. Las limas HyFlex™ EDM mostraron mayor tiempo para presentar la fractura, seguido por el grupo ZenFlex™ y Protaper Gold™.

Tabla 5. Datos descriptivos del tiempo de fractura en segundos

Tiempo	Media	Desviación Estándar	Mediana	Mínimo	Máximo
Protaper Gold™	272.58	17.67	277.8	241.6	302.4
HyFlex™ EDM	397.56	18.15	401.6	353.6	419.2
ZenFlex™	336.33	18.95	340	300.4	364.4

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos ($p < 0.0001$ Kruskal-Wallis). Al determinar el origen de las diferencias entre los grupos se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$, Tukey Kramer) entre ZenFlex™ y HyFlex™ EDM, ZenFlex™ y Protaper Gold™, así como HyFlex™ EDM y Protaper Gold™. Estos resultados se muestran en la gráfica 2.



Gráfica 2: Análisis de tiempo por grupo

– Longitud en milímetros de los segmentos fracturados



Figura 19. Fragmento de la lima HyFlex™ EDM



Figura 20. Fragmento de la lima Protaper Gold™



Figura 21. Fragmento de la lima ZenFlex™

Tabla 6. Datos obtenidos de los mm fracturados de los instrumentos

Protaper Gold™	HyFlex™ EDM	ZenFlex™
6.9	6	3.5
6.8	7	4.5
7.3	7.8	3.6
7.1	5.7	3.4
6.8	6.5	3.5
7.2	6.7	3.4
6.9	6	3.7
7	7.2	4.3
7.2	6.5	3.2
7.4	5.9	3.9
7.5	6.7	3.7
6.9	6.1	4.3
7.5	6.4	3.4
7.4	7	4.1
6.8	6.2	3.5
6.9	7	4
7.3	6.8	3.6
7	6.9	4

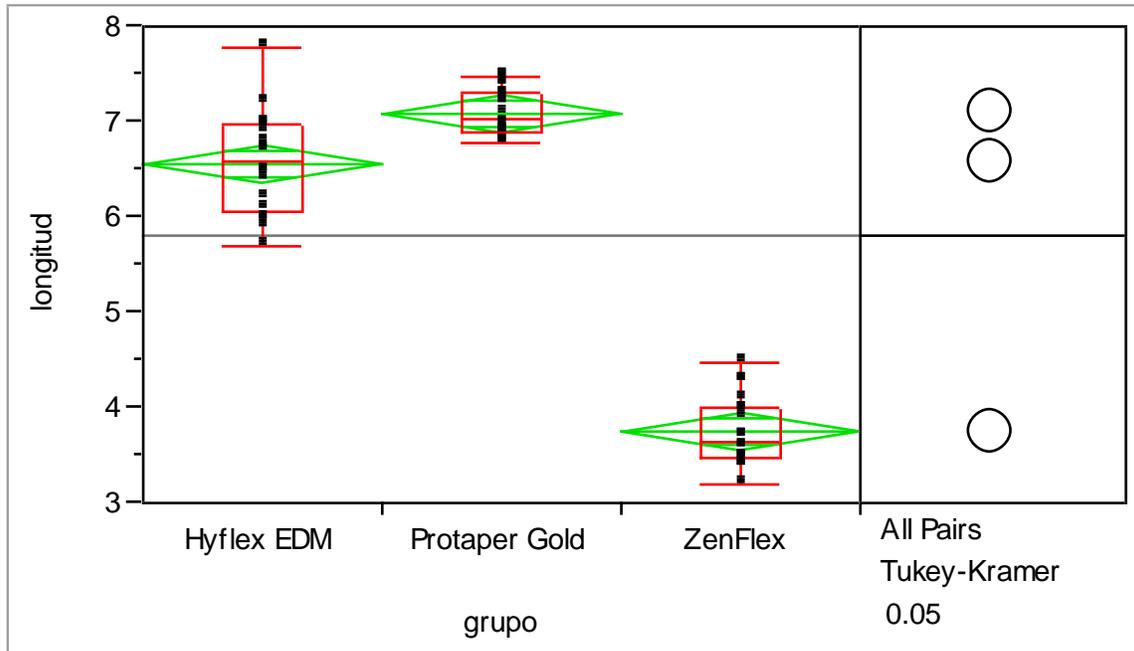
En la tabla 6 se muestran los valores promedio y desviación estándar correspondiente a los milímetros fracturados. Las limas Protaper Gold™ mostraron mayor longitud del fragmento, seguido por el grupo HyFlex™ EDM y ZenFlex™.

Tabla 7. Datos descriptivos de milímetros fracturados

Longitud	Media	Desviación Estándar	Mediana	Mínimo	Máximo
Protaper Gold™	7.11	0.25	7.05	6.8	7.5
HyFlex™ EDM	6.58	0.54	6.6	5.7	7.8
ZenFlex™	3.76	0.37	3.65	3.2	4.5

EVALUACIÓN DE LA FRACTURA POR FATIGA CICLÍCA DE LAS LIMAS ZENFLEX™, PROTAPER GOLD™ Y HYFLEX™ EDM EN CONDUCTOS CURVOS SIMULADOS

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos ($p < 0.0001$ Kruskal-Wallis). Al determinar el origen de las diferencias entre los grupos se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$, Tukey Kramer) entre ZenFlex™ y HyFlex™ EDM, ZenFlex™ y Protaper Gold™, así como HyFlex™ EDM y Protaper Gold. Estos resultados se muestran en la gráfica 3.



Gráfica 3: Análisis de longitud de tamaño fracturado por grupo

Fase 3: Observación al MEB de los fragmentos separados

La figura 22 muestra el estudio fractográfico para el grupo experimental HyFlex™ EDM analizadas por MEB después de ser sometidas a la fractura por fatiga cíclica. A) Sección transversal en forma trapezoidal, iniciación de fisuras en bordes (área redondeada), hendiduras periféricas y propagación de grietas (flechas). (B) acercamiento a sección transversal, se observa patrón de conos y cráteres característico de la falla por fatiga cíclica (área delimitada), propagación de grieta (flecha) y coalescencia de micro-cavidades (*). (C) Se observa patrón de superficie de conos y cráteres, acercamiento a coalescencia de micro-cavidades y se observan agujeros microscópicos

