



**UNIVERSIDAD DE CIENCIAS Y ARTES DE
CHIAPAS**

POSGRADO DE ENDODONCIA

**FACULTAD DE CIENCIAS ODONTOLÓGICAS Y SALUD
PÚBLICA**

TESIS

**EFFECTO DE LA ESTERILIZACIÓN SOBRE LA
RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE
INSTRUMENTOS NITI CM-WIRE EN CONDUCTOS
ARTIFICIALES CON CURVATURAS SEVERAS**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE

ESPECIALISTA EN ENDODONCIA

PRESENTA

LUIS ALBERTO VILLARREAL ZAPIEN

Tuxtla Gutiérrez, Chiapas a 1 de Septiembre de 2025

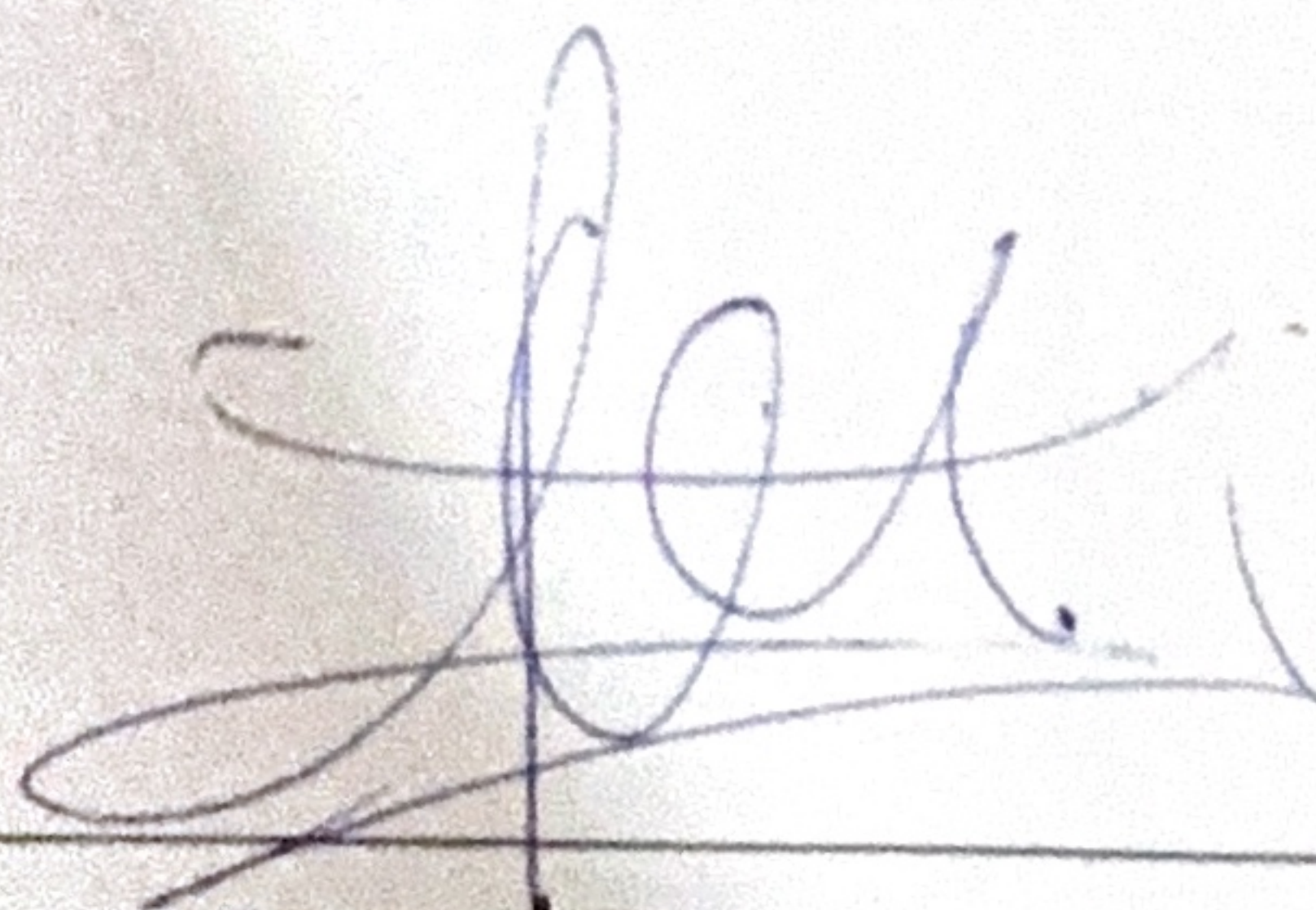
COMITÉ TUTORIAL



Dra. Alejandra Zúñiga Navarro

Asesor Clínico

Vo. Bo.



Dr. Adrián Sesma Pereyra

Asesor Metodológico

Director/Coordinador del programa de posgrado
Facultad de Ciencias Odontológicas y Salud Pública



UNIVERSIDAD DE CIENCIAS Y ARTES DE CHIAPAS

SECRETARÍA ACADÉMICA DIRECCIÓN DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

Tuxtla Gutiérrez, Chiapas a 21 de agosto de 2025

Oficio No. SA/DIP/0951/2025

Asunto: Autorización de Impresión de Tesis

C. Luis Alberto Villareal Zapien

CVU: 1331083

Candidato al Grado de Especialista en Endodoncia

Facultad de Ciencias Odontológicas y Salud Pública

UNICACH

Presente

Con fundamento en la opinión favorable emitida por escrito por la Comisión Revisora que analizó el trabajo terminal presentado por usted, denominado **Efecto de la esterilización sobre la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos NiTi CM-Wire en conductos artificiales con curvaturas severas** y como Director de tesis el Dr. Adrián Sesma Pereyra (CVU: 270835) quien avala el cumplimiento de los criterios metodológicos y de contenido; esta Dirección a mi cargo **autoriza la impresión del documento en cita, para la defensa oral del mismo, en el examen que habrá de sustentar para obtener el Grado de Especialista en Endodoncia.**

Es imprescindible observar las características normativas que debe guardar el documento, así como entregar en esta Dirección una copia de la *Constancia de Entrega de Documento Recepcional* que expide el Centro Universitario de Información y Documentación (CUID) de esta Casa de estudios, en sustitución al ejemplar empastado.

Atentamente

"Por la Cultura de mi Raza"

Dra. Dulce Karol Ramírez López
DIRECTORA



C.c.p. Dr. Adrián Sesma Pereyra, Director de la Facultad de Ciencias Odontológicas y Salud Pública, UNICACH. Para su conocimiento.
Archivo/minutario.

EPL/DKRL/igp/gtr

2025, Año de la mujer indígena
Año de Rosario Castellanos

Illustration: Noé Zenteno



Ciudad Universitaria, libramiento norte
poniente 1150, col. Lajas Maciel C.P. 29039.
Tuxtla Gutiérrez, Chiapas, México
investigacionyposgrado@unicach.mx

ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN	10
1. MARCO TEÓRICO	11
INTRODUCCIÓN	11
CAPÍTULO 1: NITINOL	12
1.1 Nitinol para aplicaciones médicas.....	12
1.2 Fases cristalinas del Ni-Ti	13
1.2.1 Transformación martensítica: Enfoque microscópico	13
1.2.2 Transformación martensítica: Enfoque macroscópico	16
CAPITULO 2: INSTRUMENTOS NI-TI EN ENDODONCIA.....	18
2.1.2. Conicidad	19
2.1.3. Ángulo Helicoidal y Pitch.....	20
2.1.3. Ángulo corte y superficie radial	20
2.2 Tratamientos de superficie y desarrollo metalúrgico del Ni-Ti	21
2.2.1 Electropulido.....	22
2.2.2 M-Wire.....	22
2.2.3 Fase R.....	23
2.2.4 CM-Wire.....	23
2.2.5 CM-Wire Blue y Gold	24
2.2.6 Max-Wire	24
2.2.7 Mecanizado por descarga eléctrica (EDM)	25
2.3 Cinemática de los instrumentos Ni-Ti	25
2.3.1 Movimiento de rotación continua	26
2.3.2 Movimiento recíprocante	26
2.3.3 Movimiento Axial	26
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	27
3. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	28
4. JUSTIFICACIÓN	29
5. OBJETIVOS	30
Objetivo general	30
Objetivos específicos	30
6. HIPÓTESIS	31
7. DISEÑO DE ESTUDIO	32

8. METODOLOGIA.....	33
8.1 Lugar y duración	33
8.2 Universo.....	33
8.3 Unidades de observación.....	33
8.4 Métodos de muestreo	33
8.5 Tamaño de la muestra	33
8.6 Criterios de inclusión y exclusión	33
8.7 Variables de estudio.....	34
9. RECOLECCIÓN DE DATOS.....	35
10. PLAN DE ANALISIS.....	36
Hipótesis Nula (H_0)	36
Hipótesis Alternativa (H_a).....	36
Prueba Estadística.....	36
11. ASPECTOS ÉTICOS.....	37
12. TRABAJO DE CAMPO	38
13. RESULTADOS.....	45
14. DISCUSIÓN	49
15. CONCLUSIONES	52
16. BIBLIOGRAFIA	53