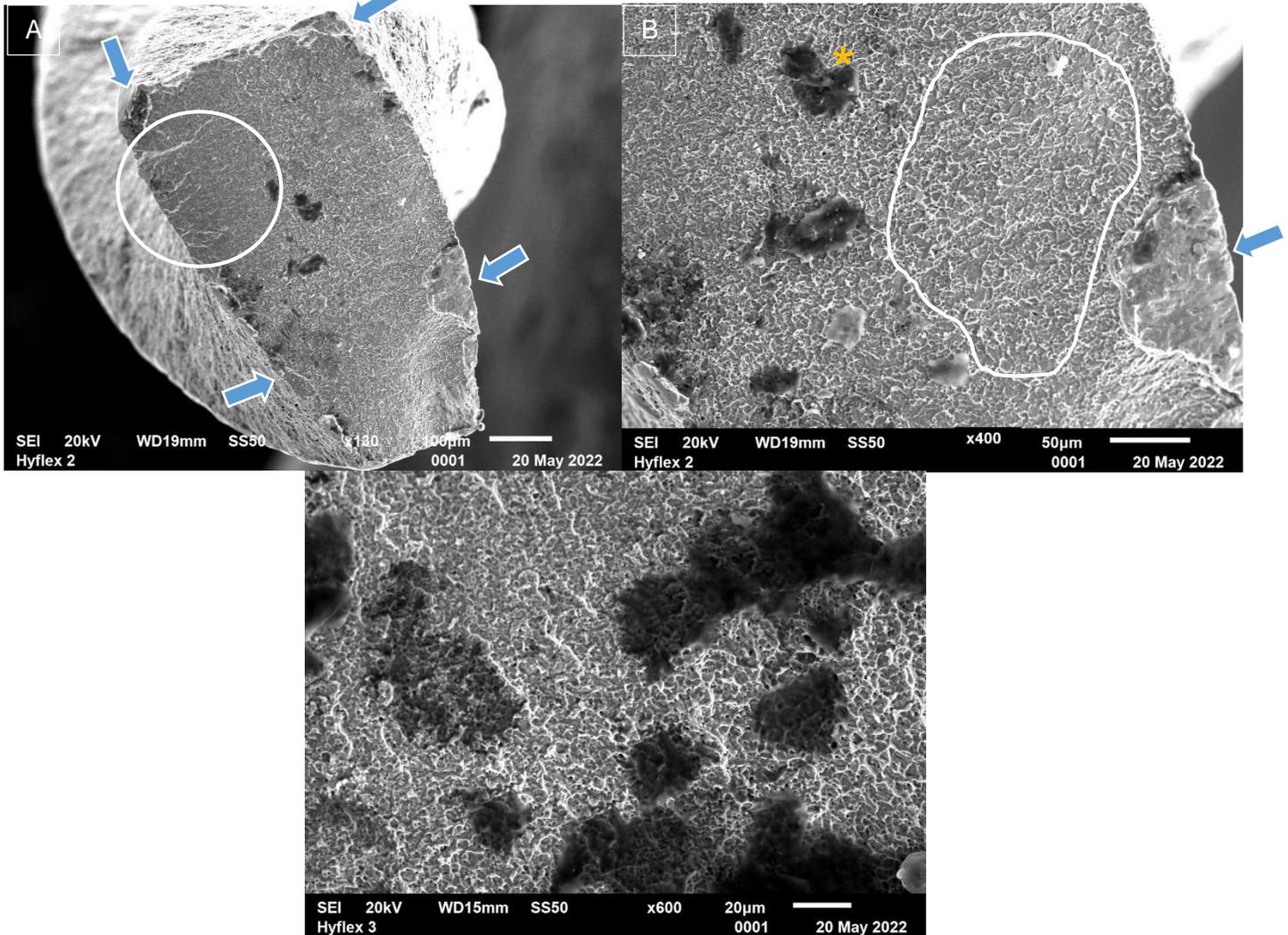


Figura 22. Imágenes de Microscopía Electrónica de Barrido (MEB) de la superficie del fragmento fracturado de las limas Hyflex™ EDM, después de ser sometidas a la fatiga cíclica. (A) Imagen a 130x: vista de sección transversal. (B) Imagen a 400x: acercamiento a sección transversal. (C) Imagen a 600x: patrón de superficie de conos y cráteres.

La figura 23 muestra el estudio fractográfico para el grupo experimental Protaper Gold™ analizadas por MEB después de ser sometidas a la fractura por fatiga cíclica. A) Sección transversal en forma triangular convexa, hendiduras periféricas y propagación de grietas (flechas). (B) acercamiento a borde de sección transversal, se observa patrón de conos y cráteres característico de la falla por fatiga cíclica, así como coalescencia de micro-cavidades (*). (C) Acercamiento a coalescencia de micro-cavidades. (D) Acercamiento a vacío en la microestructura y agujeros microscópicos.

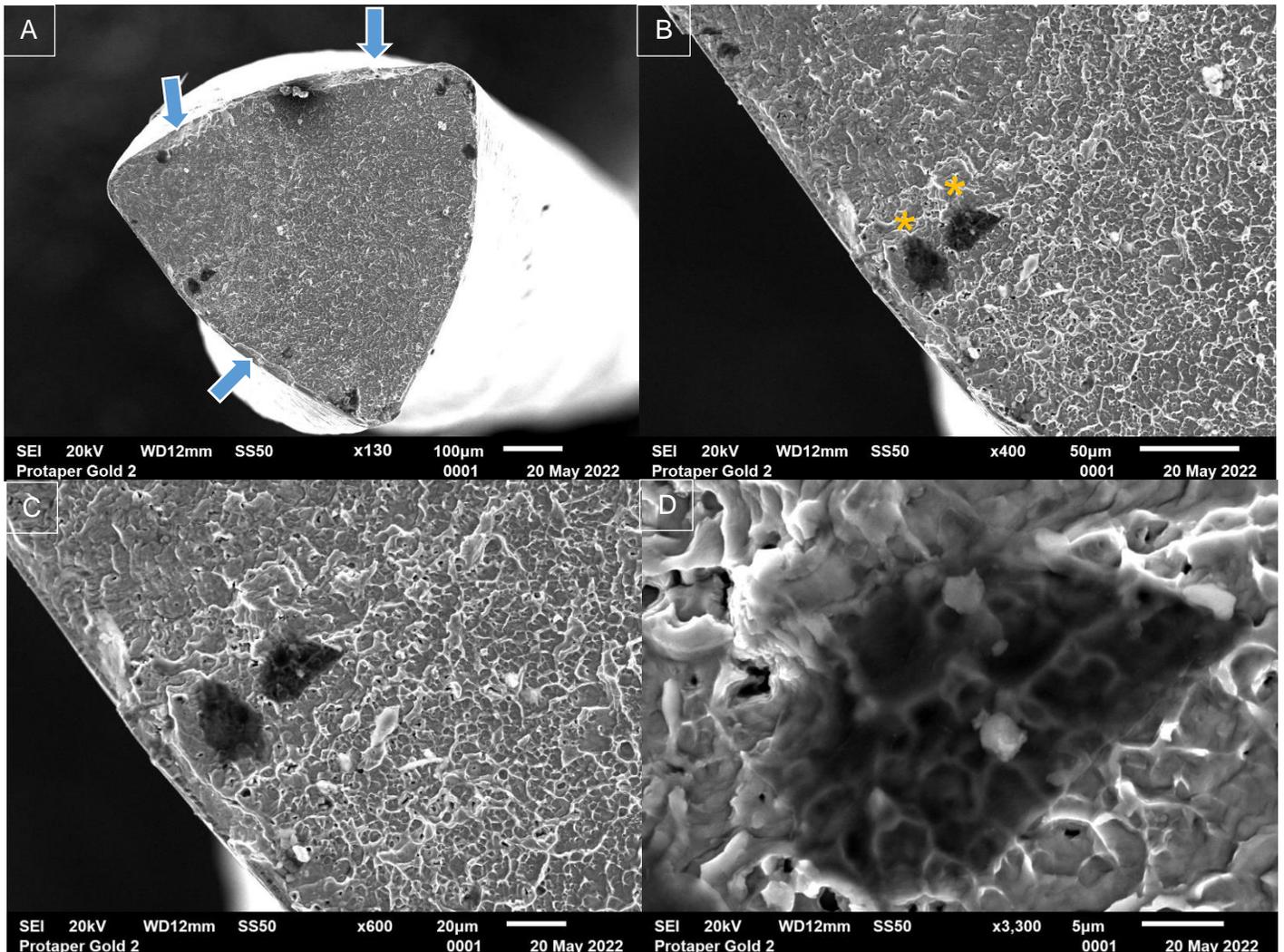


Figura 23. Imágenes de Microscopía Electrónica de Barrido (MEB) de la superficie del fragmento fracturado de las limas Protaper Gold™, después de ser sometidas a la fatiga cíclica. (A) Imagen a 130x: vista de sección transversal. (B) Imagen a 400x: acercamiento a sección transversal. (C) Imagen a 600x: patrón de superficie de conos y cráteres. (D) Imagen a 1500x: acercamiento a micro cavidades

La figura 24 muestra el estudio fractográfico para el grupo experimental ZenFlex™ analizadas por MEB después de ser sometidas a la fractura por fatiga cíclica. A) Sección transversal en forma triangular, hendiduras periféricas y propagación de grietas (flechas). (B) acercamiento a sección transversal, se observa patrón de conos y cráteres característico de la falla por fatiga cíclica, así como propagación de grietas (flechas). (C) Se observa patrón de superficie de conos y cráteres, además de hendiduras periféricas (flechas). (D) Acercamiento a patrón de conos y cráteres se observan agujeros microscópicos

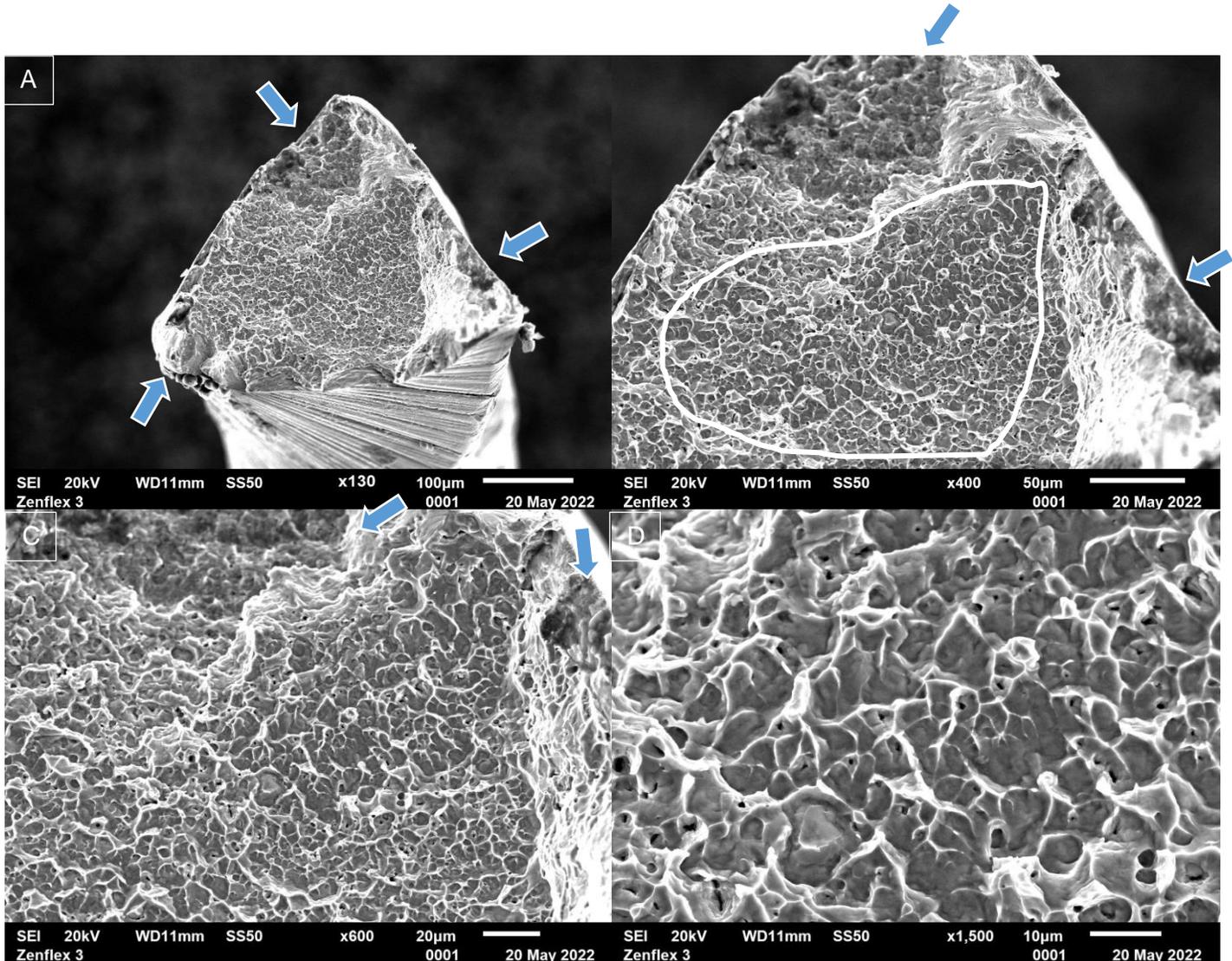


Figura 24. Imágenes de Microscopía Electrónica de Barrido (MEB) de la superficie del fragmento fracturado de las limas ZenFlex™, después de ser sometidas a la fatiga cíclica. (A) Imagen a 130x: vista de sección transversal. (B) Imagen a 400x: acercamiento a sección transversal. (C) Imagen a 600x: patrón de superficie de conos y cráteres. (D) Imagen a 1500x: acercamiento a patrón de superficie de conos y cráteres.