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tabla de resultados de esterilización, segundos y ciclos hasta la fractura (NFC) de 20 muestras.	45
Tabla 2. Comparación de NFC según el proceso de esterilización.	46
Tabla 3. Comparación en NFC según el sistema de instrumentación.	47
Tabla 4. Comparación del número de ciclos hasta la fractura (NCF) de limas esterilizadas y no esterilizadas.	47
Tabla 5. Prueba estadística U de Mann- Whitney.	48

ÍNDICE DE GRAFICOS

Gráfico 1. Histograma para prueba de normalidad.....	46
--	----

ÍNDICE DE IMÁGENES

Imagen 1. Proceso de transformación estructural de fase austenita a martensita, sepúlveda bello et al. 2016 ²²	13
Imagen 2. Proceso de acomodación en la transformación martensítica, Sepúlveda Bello et al. 2016 ²²	14
Imagen 3. Frontera de maclado en laminas martensíticas, De la flor et al. 2005 ¹⁹	15
Imagen 4. Proceso de demaclado en laminas martensíticas, De la flor et al. 2005 ¹⁹	15
Imagen 5. Diagrama tensión – deformación - temperatura, Guo et al. 2013 ²⁵	16
Imagen 6. Sección transversal de diferentes instrumentos, Canalda et al. 2019 ²⁷	19
Imagen 7. Distintas conicidades constantes, Canalda et al. 2019 ²⁷	19
Imagen 8. Ángulo helicoidal de escariador, limas K y Hedstrom con su pitch. Ingle et al. 2019 ²⁹	20
Imagen 9. Diagrama de ángulos de ataque negativo (a), neutral (b) y positivo (c). Liang et. al ²⁶	20
Imagen 10. Evolución del Ni-Ti, Gavini et al. 2018 ²	21
Imagen 11. Muestras de limas rotatorias.....	38
Imagen 12. Inspección bajo microscopio electrónico a 16x.....	38
Imagen 13. Esterilización en autoclave a 136 °C.	39
Imagen 14. Muestra dividida en 4 grupos.	39
Imagen 15. Dispositivo de acero inoxidable para pruebas de fatiga cíclica	40
Imagen 16. Lubricante sintético en aerosol (a) y lubricante en un godete (b).	40
Imagen 17. Aplicación de 0.2 ml de aceite sintético en el conducto artificial.	41
Imagen 18. E-Flex Gold antes de ser insertado en el conducto artificial.	41
Imagen 19. ProTaper Gold antes de ser insertado en el conducto artificial.	42
Imagen 20. Posición de los instrumentos antes de ser accionados por el motor.	42
Imagen 21. Posición del trípode para la cámara y las luces.	43
Imagen 22. Secado del conducto con ayuda de aplicadores.....	43
Imagen 23. Adobe Premiere Pro para el análisis de los videos.....	44

RESUMEN

Introducción: Durante más de 20 años las aleaciones de Níquel-Titanio se han renovado debido a diferentes factores, como la flexibilidad y la resistencia. La aleación CM-Wire se ha caracterizado por mejorar estos factores al momento de la limpieza y conformación de conductos.

Objetivo: Comparar la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos con aleación CM-Wire bajo los efectos de la esterilización en conductos artificiales con curvaturas severas.

Metodología: Se seleccionarán 10 instrumentos de cada uno de los sistemas rotatorios ProTaper Gold® (Dentsply Sirona) y E-Flex Gold® (Eighteeth Sifary). Los instrumentos se dividieron en grupos con y sin proceso de esterilización, se introdujeron en un dispositivo de acero inoxidable simulando conductos radiculares con curvaturas severas donde se midió el tiempo desde la introducción del instrumento hasta la separación del mismo. Se utilizó la prueba estadística U de Mann Whitney para el análisis de resultados.

Resultados: Tomando en cuenta la media, el sistema E-Flex Gold muestra un aumento del 23% de NFC en comparación con el sistema ProTaper Gold bajo esterilización (n=5) y hasta un 36% en comparación al sistema ProTaper Gold sin esterilización (n=5) respectivamente.

Conclusión: El sistema E-Flex Gold tuvo una mejor resistencia a la fatiga cíclica tanto en el grupo que fue sometido a esterilización como el que no fue sometido al mismo (n=5) en comparación con los grupos ProTaper Gold, sin embargo, no existe una diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos de E-Flex Gold.

1. MARCO TEÓRICO

INTRODUCCIÓN

Las aleaciones con memoria de forma han sido ampliamente estudiadas desde los puntos de vista fundamentales y tecnológicos; las más investigadas a lo largo de los años son los sistemas de Níquel - Titanio (Ni-Ti) con composición casi equiatómica debido a su efecto de memoria de forma y superelasticidad resultante de sus estructuras austeníticas y martensíticas.¹ Las aplicaciones potenciales de estos dos principales comportamientos son enormes, pudiendo ser usados para generar fuerza o movimiento (mediante el efecto de memoria de forma) o almacenar energía (superelasticidad).²

Las aleaciones de Níquel-Titanio tienen una amplia gama de aplicaciones biomédicas debido a su capacidad única de recuperar su forma original tras sufrir grandes deformaciones (hasta un 8%) mediante calentamiento, o mediante la eliminación de la carga.³

La introducción de aleaciones de Ni-Ti y la subsiguiente automatización de la preparación mecánica fueron los primeros pasos hacia una nueva época en Endodoncia. Estos cambios marcaron el comienzo de un progreso cada vez mayor en la especialidad, con investigación científica y corporativa enfocada en desarrollar instrumentos capaces de cubrir las necesidades de una preparación más predecible del conducto radicular, realizable en menos tiempo y con mayor comodidad tanto para el odontólogo como para el paciente.⁴

En los últimos años se han observado muchos cambios, entre ellos innovaciones en el diseño de instrumentos, tratamientos superficiales térmicos para aleaciones de Ni-Ti, y la incorporación e hibridación de nuevos movimientos.⁴

CAPÍTULO 1: NITINOL

El Nitinol fue descubierto por casualidad en 1959 por William J. Buehler en el laboratorio de artillería naval de estados unidos mientras intentaba desarrollar una aleación resistente a los impactos, la fatiga y el calor para usar como punta cono de un misil de la marina.²¹

El descubrimiento de Buehler abrió una gran puerta a la investigación en la búsqueda de nuevas aleaciones con capacidades de memoria de forma, así como al estudio de su comportamiento mecánico y sus posibles aplicaciones. Pero, pese a todos los avances realizados en el descubrimiento de nuevas aleaciones metálicas con estas propiedades, el Nitinol sigue siendo la aleación más comercial y más extendida debido a su buena estabilidad de ciclado, biocompatibilidad, resistencia a la corrosión y capacidad de recuperar grandes deformaciones.¹⁹

El Nitinol tiene dos propiedades especiales, superelasticidad (inducida mecánicamente) y efecto de memoria de forma (inducida térmicamente).²¹

1.1 Nitinol para aplicaciones médicas

Las propiedades del Nitinol favorecen su aplicación como materiales de grado médico. El comportamiento tensión-deformación del Nitinol exhibe una estrecha similitud con la del hueso y el tendón, lo que permite su utilización para conducir a tiempos de curación rápidos e infligir menos trauma a tejidos circundantes.²¹

En cuanto a la biocompatibilidad, el Nitinol no muestra actividad citotóxica, neurotóxica, genotóxica o alérgica en comparación con el material de control de referencia clínica, el acero inoxidable.⁵ Sin embargo, el contenido de níquel en el Nitinol, muestra preocupación por la liberación de iones de níquel en el cuerpo y se debe tener cuidado para asegurar que se minimizan las amenazas en la aplicación médica del Nitinol, especialmente con respecto a la corrosión y la

biocompatibilidad; para darse cuenta de esto, se han implementado métodos como aleaciones de nitinol y/o tratamientos de superficie.²¹

1.2 Fases cristalinas del Ni-Ti

El cambio de la estructura en las aleaciones con memoria de forma se da por una transformación termo-elástica. Existen 2 tipos de transformación de los estados sólidos: por difusión y por desplazamiento. La transformación de las fases cristalinas del Ni-Ti se da por desplazamiento, sin difusión atómica, independiente del tiempo y mantiene una relación de orientación cristalográfica entre las dos fases, es decir no hay un cambio en la estructura química con respecto a la matriz de la que se forma.²³

1.2.1 Transformación martensítica: Enfoque microscópico

Entendamos que la fase madre del Ni-Ti es la fase austenita, la fase martensita se forma enfriando esta fase madre, heredando su composición y ordenación atómica. La transformación de fase austenita a martensita se da en 2 procesos: deformación de la fase cristalina y cizalladura invariante de la red.²³

La deformación de la red cristalina, consiste en todos los movimientos atómicos necesarios para producir la nueva estructura a partir de la antigua (Imagen 1).²⁴