Espectroscopia de Rayos X de energía dispersiva (EDX)

Para evaluar la composición química mediante EDX, se analizaron las superficies fracturadas de instrumentos ZenFlex™.

El análisis EDX (figura 25, 26 y 27), mostró que la lima está compuesta principalmente de Níquel y Titanio, otros elementos no metálicos (C, O, S) y metaloides (Si)

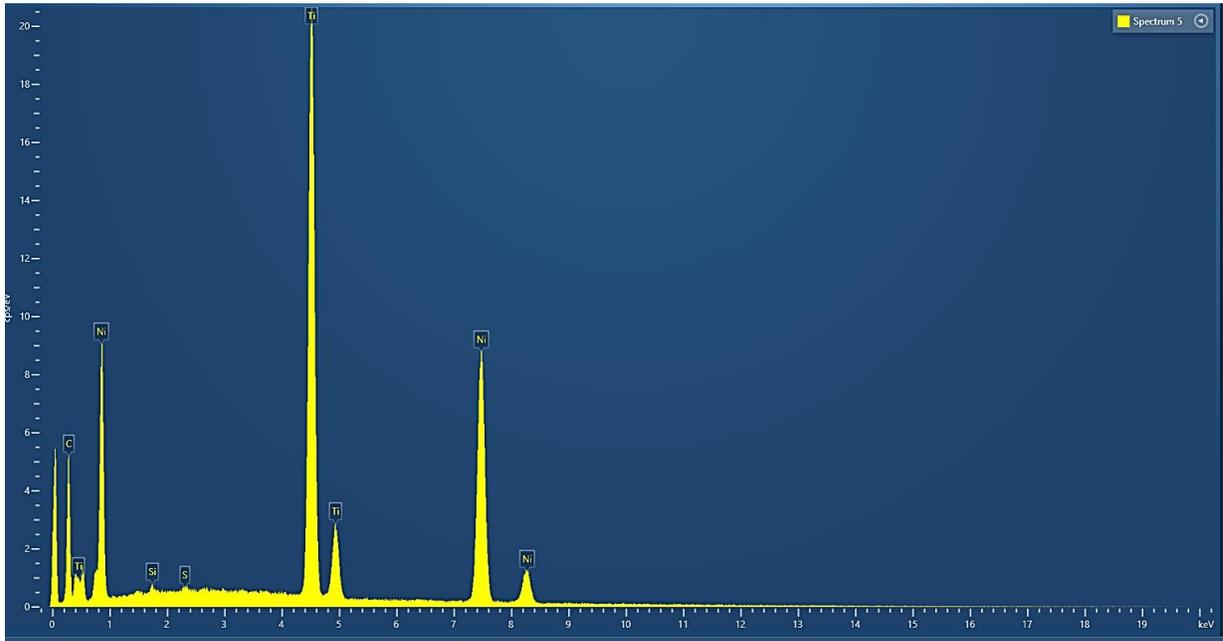


Figura 25. Análisis EDX de fragmento 1, ZenFlex™

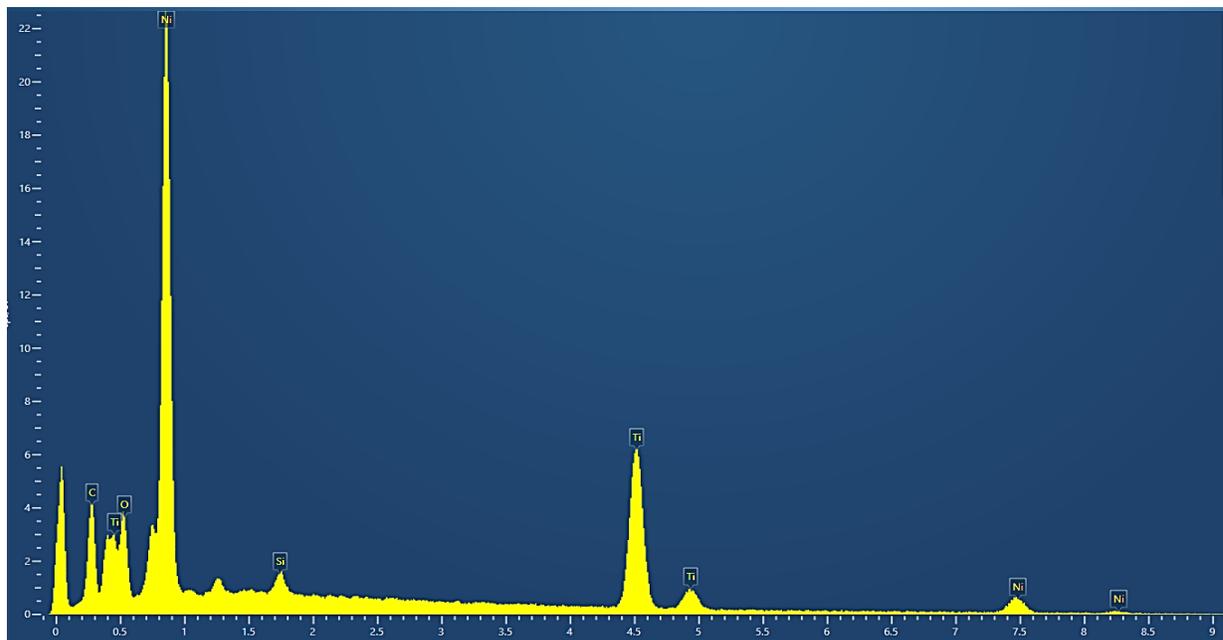


Figura 26. Análisis EDX de fragmento 2, ZenFlex™

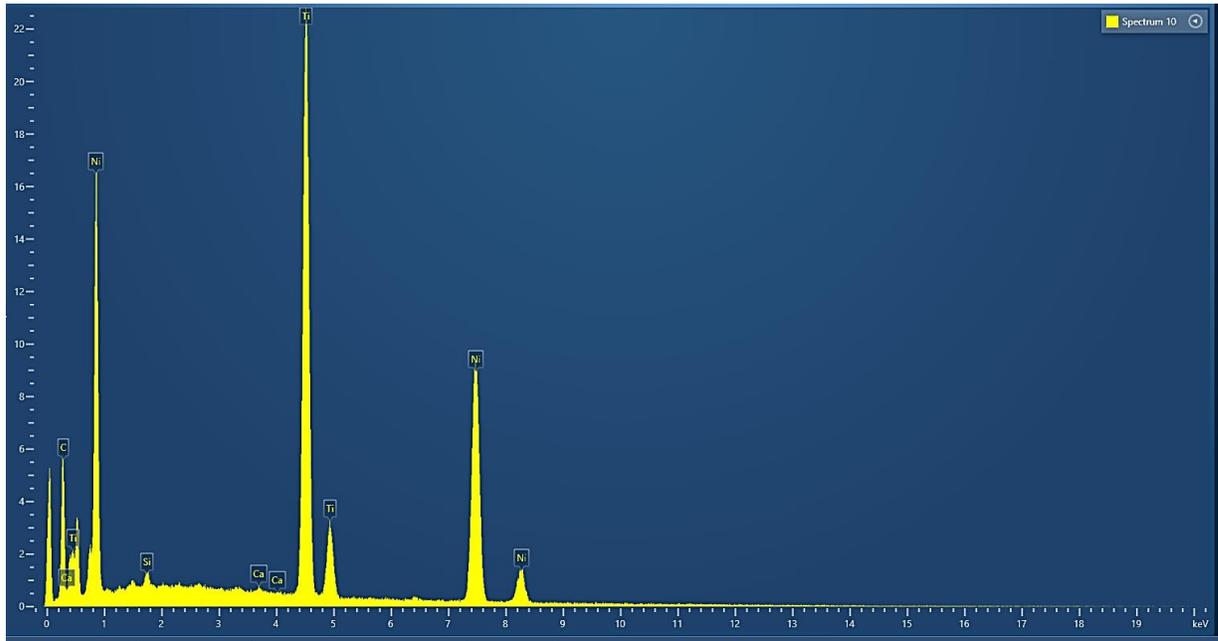
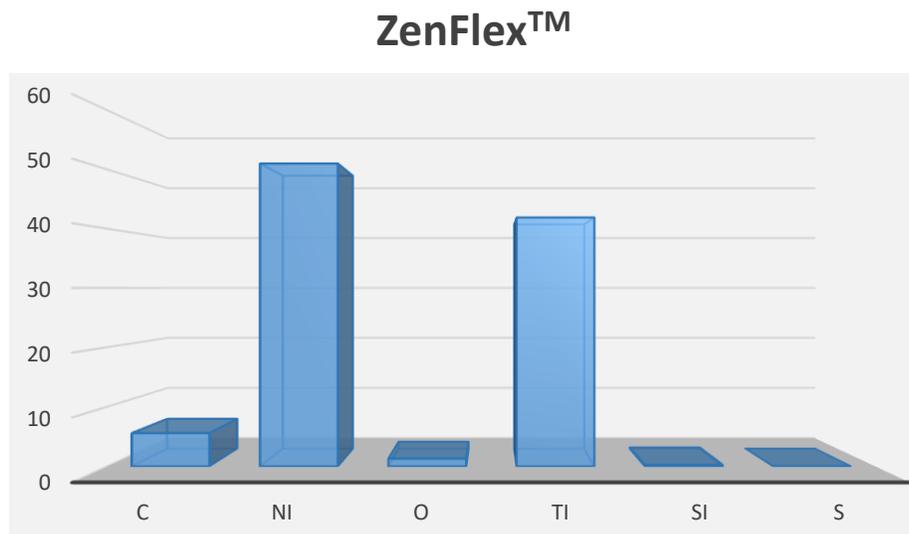


Figura 27. Análisis EDX de fragmento 3, ZenFlex™

En la tabla 8 y gráfica 4 se muestran los valores promedio y desviación estándar correspondiente al % de peso de los elementos encontrados mediante análisis EDX. La lima ZenFlex™ está compuesta de 50.96% de Niquel, 41.86% Titanio, 5.6% carbono, 1.33% Oxígeno, 0.26% Silicio y 0.03% Azufre.

Tabla 8. Media y desviación estándar del análisis elemental (EDX) en % de peso para ZenFlex™

Elemento	ZenFlex™
C	5.6±1.32
Ni	50.96±0.40
O	1.33±2.30
Ti	41.86±1.53
Si	0.26±0.30
S	0.03±0.05



Gráfica 4. Composición química de la lima ZenFlex™ mediante EDX

Discusión

Se ha encontrado que la fatiga cíclica es la causa principal de la fractura del instrumento, representa del 50 al 90% de las fallas mecánicas, (24) está influenciada por factores anatómicos como el radio y ángulo de curvatura del conducto radicular; factores relacionados con el instrumento como el tipo de aleación NiTi, el tratamiento térmico, la forma de