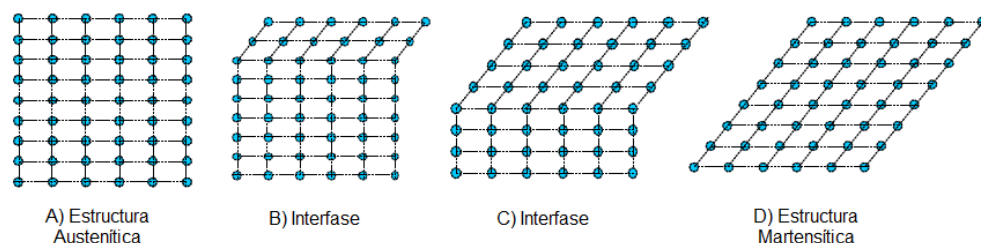
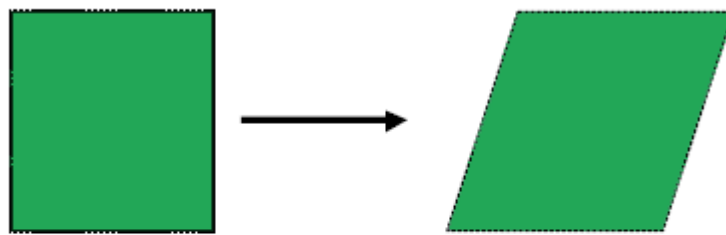


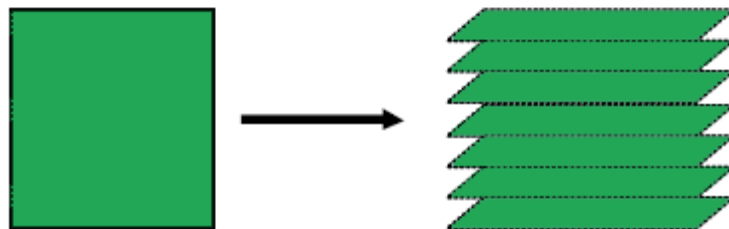
IMAGEN 1. PROCESO DE TRANSFORMACIÓN ESTRUCTURAL DE FASE AUSTENITA A MARTENSITA, SEPÚLVEDA BELLO ET AL.
2016 22

A medida que la interfase avanza, cada capa de átomos es desplazada a una pequeña distancia. El segundo proceso de la transformación martensítica, cizalladura invariante de la red, es un paso de acomodación: la estructura producida por el primer proceso es de forma diferente, manteniendo el mismo volumen.²¹

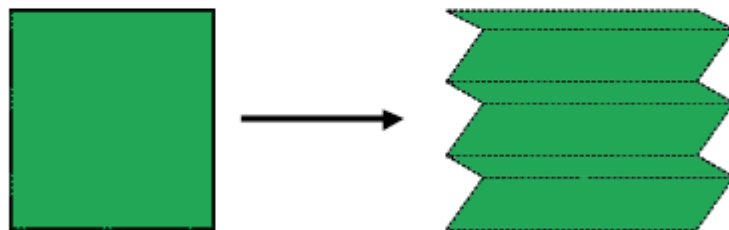
Este proceso de acomodación puede realizarse de formas diferentes. Básicamente, los dos mecanismos generales por los cuales esto puede suceder son por deslizamiento o por maclado (Imagen 2).²²



A) Cambio de forma debido a la transformación martensítica.



B) Acomodación de la deformación por deslizamiento.



C) Acomodación de la deformación por maclado.

El proceso de deslizamiento es permanente (irreversible), es un proceso común en la mayoría de las martensitas, acomoda forma y volumen. El maclado es incapaz de acomodar cambios de volumen, pero puede acomodar cambios de forma de un modo reversible. El proceso de maclado para la acomodación juega un papel importante en el efecto de memoria de forma.²¹

Dentro de las láminas de martensita, así como entre ellas existen zonas con menor energía y fácilmente móviles conocida como las fronteras de maclado (Imagen 3). Si se aplica una tensión a la estructura martensítica las fronteras de maclado se moverán fácilmente produciendo una forma que se acomoda mejor a la tensión aplicada (Imagen 4).²¹

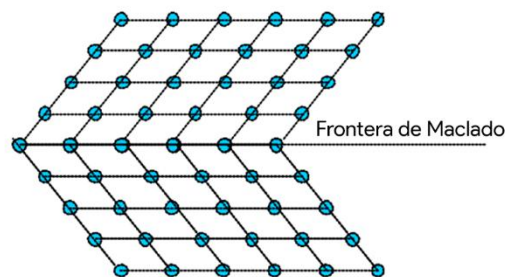


IMAGEN 3.FRONTERA DE MACLADO EN LAMINAS MARTENSÍTICAS, DE LA FLOR ET AL. 2005¹⁹

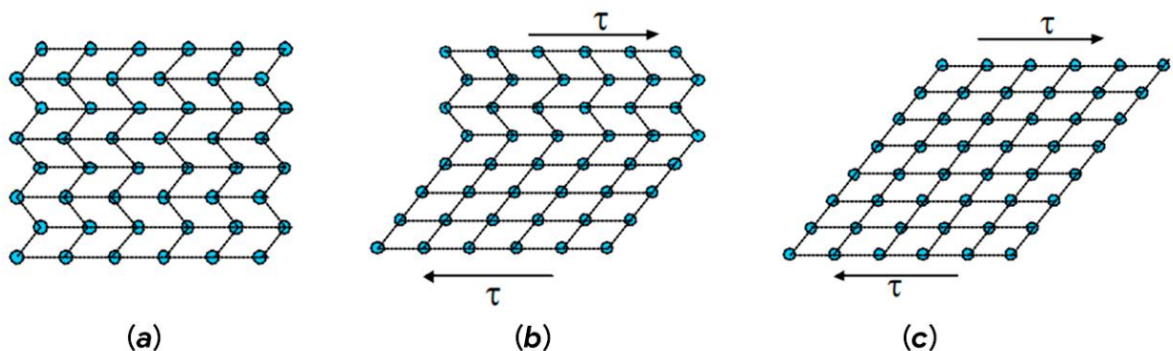


IMAGEN 4.PROCESO DE DEMACLADO EN LAMINAS MARTENSÍTICAS, DE LA FLOR ET AL. 2005¹⁹

1.2.2 Transformación martensítica: Enfoque macroscópico

Desde un punto de vista macroscópico todas las propiedades mecánicas de la austenita y la martensita son distintas, por ello, a medida que atravesamos el punto de transformación mediante una variación de tensión y temperatura aparecen una gran variedad de cambios.²¹

Podría decirse que la microestructura característica del Ni-Ti es que a temperaturas más bajas se encuentra en fase martensítica, pero a temperaturas elevadas en fase austenítica. El Ni-Ti exhibe dos comportamientos mecánicos únicos: memoria de forma térmica y superelasticidad.²⁵

En la imagen 5 se ilustra de manera detallada un diagrama de tensión-deformación-temperatura del Ni-Ti.²⁵

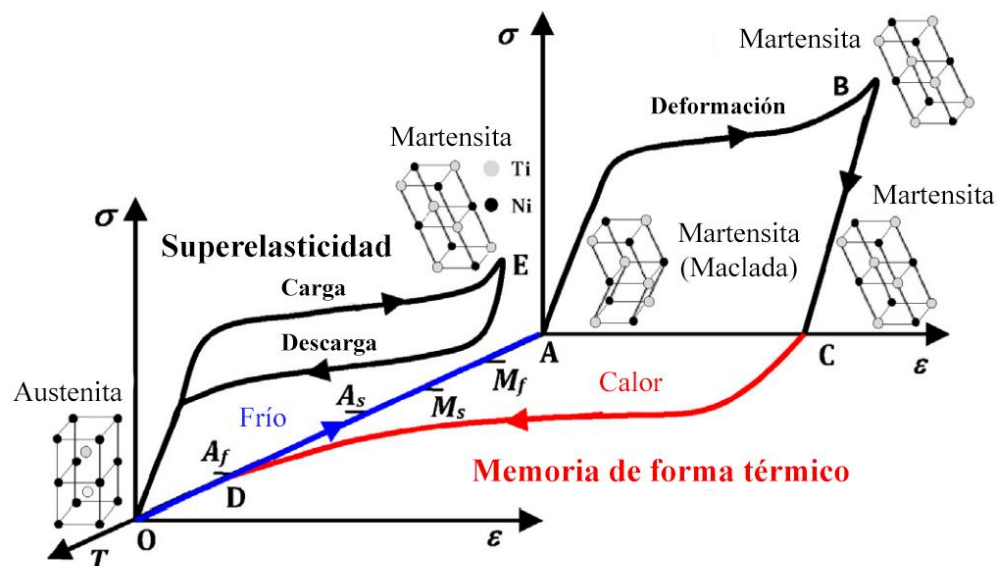


IMAGEN 5. DIAGRAMA TENSION – DEFORMACIÓN - TEMPERATURA, GUO ET AL. 2013²⁵

Asumiendo que el Ni-Ti se encuentra en estado austenítico en el punto de origen (O), sin aplicar tensión, el Ni-Ti se enfría de la trayectoria O-A donde pasa a través de A_s (Austenita Inicial), M_s (Martensita Inicial), M_f (Martensita Final) y finalmente la transformación a martensita maclada ocurre en el punto A.²⁵

El material es deformado a través de la reorientación y el demaclado en la trayectoria **A-B**. En la trayectoria **B-C** se producirá una descarga elástica de la martensita reorientada y esta se mantendrá deformada. Al aplicar calor llegando al punto **A_f** (Austenita Final), el material se transforma del estado martensítico al austenítico “recordando” su forma anterior.²⁵

Por otro lado, el Ni-Ti en estado austenítico puede transformarse al estado martensítico siguiendo la trayectoria **O-E** a través de una carga de tensión. Se puede lograr una gran deformación elástica de hasta el 11%. Una vez realizada la descarga de la trayectoria O-E, el material se transforma nuevamente al estado austenítico y se recupera de la deformación superelastica.²⁵