la sección transversal, conicidad y; los factores de su forma de uso como cinemática del motor de accionamiento. (20,36,37) Estos factores no ocurren por separado, sino que todos actúan simultáneamente para provocar la fractura del instrumento. Debido a la dificultad de aislar estos factores, es que la comparación de la resistencia a la fatiga cíclica de diferentes sistemas rotatorios endodónticos de NiTi es muy complicada y por esta razón, se eligieron las limas más similares para cada sistema rotatorio endodóntico en función de su longitud, diámetro apical, sección transversal y movimiento cinemático.

Las limas evaluadas tenían un tamaño de punta de 25, debido a que son los instrumentos con mayor tendencia a la fractura, ya que, en comparación con un tamaño de punta de 20, presentan un aumento de masa metálica que se somete a estrés en la parte apical del conducto radicular, el cual aún se encuentra con un diámetro reducido; además se ha demostrado que un tamaño apical de 25 da como resultado una cantidad significativamente menor de debris y barrillo dentinario en comparación con un tamaño 20.(38)

La falta de regulaciones para la comercialización de limas rotatorias de NiTi sin estudios previos puede ocasionar accidentes durante el proceso endodóntico, ya que el operador desconoce las características mecánicas y físicas a las cuales funcionan, lo que ocasiona la necesidad de llevar a cabo estudios experimentales posteriores a su introducción al mercado, ya que inicialmente solo deben cumplir su objetivo principal: la instrumentación del conducto.