Los efectos de memoria de forma, de superelasticidad, la alta ductilidad, el fuerte endurecimiento por trabajo, la corta vida útil de los instrumentos y la formación de fisuras son aspectos críticos en el corte de los instrumentos de Ni-Ti.²⁵

CAPITULO 2: INSTRUMENTOS NI-TI EN ENDODONCIA

Desde que Walia informó por primera vez la aplicación de instrumentos de Níquel-Titanio (Ni-Ti) manuales en la práctica clínica en 1988, varios instrumentos Ni-Ti asistidos por motor han sido utilizados por especialistas en endodoncia.²⁶

Durante muchos años, estos instrumentos fueron fabricados exclusivamente a través del mecanizado convencional, con variaciones principalmente en el diseño de la sección transversal, disposición de las superficies de corte a lo largo de la parte activa y presencia o ausencia de superficies radiales; es decir el objetivo principal fue mejorar las propiedades de corte del instrumento. En este sentido, los tratamientos de aleación de Ni-Ti introducidos desde 1999 fueron el principal factor responsable para cambiar el comportamiento clínico de estos instrumentos.²

2.1 Diseño estructural de limas Ni-Ti

El diseño de la zona activa de una lima de NiTi accionada por motor incluye el ángulo helicoidal, la profundidad de las estrías (Flute), la punta, la forma de la sección transversal, los ángulos de corte y las superficies radiales.^{26, 29}

Para obtener un mejor rendimiento clínico, una lima de NiTi accionada por motor necesita una gran rigidez torsional para mejorar la eficiencia de corte y reducir el riesgo de fatiga flexural.²⁶

2.1.1. Forma del corte seccional

El proceso de conformación se ve afectado por la forma de la sección transversal, las cuales pueden ser de forma triangular, rectangular, cuadrilátero en forma de S itálica, etc. Un instrumento con un área transversal más grande tiene mayor rigidez torsional. En comparación

con el área de la sección transversal, el área del núcleo interno está más relacionada con la rigidez a la flexión (imagen 6).²⁶

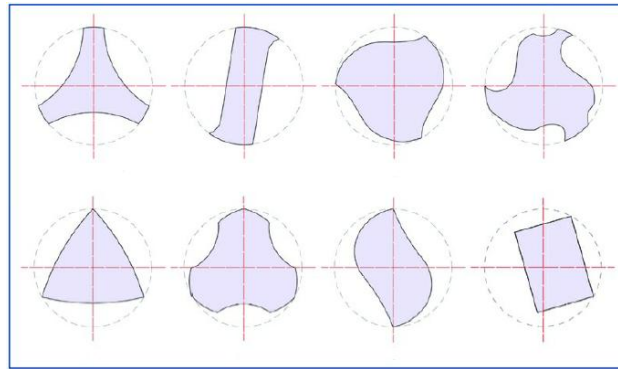


IMAGEN 6. SECCIÓN TRANSVERSAL DE DIFERENTES INSTRUMENTOS, CANALDA ET AL. 2019²⁷

2.1.2. Conicidad

La conicidad es la relación entre el diámetro y la longitud de un instrumento, que se refiere al aumento de diámetro de la lima por el aumento de longitud en milímetros (imagen 7).²⁵

La mayoría de los instrumentos están diseñados con una conicidad constante, es decir, la conicidad no cambia en el mismo instrumento. Sin embargo, los sistemas producidos por ProTaper Universal y ProTaper Next (Dentsply Sirona, EE. UU.) se caracterizan por un diseño de conicidad variable, y la conicidad cambia en cada milímetro a lo largo de la parte activa del instrumento.^{25,27}

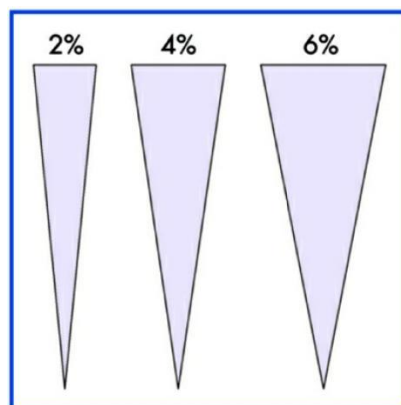


IMAGEN 7. DISTINTAS CONICIDADES CONSTANTES, CANALDA ET AL. 2019²⁷

2.1.3. Ángulo Helicoidal y Pitch

El ángulo helicoidal está formado por la superficie cortante y la sección transversal perpendicularmente al eje longitudinal de la lima. El pitch es la distancia que existe entre dos superficies cortantes vista desde una vista lateral (imagen 8).^{26, 29}

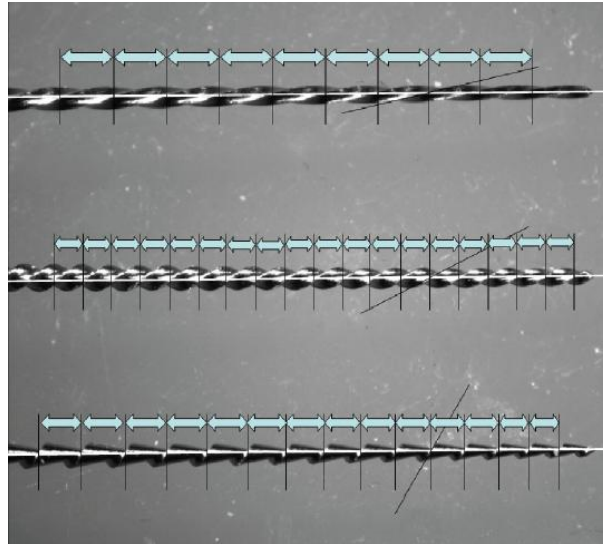


IMAGEN 8. ÁNGULO HELICOIDAL DE ESCARIADOR, LIMAS K Y HEDSTROM CON SU PITCH.
INGLE ET AL. 2019²⁹

2.1.3. Ángulo corte y superficie radial

El ángulo de corte está relacionado con la pendiente y la posición del borde cortante en la sección transversal con la pared del conducto, el ángulo de corte de instrumentos Ni-Ti accionado por motor puede ser positivo o negativo (imagen 9).²⁶

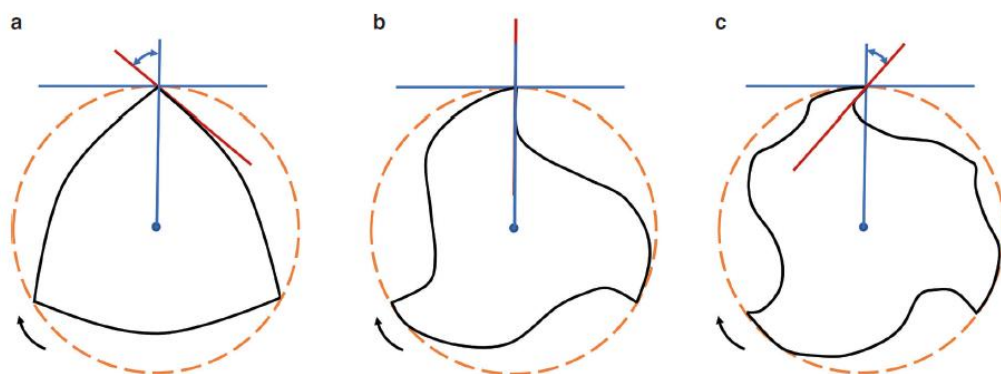


IMAGEN 9. DIAGRAMA DE ÁNGULOS DE ATAQUE NEGATIVO (A), NEUTRAL (B) Y POSITIVO (C).
LIANG ET. AL²⁶

La superficie radial está ubicada directamente detrás del borde de corte también se denomina plataforma de soporte radial. La superficie radial imita la forma de la punta para soportar el movimiento céntrico del Instrumento en el conducto radicular sin provocar el transporte del conducto.²⁶

2.2 Tratamientos de superficie y desarrollo metalúrgico del Ni-Ti

A pesar de las ventajas proporcionadas por la superelasticidad de la aleación de Ni-Ti, la separación del instrumento sigue la mayor preocupación clínica. Las posibles estrategias para aumentar la eficiencia y la seguridad de los instrumentos de Ni-Ti incluyen mejoras en el proceso de fabricación o el uso de nuevas aleaciones que proporcionan propiedades mecánicas superiores (imagen 10).²

Las propiedades mecánicas y el comportamiento de la aleación de Ni-Ti varían según su composición química y tratamiento térmico/mecánico durante su fabricación.²

En el tratamiento térmico, el método de procesamiento de metal más utilizado, se aplica calor y frío en un cierto material en condiciones específicas varias veces para obtener una propiedad específica de este.²⁶

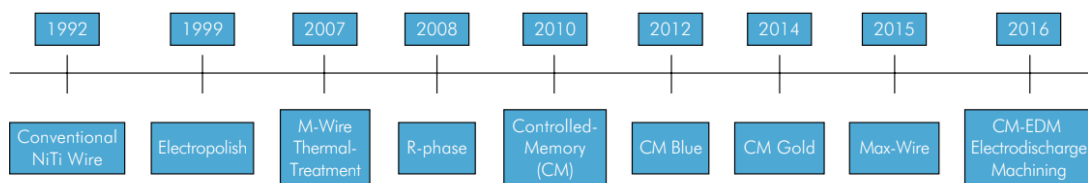


IMAGEN 10. EVOLUCIÓN DEL NI-TI, GAVINI ET AL. 2018²

2.2.1 Electropulido

El proceso de electropulido, también conocido como tratamiento de la superficie electroquímica, se refiere a la deposición de iones metálicos en la superficie de un objeto a través de galvanoplastia para reducir las irregularidades de la superficie en instrumentos metálicos. Este método fue utilizado por primera vez en la fabricación de instrumentos Ni-Ti por FKG en 1999.²⁶