Se han reportado estudios con microscopio electrónico de barrido (MEB) donde existen fisuras y defectos en la superficie de instrumentos NiTi nuevos,(39) esto va de acuerdo

al presente estudio, debido a que en las observaciones iniciales realizadas al MEB se detectaron algunas imperfecciones y micro-grietas en las aristas cortantes de los instrumentos Protaper Gold™ y ZenFlex™ antes de utilizarlos, lo que indicó defectos en su fabricación, varios estudios han demostrado que la presencia de surcos superficiales puede reducir el número de ciclos hasta la fractura por fatiga de las limas endodónticas, estos surcos pueden actuar como puntos de concentración de tensión, pues las grietas comúnmente se inician en los valles de los surcos superficiales, propagándolas a una longitud crítica que dará como resultado la fractura,(40) la localización de estos defectos coincidió con el sitio de fractura del instrumento una vez sometidos a la fatiga cíclica; por otro lado, en las observaciones del sistema HyFlex™ EDM se detectó una superficie lisa, sin ningún defecto lo que se atribuye a su acabado mecanizado por descarga eléctrica, influyendo en su resistencia a la fractura.

Debido a la diferencia de velocidades de rotación entre los tres instrumentos y que HyFlex™ EDM gira durante períodos de tiempo más largos en comparación con ZenFlex™ y Protaper Gold™, convertir el tiempo de separación en NCF permitió una comparación justa independientemente de la velocidad de rotación. Pues a mayor tiempo no se interpreta como mayor número de ciclos y para la evaluación de resistencia a la fatiga cíclica el parámetro más importante a considerar son los ciclos.

De acuerdo al presente estudio las limas ZenFlex™ mostraron mayor resistencia a la fractura cíclica, y la diferencia que las favorece está relacionada con la menor masa metálica de los instrumentos, ya que una sección transversal triangular tiene una mayor resistencia a la fatiga cíclica, en comparación con la de los instrumentos con una sección transversal en forma triangular convexa o rectangular de un diámetro similar. (37,41,42) De la misma forma, los instrumentos con menor conicidad (ZenFlex™) tienen una mayor resistencia a la fatiga cíclica en comparación con los instrumentos grandes y con mayor conicidad, pues el tamaño en el punto de tensión máxima durante una prueba podría afectar la vida de fatiga de los instrumentos rotatorios de NiTi. (6,43)

ZenFlex™ demostró mayor resistencia a la fatiga cíclica, HyFlex™ EDM mayor tiempo hasta la fractura y Protaper Gold™ mayor tamaño de fragmento, se debe evaluar la selección del caso para utilizar cada uno. Retirar un fragmento fracturado largo sería más fácil de eliminar que un fragmento corto, sin embargo, esta noción no se demostró experimentalmente o la diferencia no fue significativa. Otros estudios no informaron una correlación entre la longitud del fragmento y el éxito de la extracción, por lo tanto, se puede concluir que no hay evidencia que sugiera que la longitud sea una variable significativa en la extracción del instrumento fracturado (44) y por ende, un factor para decidir que instrumento utilizar si es que se corre el riesgo de fracturarlo. Además, de acuerdo con las sugerencias de Kaval et al., 2016, (31) las limas HyFlex™ EDM podrían usarse de manera más segura en conductos muy curvos debido a su mayor fatiga por flexión, y los instrumentos Protaper Gold™, que exhibieron la mayor resistencia a la torsión, podrían ser más confiables en el tratamiento de conductos radiculares estrechos y calcificados. Sin embargo, ZenFlex™ ofrece dos conicidades menores que HyFlex™ EDM y, por lo tanto, podrían beneficiar casos con curvaturas más aberrantes.

Durante la realización de este estudio, se encontró un estudio previo que evaluó el sistema ZenFlex™, Zanza et al., 2022, (45) reportaron valores estadísticamente significativos más altos de NCF para Vortex Blue (945.2+/-111.6), en comparación que ZenFlex™ (647.5+/-92.5) y EdgeSequel Sapphire (626.7+/-135.8), de la misma forma se encontraron valores más altos en cuanto a tiempo para Vortex Blue (113.4+/-13.4), en comparación que ZenFlex™ (77.7+/-11.1) y EdgeSequel Sapphire (75.2+/-16.3), a pesar de utilizar el mismo grado de angulación que en este estudio, las diferencias respecto al nuestro, es que fue realizado con instrumentos de conicidad 25/04, 5mm de radio de curvatura, sin movimiento dinámico, todos fueron accionados a 500rpm y 1.0 Ncm de torque, factores que influyeron en valores de NCF menores.

La mayoría de los estudios anteriores han demostrado la superioridad del instrumento HyFlex™ EDM respecto a Protaper Gold™, nuestro hallazgo está de acuerdo con los resultados informados en esos estudios, ya que se ha reportado que las limas

fabricadas con memoria controlada tienen una mayor resistencia a la fatiga cíclica.(27,46)

Kaval et al., 2016, (31) informaron que la resistencia a la fatiga cíclica de HyFlex™ EDM (3689+/-1577) fue significativamente mayor, seguida por Protaper Gold™ (915+/-136) y Protaper Universal, se atribuyó a que las limas HyFlex™ EDM tienen una mayor resistencia por el procedimiento de mecanizado por electrodescarga realizado durante la producción. Así mismo, HyFlex™ EDM tuvo la mayor longitud de los fragmentos (7.1+/-1.8), seguido de Protaper Gold™ (5.9+/-0.9). HyFlex™ EDM se accionó a 500rpm, lo cual influyo en su mayor número de ciclos, en comparación con nuestro trabajo y a pesar que Protaper Gold™ también fue utilizado a 300rpm, pero con valores NCF menores al nuestro se debe a que este estudio conto con un número de muestra menor (n=10) y además no se especifica si se utilizó un dispositivo dinámico o estático.

Posteriormente Uygun et al., 2020, (43) reportaron la resistencia a la fatiga cíclica de HyFlex™ EDM (1710.42+/-114.89), Vortex Blue, Protaper Gold™ (600.83+/-66.49) y OneCurve en una curvatura de 60°, se encontró que la resistencia a la fatiga cíclica fue mayor para los instrumentos HyFlex™ EDM, sus resultados difieren de nuestros hallazgos, pues se utilizó un tamaño de muestra menor (n=12), motor de bajo torque, radio de curvatura de 3 mm y la prueba fue realizada en solución salina a 35°C. En cuanto al tamaño de fragmento, HyFlex™ EDM obtuvo una media de 6.7+/-0.49, cifra que está de acuerdo a la reportado en este estudio (6.58+/-0.54), sin embargo, Protaper Gold™ obtuvo 5.34+/-0.53, que difiere con lo reportado en este estudio (7.11+/-0.25) y podría ser debido a las trayectorias que siguen los instrumentos, incluso si trabajan dentro del mismo conducto artificial.

Reddy et al., 2021,(47) compararon la resistencia a la fatiga cíclica en 3 curvaturas (media, apical y en "S"), TruNatomy obtuvo los valores de NCF medios más altos en la curvatura media y apical, seguido de los sistemas Reciproc Blue y HyFlex™ EDM (resistencia comparable entre ambos) y Protaper Gold™ exhibió la menor resistencia a la fatiga cíclica en las tres curvaturas diferentes. A pesar de haber utilizado un

dispositivo dinámico, HyFlex™ EDM reporto NCF menores en las tres curvaturas en comparación con nuestro estudio, se puede atribuir al número de muestras menor para cada grupo (n=8), angulación de 90° para la curvatura media, y no se mencionan las rpm a las cuales el instrumento fue accionado.

Khandagale et al., 2021, (48) reportaron que Hyflex™ EDM (774.29 +/- 64.17) exhibió la máxima resistencia a la fatiga cíclica en comparación con las limas Twisted (654.875+/-85.33) y ProTaper Gold™ (375.575+/-19.84), obteniendo una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos evaluados. Estos resultados reportados difieren de los nuestros debido a que fue utilizado un conducto artificial de 90° y 8 mm de radio, provocando NCF menores.

Respecto al estudio fractográfico para los grupos experimentales analizados por MEB después de ser sometidas a la fractura por fatiga cíclica, se observó el patrón de conos y cráteres de ruptura dúctil característico de la falla por fatiga cíclica, áreas de iniciación y propagación de grietas, esquemas de fractura que están de acuerdo con la literatura científica. (12,24,36,43,49) Como se observó en la muestras, las fracturas son parcialmente frágiles y dúctiles, que se inician sobre las esquinas donde existen imperfecciones de maquinado, a medida que la grieta inicial de fatiga se propaga por acción de la tracción-compresión flexiva, bajo esfuerzos continuos algunas partículas más grandes son suficientes para desencadenar el crecimiento y coalescencia de micro-cavidades sin deformación plástica macroscópica asociada, las cuales se comienzan a separar, resultando en una superficie de fractura con depresiones semiesféricas (conos). (50)

Debido a que actualmente no existe una norma internacional para evaluar la resistencia a la fatiga de los instrumentos rotatorios y que la Asociación Americana Dental (ADA) no ha protocolizado una prueba estandarizada, las pruebas de fatiga cíclica tienen una amplia gama de diseños diferentes, lo que hace que los resultados sean difícilmente comparables. Los diferentes resultados proporcionados en los reportes de estudio se deben al uso de diferentes motores endodónticos (valores

cinemáticos reales: torque y rpm, de algunos motores difieren de los valores declarados por los fabricantes),(21) así como de los dispositivos utilizados para evaluar la fatiga cíclica, ya que, se ha reportado que la mayoría de las investigaciones evalúan las limas en condiciones estáticas y solo el 12% de los estudios de fatiga cíclica publicados han utilizado un dispositivo de fatiga dinámica. (21) Un modelo estático provoca fuerzas de flexión que siempre aplicadas sobre el mismo punto de la lima, no pueden reproducir las condiciones reales que se enfrentan en la práctica clínica, debido a que las limas no se mantienen estáticas dentro de los conductos al instrumentarlos. (22) Por otro lado, el modelo dinámico, distribuye la tensión en un área más amplia a lo largo de su eje y además el movimiento de picoteo puede compararse con el realizado por el operador durante un tratamiento de conducto radicular.(20)

Las principales ventajas que ofrece el DEA utilizado en el presente estudio, en comparación con otros dispositivos, incluyen la capacidad de registro de información (número de ciclos, tiempo de fractura), automatización, autocalibración y principalmente el control del factor humano. (51) Por lo tanto, demostró eficiencia en la evaluación de parámetros de fractura cíclica, permitiendo el control de la fuerza aplicada y velocidad.

Aunque el conducto artificial estandarizado de acero inoxidable no puede brindar condiciones clínicas, minimiza la influencia de otras variables de fractura de la lima además de la fatiga cíclica,(49) y los hallazgos de estos estudios *in vitro* podrían proporcionar a los especialistas información importante durante los protocolos de tratamiento endodóntico. (31)

Las principales limitaciones de esta investigación están relacionadas con la falta de evaluación de la fractura por torsión de las limas ZenFlex™, su fractura por fatiga cíclica en un modelo de dientes extraídos *in vitro*, así como la comparación en curvaturas de mayor grado.

Conclusiones

Las limas ZenFlex™ y Protaper Gold™ mostraron imperfecciones en su superficie antes de ser sometidas a la fractura por fatiga cíclica. No obstante, ZenFlex™ demostró ser una lima con mayor resistencia a la fractura en comparación con HyFlex™ EDM y Protaper Gold; tolerando mayor número de ciclos.

Las limas ZenFlex™ obtuvieron la menor longitud del segmento fracturado, comparado con las limas Protaper Gold™ y HyFlex™ EDM; dichos fragmentos mostraron un patrón de conos y cráteres característico de la fractura por fatiga cíclica.

Bibliografía

1. Grossman LI. Endodontics 1776-1976: a bicentennial history against the background of general dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1976;93(1):78–87.
2. Ingle JI, Leif K. Bakland. *Ingle's Endodontics 6.* Hamilton, Ontario: BC Decker Inc; 2008. 1088–1147 p.
3. Ingle JI s. Standarized endodontic technique utilizing newey designed instruments and filing material. *Oral Surg.* 1961;14(1):83–91.
4. Leonardo MR. Intrumentación no convencional de conductos radiculares “sistemas rotatorios.” In: *Endodoncia-Tratamiento de conductos radiculares Principios técnicos y biológicos- Vol 2.* 1ra ed. Artes Médicas- Latinoamérica; 2005. p. 705–836.
5. Ingle J.1. Levine M. The need for uniformity of endodontic instruments, equipment and filing materia/s. In: Grossman, L./ (ed.) *Transactions of the second internationa/ conference on endodontics.* Philadelphia Univ Pensilvania. 1958;123.
6. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. *Int Endod J.* 2018;51(10):1088–103.
7. Çapar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2016;49(2):119–35.
8. Moradas E. Instrumentación rotatoria en endodoncia. ¿Qué tipo de lima o procedimiento es el más indicado? *Av Odontoestomatol.* 2017;33(4):152.
9. 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. *Aust Endod J.* 2019;45(2):154–62.
10. Grande NM, Plotino G, Mohamed H, Ahmed A. The reciprocating movement in endodontics. *Endod Prac.* 2016;28–33.
11. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: A focused review. *Int Endod J.* 2012;45(2):113–28.
12. Lo Savio F, La Rosa G, Bonfanti M, Alizzio D, Rapisarda E, Pedullà E. Novel