Después del proceso de mecanizado, los instrumentos reciben este tratamiento de superficie, que aumenta la eficiencia de corte al tiempo que reduce los defectos resultantes del proceso de fabricación, por lo tanto, también un aumento de la resistencia a la fatiga.²

2.2.2 M-Wire

En 2007, Tulsa Dental desarrolló una nueva aleación de Ni-Ti conocida como M-Wire, esa aleación se somete a tratamientos térmicos únicos a varias temperaturas, antes de que los instrumentos sean mecanizados. Este material contiene las fases de Martensita y R, mientras mantiene una pseudoelasticidad. En comparación con los instrumentos fabricados con las aleaciones de Ni-Ti convencional, los instrumentos hechos de la aleación M-Wire tienen una mayor resistencia a la fatiga cíclica y propiedades mecánicas mejoradas.²

Bajo condiciones de temperatura complejas, una aleación de Ni-Ti convencional con austenita se prepara mediante un tratamiento de estiramiento especial, y la temperatura de transición de fase cristalina aumenta de 16-31 °C a 47 ° C. Como resultado, la aleación contiene una gran cantidad de martensita estable a temperatura ambiente, con una rigidez reducida y una mayor elasticidad.^{2, 26}

2.2.3 Fase R

Este tratamiento de la aleación de Ni-Ti es una fase intermedia entre martensita y austenita, y se produce durante la transformación martensítica cuando se enfría a la fase R, así como de la fase R a martensita.²

SybronEndo introdujo en 2008 el sistema Twisted File fabricado en Fase R. En este sistema se utilizó por primera vez el método de fabricación por torsión utilizado para instrumentos de acero inoxidable. El alambre Ni-Ti en Fase R con torsión protege la estructura cristalina de la aleación dañada y evita la fractura, lo que a menudo ocurre durante el proceso de torsión de aleaciones de Ni-Ti convencional.²

2.2.4 CM-Wire

En 2010, los instrumentos fabricados con tecnología de control de memoria (CM-Wire) fueron introducidos por DS Dental (Johnson City, TN, EE. UU.). El control de memoria permite que los instrumentos sean pre-doblados, dándoles una mayor resistencia a la fatiga y mayor flexibilidad que contribuye a una preparación de conductos más centrados y con menores tasas de transporte.²

Además, DS Dental realiza tratamientos de calor posteriores a la fabricación de la aleación SE508, lo que aumenta aún más la temperatura de transición de la fase de austenita a 55 °C de tal manera que la estructura cristalina a temperatura ambiente está dominada por martensita.²⁶

Estos instrumentos también contienen menos níquel (52%) que las aleaciones de Ni-Ti convencionales (54% a 57%), lo que mejora las propiedades mecánicas de la aleación.^{4, 10} Después de la esterilización del instrumento, este vuelve a su fase original y se puede reutilizar, hasta que se produzca finalmente la deformación irreversible, señalando que debe descartarse.²

Hyflex CM (Coltene/Whaledent, Cuyahoga Falls, OH) son instrumentos representativos de sistemas CM-Wire.²⁶

2.2.5 CM-Wire Blue y Gold

En 2012, Dentsply Sirona introdujo un nuevo proceso de tratamiento térmico para las aleaciones Ni-Ti CM-Wire, mediante el cual los instrumentos se tratan térmicamente repetidamente y luego se enfrían, lo que da como resultado un color de superficie correspondiente al grosor de la capa de óxido de titanio.²

En la aleación CM-Wire Blue, el espesor de la capa de óxido de titanio es de 60-80 nm mientras que en la aleación CM-Wire Gold, este espesor es de 100-140 nm.^{2, 26}

La capa de óxido de titanio compensa la dureza perdida durante el procesamiento de la aleación CM-Wire y aumenta la eficiencia de corte y la resistencia al desgaste. Los instrumentos representativos incluyen el sistema Vortex Blue (Dentsply Sirona, EE. UU.), el sistema Reciproc Blue (VDW, Deutschland.) y el sistema ProTaper Gold (Dentsply Sirona, EE. UU.).²⁶

2.2.6 Max-Wire

La aleación Max-Wire se desarrolla como resultado del tratamiento térmico de la aleación Ni-Ti. En la etapa temprana de la limpieza y conformación del conducto, la aleación de Max-Wire se encuentra en fase de martensita a una temperatura ambiente baja. Después de introducirse en el conducto, cuando la temperatura es igual a o superior a 35 °C, la aleación de Max-Wire puede cambiar de la martensita a la austenita y el instrumento cambia de forma recta a una forma semicircular debido a la forma.²⁶

Durante la rotación excéntrica contra las paredes del conducto, el área de contacto entre el instrumento y la pared aumenta, se combina con la

activación del irrigante, promoviendo así limpieza sistema de conductos. Los instrumentos representativos son la familia XP-Endo Shaper y Finisher de FKG.^{2, 26}

Las características metalúrgicas de la aleación Max-Wire mejoran la flexibilidad de los instrumentos Ni-Ti manteniendo la anatomía de conductos curvos y reduciendo la transportación; Además, mejoran la resistencia a la fatiga del instrumento, reducen la separación de estos y mejoran la seguridad en la práctica clínica.²⁶

2.2.7 Mecanizado por descarga eléctrica (EDM)

Es un proceso de erosión térmica sin contacto ampliamente utilizado en ingeniería que utiliza un proceso de descarga controlada para derretir la superficie del metal y evaporar pequeñas porciones del metal en presencia de un líquido dieléctrico, dejando una superficie metálica rugosa corroída. Los instrumentos de Ni-Ti fabricados con este tratamiento tienen una textura rugosa y una superficie más dura que mejora la eficiencia de corte.²⁶

En 2016, se introduce el sistema Hyflex EDM (Coltene/Whaledent, Cuyahoga Falls, OH), fabricado a través de una aleación Ni-Ti CM 495 con un proceso de erosión térmica a base de descargas controladas (EDM). El instrumento es entonces tratado térmicamente a temperaturas entre 300° y 600° C durante 10 minutos a 5 horas, antes o después del baño ultrasónico y baño ácido.² El sistema está compuesto de aleación martensítica y cantidades sustanciales de Ni-Ti en fase R.²⁶

La fabricación de instrumentos con mecanizado por descarga eléctrica parece optimizar la resistencia a la fractura del instrumento, aumento la resistencia a la fatiga cíclica hasta en un 700% a temperatura ambiente o corporal.

2.3 Cinemática de los instrumentos Ni-Ti

La mayoría de movimientos en los instrumentos Ni-Ti accionados por motor es una rotación completa de 360° con una eficiencia de corte

óptima. Los nuevos modos de movimiento propuestos, como el movimiento alternativo y axial, intentan reducir el riesgo de separación de los instrumentos.²⁶

2.3.1 Movimiento de rotación continua

En la mayoría de los sistemas Ni-Ti la lima es impulsada por motores eléctricos y contra-ángulos para cortar continuamente la pared del conducto radicular a través de una rotación completa, incluido el movimiento rotatorio céntrico y excéntrico en el conducto radicular.²⁶

Los instrumentos con movimiento rotatorio céntrico, como los sistemas ProTaper Universal y K3, tienen una alta eficiencia de corte.²⁶

2.3.2 Movimiento reciprocante

En 2008, Yared propuso el concepto de movimiento reciprocante de sistemas Ni-Ti impulsados por motor basado en una técnica de fuerza balanceadas, es decir, el conducto radicular se prepara mediante diferentes ángulos de rotación en el sentido de las agujas del reloj y en el sentido contrario a las agujas del reloj.²⁶

La mayoría de los sistemas reciprocantes giran de 120° a 270° en dirección contraria a las manecillas del reloj para cortar la dentina y eliminar los residuos mediante una rotación de 60°–90° en sentido de las manecillas del reloj, lo que alivia el estrés de torsión y la amortiguación intermitente.²⁶

2.3.3 Movimiento Axial

La característica del sistema SAF (self-adjusting file) es que la lima es hueca y tiene forma de malla cilíndrica sin alma interna. La lima opera con un movimiento de picoteo hacia adentro y hacia afuera impulsado por una pieza de mano con una frecuencia de 3 000 a 5 000 RPM y una amplitud de 0,4 mm, con una combinación de dispositivo de irrigación para eliminar la dentina por abrasión.²⁶

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los instrumentos endodónticos fabricados con aleaciones de Níquel – Titanio poseen buenas propiedades físicas cuando se les compara con los de acero inoxidable; dentro de estas propiedades destacan la capacidad de deformarse al ser sometidos a una carga y recuperar completamente su forma inicial al retirar dicha carga, algo conocido como superelasticidad¹.

Algunos instrumentos de níquel – titanio han recibido un tratamiento térmico tras su conformación; otorgándoles la propiedad de memoria de forma, estos instrumentos se denominan CM-Wire². Los instrumentos CM-Wire poseen las propiedades metalúrgicas adecuadas para la instrumentación de conductos con curvaturas severas, no obstante, una de las desventajas al usar instrumentos endodónticos rotatorios indistintamente de su aleación es la separación de dicho instrumento

Existen diferentes factores ampliamente estudiados que influyen en la separación de instrumentos como lo es la fatiga cíclica; sin embargo, al tener hoy en día diferentes alternativas de instrumentos CM-Wire en el mercado nace la necesidad de su comparación para determinar que instrumento posee mayor resistencia en la instrumentación de conductos con curvaturas severas, así mismo se ha reportado que esta aleación bajo el proceso de esterilización puede llegar a mejorar sus propiedades físicas.

3. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Qué sistema de instrumentos rotatorias de Níquel – Titanio con aleación CM-Wire, ProTaper Gold ® o E-flex Gold ® con y sin proceso de esterilización, ¿posee mayor resistencia a la fatiga cíclica durante la instrumentación de conductos artificiales con curvaturas severas?

4. JUSTIFICACIÓN

En la actualidad existen diferentes casas comerciales ofreciendo una gran variedad de sistemas con aleaciones CM-Wire brindando resistencia y calidad. Estos sistemas tienen limitaciones en el número de usos, indicado siempre por el fabricante; pese a esto, es bien sabido en la comunidad de profesionales en endodoncia que usan estos sistemas los utilizan más de una vez, por lo tanto, se ha creado la necesidad de la continua comparación de dichos sistemas con la finalidad de determinar qué instrumentos tienen una menor probabilidad de separación durante la conformación de conductos con curvaturas severas.

Dicha comparación tiene como objeto aportar información que le sea de utilidad al profesional en la elección de un sistema rotatorio CM-Wire durante su práctica clínica. En consecuencia, este estudio introduce nuevos parámetros para deliberar que sistema rotatorio CM-Wire proporciona un valor agregado durante la práctica endodóntica.

5. OBJETIVOS

Objetivo general

Comparar la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos NiTi CM-Wire E-Flex Gold® y Protaper Gold® bajo los efectos de la esterilización en conductos artificiales con curvaturas severas.

Objetivos específicos

- Determinar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos NiTi E-Flex Gold® en conductos artificiales con curvaturas severas.
- Determinar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos NiTi ProTaper Gold® en conductos artificiales con curvaturas severas.
- Determinar la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos NiTi E-Flex Gold® bajo los efectos de la esterilización en conductos artificiales con curvaturas severas.
- Determinar la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos NiTi ProTaper Gold® bajo los efectos de la esterilización en conductos artificiales con curvaturas severas.
- Comparar los resultados en los tiempos de resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos E-Flex Gold ® y ProTaper Gold ® en conductos artificiales con curvaturas severas.
- Comparar los resultados en los tiempos de resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos E-Flex Gold ® y ProTaper Gold ® bajo los efectos de esterilización en conductos artificiales con curvaturas severas.

6. HIPÓTESIS

El sistema Protaper Gold ® sometido a esterilización posee una mayor resistencia a la fatiga cíclica que los no sometidos a esterilización así como al sistema E-Flex Gold ® en la instrumentación de conductos artificiales con curvaturas severas.

7. DISEÑO DE ESTUDIO

Investigación de tipo observacional, transversal y descriptivo.

8. METODOLOGIA

8.1 Lugar y duración

Posgrado de endodoncia de la Universidad de Ciencias y Artes de Chiapas periodo febrero –agosto 2022.

8.2 Universo

Limas rotatorias de Ni-Ti en aleación CM-Wire.

8.3 Unidades de observación

20 videos en 2 grupos de 10 tomados con una cámara profesional Canon Rebel T6.

8.4 Métodos de muestreo

Muestreo probabilístico por conglomerados.

8.5 Tamaño de la muestra

$n = 20$

$$n = Z^2 * p * q / e^2$$

8.6 Criterios de inclusión y exclusión

Inclusión:

- Instrumentos con aleación CM-Wire en su variante Gold, ProTaper Gold ® (DentplySirona) y E-Flex Gold ® (Eighteeth Sifary).
- Instrumentos con calibre apical 25 y conicidad igual o arriba de 0.06.

Exclusión:

- Instrumentos que han sido manipulados o utilizados anteriormente.
- Instrumentos que presenten defectos de fábrica en su estructura.

8.7 Variables de estudio

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición
Lima Endodóntica Rotatoria	Instrumento endodóntico mecanizado utilizado para el tratamiento de conductos.	Instrumentos de Níquel – Titanio utilizados para limpieza y conformación en conductos curvos.	Cualitativa Ordinal	1. ProTaper Gold (Dentsply Sirona) 2. E-Flex Gold (Eighteeth Sifary)
Fatiga cíclica	Estres, tensión y deformación de un material inducido por una carga cíclica.	Cantidad de ciclos que un instrumento rotatorio soporta antes de sufrir la fractura de un segmento.	Cuantitativa Continua	1. Segundos
Esterilización	Proceso por el cual se logra la destrucción total de microorganismos.	Necesidad quirúrgica para evitar la contaminación de la cavidad pulpary el Sistema de conductos.	Cualitativa Ordinal	1. Si 2. No

9. RECOLECCIÓN DE DATOS

Se realizó una base de datos en una hoja de cálculo, en la cual se recopilaron los datos de las variables: instrumento, esterilización y número de ciclos hasta la fractura (NFC). Para poder obtener los NFC de cada instrumento se utilizó la siguiente fórmula: segundos por RPM / 60. Los datos fueron exportados al programa estadístico SPSS versión 25.0 para la realización de resultados, tablas y gráficos.

10. PLAN DE ANALISIS

Hipótesis Nula (Ho)

El sistema E-Flex Gold ® sometido a esterilización posee una mayor resistencia a la fatiga cíclica que los no sometidos a esterilización, así como al sistema ProTaper Gold ® en la instrumentación de conductos artificiales con curvaturas severas.

Hipótesis Alterna (Ha)

No existe diferencia en la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas Protaper Gold ® y E-Flex Gold ® en la instrumentación de conductos artificiales con curvaturas severas con o sin proceso de esterilización.

Prueba Estadística

U de Mann- Whitney

11. ASPECTOS ÉTICOS

Investigación sin riesgo.

No se realiza ninguna intervención o modificación intencionada en las variables fisiológicas, psicológicas y/o sociales de los individuos que participan.

12. TRABAJO DE CAMPO

Se obtuvo una muestra de 20 limas rotatorias (n=20), todos los instrumentos fueron inspeccionados bajo microscopio electrónico a 16 aumentos (16x) para detectar posibles defectos de fábrica o irregularidades (imagen 11 y 12).

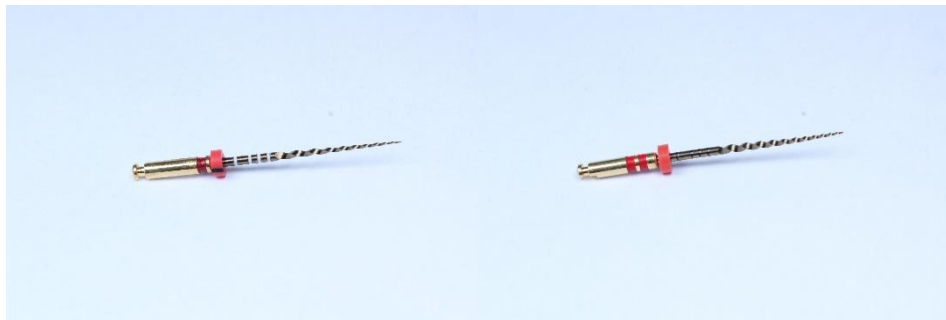


IMAGEN 11. MUESTRAS DE LIMAS ROTATORIAS.



IMAGEN 12. INSPECCIÓN BAJO MICROSCOPIO ELECTRÓNICO A 16X

La muestra fue dividida en 4 grupos:

Grupo1: ProTaper Gold® F2 bajo proceso de esterilización (n=5)

Grupo 2: ProTaper Gold® F2 sin proceso de esterilización (n=5)

Grupo 3: E-Flex Gold® 25.06 bajo proceso de esterilización (n=5)

Grupo 4: E-Flex Gold® 25.06 sin proceso de esterilización (n=5)

Los grupos que necesitaron de esterilización fueron esterilizados en una autoclave marca Lorma® modelo AV07 en bolsas de tamaño 2.25 X 4 pulgadas donde los instrumentos se colocaron de manera individual a 136 °C por 10 ciclos (imagen 13). ¹⁷.



IMAGEN 13. ESTERILIZACIÓN EN AUTOCLAVE A 136 °C.



IMAGEN 14. MUESTRA DIVIDIDA EN 4 GRUPOS.

Los instrumentos que no fueron esterilizados se mantuvieron en empaques sellados en un ambiente sin humedad con la finalidad de mantenerlos seguros.

Se utilizó un dispositivo de acero inoxidable simulando un conducto artificial con las siguientes especificaciones: ángulo de curvatura de 90° y radio de 8 mm con una longitud total de 20 mm, el cual ha sido utilizado por diversos autores con anterioridad ^{8,9,10,11,12,13,14}.