- Cyclic Fatigue Testing Machine for Endodontic Files. *Exp Tech.* 2020;44(5):649–65.
13. Thompson SA. *IEJ* 2000 33(4) 297-310 An overview of NiTi alloys used in de. *Rev Int Endod.* 2000;33:297–310.
 14. Honarvar M, Konh B, Podder TK, Dicker AP, Yu Y, Hutapea P. X-ray Diffraction Investigations of Shape Memory NiTi Wire. *J Mater Eng Perform.* 2015;24(8):3038–48.
 15. Ammon D, Shotton V, Gao Y MR. (12) United States Patent (*) Notice : Vol. 2, US Patent. 2014.
 16. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39(2):163–72.
 17. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. *Endod Top.* 2013;29(1):3–17.
 18. Gambarini G, Cicconetti A, Nardo D Di, Miccoli G, Zanza A, Testarelli L, et al. Influence of different heat treatments on torsional and cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary files: A comparative study. *Appl Sci.* 2020;10(16):1–8.
 19. Ltd, Davis & Schottlander D. XP-endo Shaper [Internet]. 2018. Available from: <https://www.fkg.ch/xpendo/shaper>
 20. Ruiz-Sánchez C, Faus-Llácer V, Faus-Matoses I, Zubizarreta-Macho Á, Sauro S, Faus-Matoses V. The influence of niti alloy on the cyclic fatigue resistance of endodontic files. *J Clin Med.* 2020;9(11):1–15.
 21. Hülsmann M, Donnermeyer D, Schäfer E. A critical appraisal of studies on cyclic fatigue resistance of engine-driven endodontic instruments. *Int Endod J.* 2019;52(10):1427–45.
 22. Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I, Aboud L, Scelza P, Zaccaro Scelza M. Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *Int Endod J.* 2017;50(2):143–52.
 23. Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Br Dent J.* 2010;208(1):13–13.
 24. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, et al.

- Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel - titanium instruments. *Int Endod J.* 2015;48(11):1043–50.
25. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod.* 2009;35(11):1469–76.
 26. Pruett, John P.; Clement, David J.; Carnes DL. Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *J Endod.* 1997;23(2):77–85.
 27. Thu M, Ebihara A, Maki K, Miki N, Okiji T. Cyclic Fatigue Resistance of Rotary and Reciprocating Nickel-Titanium Instruments Subjected to Static and Dynamic Tests. *J Endod.* 2020;46(11):1752–7.
 28. Sirona D. ProTaper Gold [Internet]. 2015. Available from: <https://www.dentsplysirona.com/es-ib/productos/endodoncia/pro-taper-gold.html>
 29. Coltene. HyFlex EDM Brochure [Internet]. Available from: https://global.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root_Canal_Shaping/HyFlex_EDM/31328A_HyFlexEDM_Brochure_US.pdf
 30. Srivastava S. Current Strategies in Metallurgical Advances of Rotary NiTi Instruments: A Review. *J Dent Heal Oral Disord Ther.* 2018;9(1).
 31. Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Novel Nickel-Titanium Rotary Files with Various Alloy Properties. *J Endod.* 2016;42(12):1840–3.
 32. Corporation K. ZenFlex™ [Internet]. 2021. Available from: <https://www.kerrdental.com/es-cl/productos-para-endodoncia/zenflex-conformacion-endodontica>
 33. Gaitán C, Lara E, Flores H, Pozos A, Méndez V. Automatic Electronic Device Used for the Evaluation of Cyclic-Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Instruments. *ODOVTOS-International J Dent Sci.* 2016;1(19):51–8.
 34. H Gabathuler TH. A pressure- sensitive periodontal probe. *Helv Odontol Acta.* 1971;2:114–7.
 35. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol.* 1971;32(2):271–5.

36. Uygun AD, Kol E, Topcu MKC, Seckin F, Ersoy I, Tanriver M. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *Int Endod J.* 2016;49(5):494–9.
37. Ruiz-Sánchez C, Faus-Matoses V, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses I, Faus-Llácer VJ. An in vitro cyclic fatigue resistance comparison of conventional and new generation nickel-titanium rotary files. *J Clin Exp Dent.* 2018;10(8):805–9.
38. Plotino G, Özyürek T, Grande NM, Gündoğar M. Influence of size and taper of basic root canal preparation on root canal cleanliness: a scanning electron microscopy study. *Int Endod J.* 2019;52(3):343–51.
39. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2006;102(4):106–14.
40. Lopes HP, Elias CN, Vieira MVB, Vieira VTL, De Souza LC, Dos Santos AL. Influence of Surface Roughness on the Fatigue Life of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod.* 2016;42(6):965–8.
41. Cheung GSP, Zhang EW, Zheng YF. A numerical method for predicting the bending fatigue life of NiTi and stainless steel root canal instruments. *Int Endod J.* 2011;44(4):357–61.
42. Capar ID, Kaval ME, Ertas H, Sen BH. Comparison of the cyclic fatigue resistance of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, and controlled memory wire. *J Endod.* 2015;41(4):535–8.
43. Uygun A, Ünal M, Falakaloğlu S GY. Comparison of the cyclic fatigue resistance of Hyflex Edm, Vortex Blue, Protaper Gold, and OneCurve nickel–Titanium instruments. *Niger J Clin Pr.* 2020;23(1):41–5.
44. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Clinical decision-making after endodontic instrument fracture. *Br Dent J.* 2013;214(8):395–400.
45. Zanza A, Russo P, Reda R, Matteo P Di, Donfrancesco O, Ausiello P, et al. Mechanical and Metallurgical Evaluation of 3 Different Nickel-Titanium Rotary Instruments : An In Vitro and In Laboratory Study. *Bioengineering.* 2022;5(9):221.
46. Çapar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel

- nickel-titanium rotary instruments. Aust Endod J. 2015;41(1):24–8.
47. Reddy BN, Murugesan S, Basheer SN, Kumar R, Kumar V, Selvaraj S. Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of Novel TruNatomy Files with Conventional Endodontic Files: An In Vitro SEM Study. J Contemp Dent Pract. 2021;22(11):1243–9.
 48. Khandagale PD, Shetty PP, Makandar SD, Bapna PA, Karobari MI, Marya A, et al. Evaluation of Cyclic Fatigue of Hyflex EDM, Twisted Files, and ProTaper Gold Manufactured with Different Processes: An in Vitro Study. Int J Dent. 2021;1–6.
 49. Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic Fatigue Resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue Nickel-titanium Instruments. J Endod. 2017;43(7):1192–6.
 50. Luis AJ, González JJ. Comportamiento en Fractura de Materiales Metálicos. In: Mecánica de la Fractura. España: Servicio Editorial de la Universidad del País Vasco; 2003. p. 143–57.
 51. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, et al. Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining. J Endod. 2016;42(1):156–9.