IMAGEN 15. DISPOSITIVO DE ACERO INOXIDABLE PARA PRUEBAS DE FATIGA CÍCLICA

Para reducir la fricción de las limas al entrar en contacto con el conducto artificial, se utilizó 0.2 ml de aceite sintético para lubricación de piezas de alta marca Steel®.



IMAGEN 16. LUBRICANTE SINTÉTICO EN AEROSOL (A) Y LUBRICANTE EN UN GODETE (B).



IMAGEN 17. APLICACIÓN DE 0.2 ML DE ACEITE SINTÉTICO EN EL CONDUCTO ARTIFICIAL.

Cada instrumento se colocó dentro del conducto artificial y fue accionado con las revoluciones por minuto (RPM) y torque como marca el fabricante. En el caso de las limas ProTaper Gold® se utilizaron 300 RPM y 3 N de torque, con las limas E-Flex Gold® se utilizaron 350 RPM con un torque de 2.5 N. Todos los procesos fueron realizados por un mismo operador con el motor X-Smart Plus de Dentsply®.

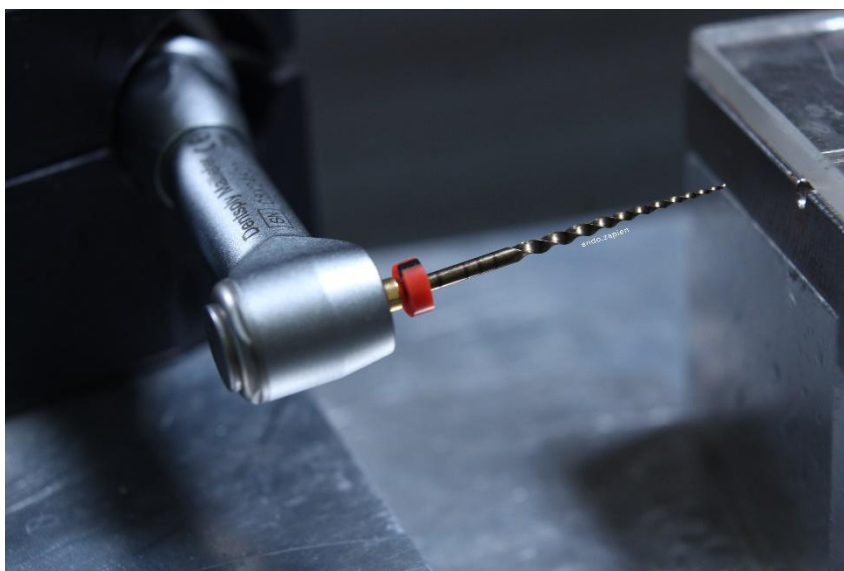


IMAGEN 18. E-FLEX GOLD ANTES DE SER INSERTADO EN EL CONDUCTO ARTIFICIAL.

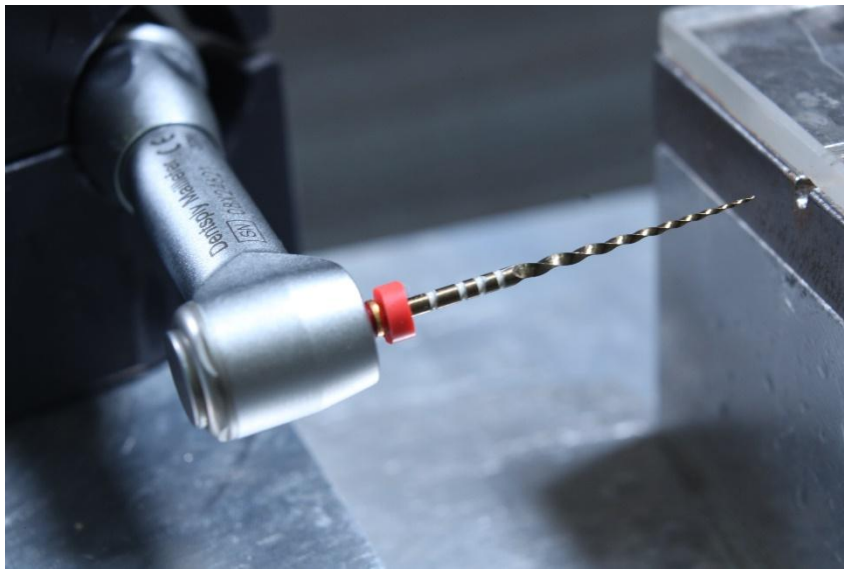


IMAGEN 19. PROTAPER GOLD ANTES DE SER INSERTADO EN EL CONDUCTO ARTIFICIAL.

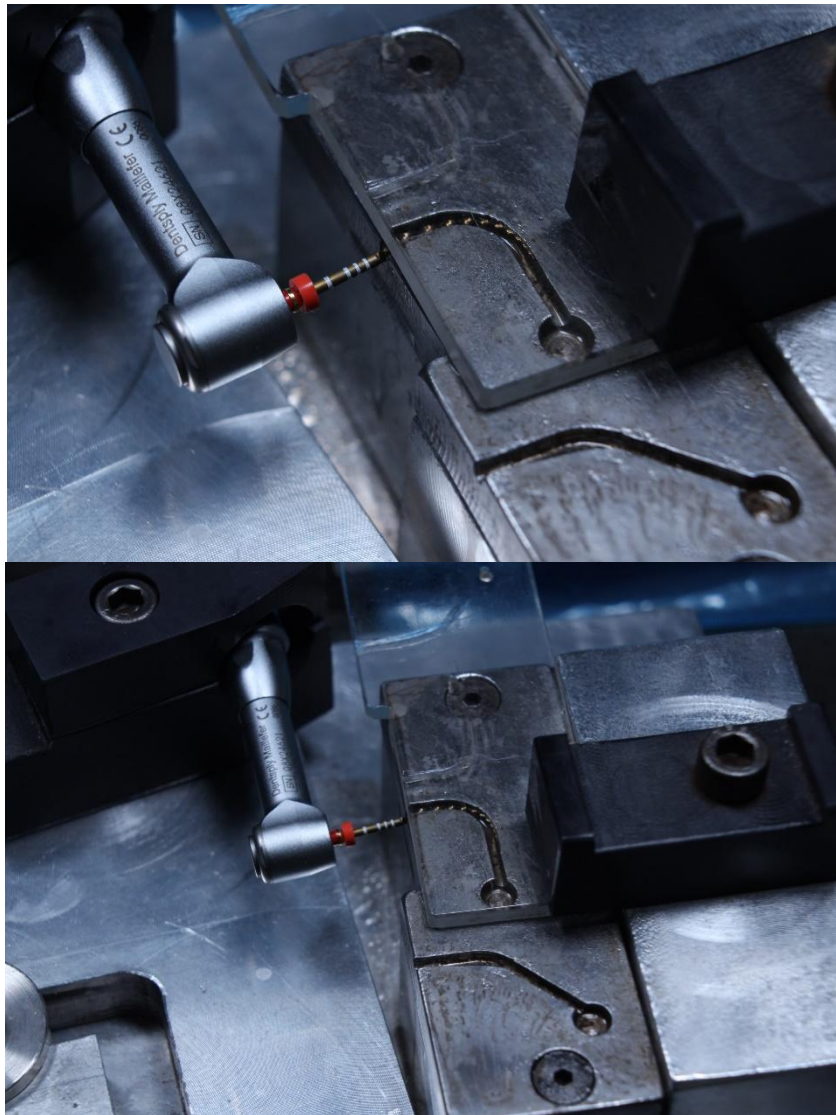


IMAGEN 20. POSICIÓN DE LOS INSTRUMENTOS ANTES DE SER ACCIONADOS POR EL MOTOR.

Cada proceso fue grabado en video con una cámara Canon Rebel T6. Para la captura del video se utilizó un trípode con la finalidad de obtener imágenes sin movimientos.



IMAGEN 21. POSICIÓN DEL TRÍPODE PARA LA CÁMARA Y LAS LUCES.

Entre cada prueba se retiraba el instrumento, así como el segmento separado y se secaba el conducto con ayuda de aplicadores (Microbrush), esto con la finalidad de que cada proceso de prueba tuviera las mismas condiciones para la misma.

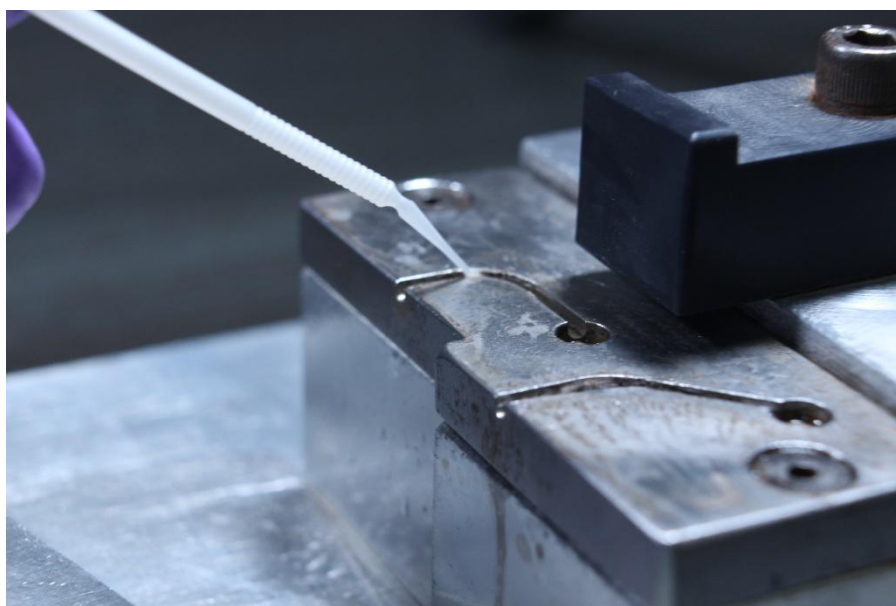


IMAGEN 22. SECADO DEL CONDUCTO CON AYUDA DE APLICADORES.

Al termino de las pruebas los videos fueron desglosados en una computadora para poder hacer cortes en el video desde la introducción del instrumento hasta su separación con la ayuda del programa **Adobe Premiere Pro** y así poder obtener el tiempo en segundos.

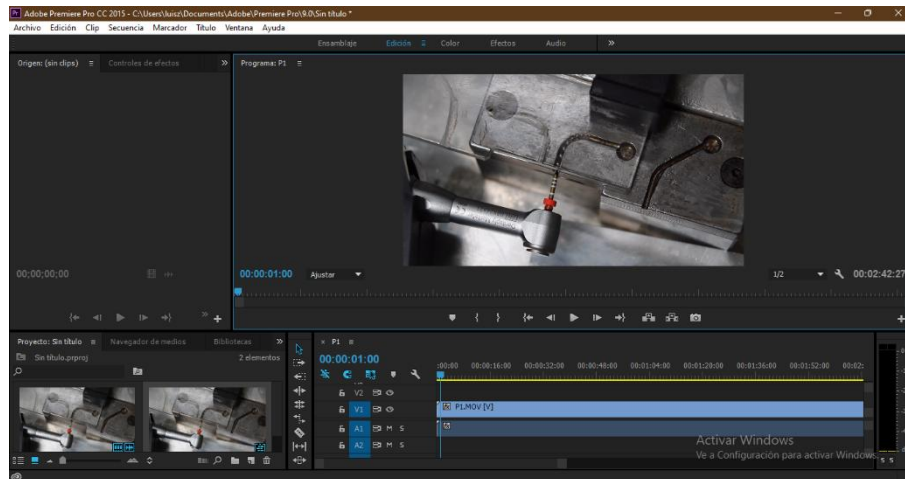


IMAGEN 23. ADOBE PREMIERE PRO PARA EL ANÁLISIS DE LOS VIDEOS.

Al tener el tiempo en segundos de cada proceso se creó una base de datos en Excel y con ayuda de la formula $S \times RPM / 60$ se obtuvo el número de ciclos hasta la fractura de cada instrumento. Estos datos fueron exportados al programa estadístico SPSS versión 25.0 para la realización de resultados, tablas y gráficos.

13. RESULTADOS

Se realizó un conglomerado de la información observada de cada una de las muestras durante el trabajo de campo (ver Tabla 1).

N de muestra	Instrumento	Esterilización	Segundos	NFC
1	E-Flex Gold	Si	165.13	963.25
2	E-Flex Gold	Si	113.02	659.28
3	E-Flex Gold	Si	257.2	1500.33
4	E-Flex Gold	Si	152.09	887.19
5	E-Flex Gold	Si	252.25	1471.45
6	E-Flex Gold	No	190.08	1108.8
7	E-Flex Gold	No	200.16	1167.6
8	E-Flex Gold	No	204.03	1190.17
9	E-Flex Gold	No	176.28	1028.3
10	E-Flex Gold	No	170.2	992.83
11	ProTaper Gold	No	134.4	672
12	ProTaper Gold	No	135.16	675.8
13	ProTaper Gold	No	135.22	676.1
14	ProTaper Gold	No	126.22	631.1
15	ProTaper Gold	No	167.04	835.2
16	ProTaper Gold	Si	153.13	765.65
17	ProTaper Gold	Si	203.25	1016.25
18	ProTaper Gold	Si	139.25	696.25
19	ProTaper Gold	Si	176.22	881.1
20	ProTaper Gold	Si	170.2	851

TABLA 1. TABLA DE RESULTADOS DE ESTERILIZACIÓN, SEGUNDOS Y CICLOS HASTA LA FRACTURA (NFC) DE 20 MUESTRAS.

Para conocer la normalidad de los datos obtenidos para este estudio, se realizó un histograma en donde se observó que los datos no presentan una curva normal, por lo que para el análisis estadístico de estos se usaron pruebas no paramétricas (ver Gráfico 1).

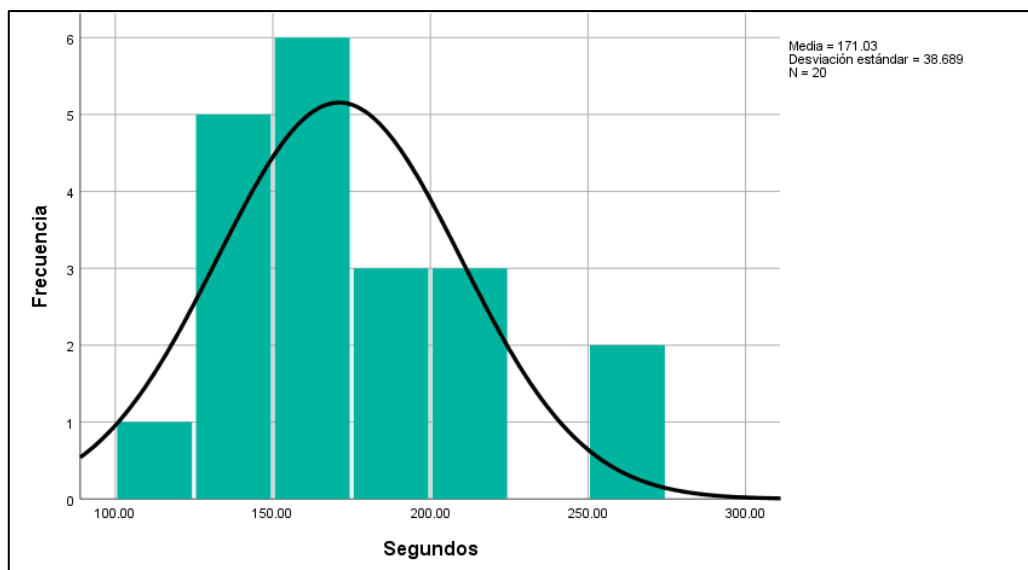


GRÁFICO 1. HISTOGRAMA PARA PRUEBA DE NORMALIDAD

Cabe señalar que un NCF más alto es causado por una mayor resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos probados. En las siguientes tablas se pueden observar los NCF de cada grupo. Según la media, los resultados en relación a la variable esterilización demuestran un 7.4% de aumento en el número de NFC independientemente del sistema de instrumentación observado (ver Tabla 2).

	N	Mínimo	Máximo	Media
Esterilizado	10	659.28	1500.33	969.1750
No Esterilizado	10	631.10	1190.17	897.7900

TABLA 2. COMPARACIÓN DE NFC SEGÚN EL PROCESO DE ESTERILIZACIÓN.

Los resultados de NFC según la media entre los sistemas de instrumentación demuestran una diferencia de aproximadamente 30% (n=10) entre las muestras independientemente si fueron o no esterilizados. El NFC máximo de E-Flex Gold fue un 32% mayor en comparación con el grupo ProTaper Gold (ver Tabla 3).

	N	Mínimo	Máximo	Media
E-Flex Gold	10	659.28	1500.3 3	1096.9200
ProTaper Gold	10	631.10	1016.2 5	770.0450

TABLA 3. COMPARACIÓN EN NFC SEGÚN EL SISTEMA DE INSTRUMENTACIÓN.

No se observa una variabilidad en el NFC del sistema E-Flex Gold bajo esterilización en comparación con el grupo sin esterilización, sin embargo; el proceso de esterilización en el sistema ProTaper Gold sí demostró un aumento en NFC de hasta un 17% (ver Tabla 4).

Tomando en cuenta la media, el sistema E-Flex Gold muestra un aumento del 23% de NFC en comparación con el sistema ProTaper Gold bajo esterilización (n=5) y hasta un 36% en comparación al sistema ProTaper Gold sin esterilización (n=5) respectivamente (Tabla 4).

	E-Flex Gold Esterilización	ProTaper Gold Esterilización	E-Flex Gold No Esterilización	ProTaper Gold No Esterilización
N	5	5	5	5
Media	1096.3000	842.0500	1097.5400	698.0400
Mínimo	659.28	696.25	992.83	631.10
Máximo	1500.33	1016.25	1190.17	835.20

TABLA 4. COMPARACIÓN DEL NÚMERO DE CICLOS HASTA LA FRACTURA (NCF) DE LIMAS ESTERILIZADAS Y NO ESTERILIZADAS.

Se realizó la prueba estadística U de Mann-Whitney la cual demostró en la distribución de NFC el valor de $p=0.004$, por lo tanto, se rechaza la hipótesis. (Ver Tabla 5).

	Ciclos hasta la separación
U de Mann-Whitney	12.000
W de Wilcoxon	67.000
Z	-2.873
Sig. asintótica(bilateral)	.004
Significación exacta [2*(sig. unilateral)]	.003 ^b
a. Variable de agrupación: Instrumento	
b. No corregido para empates.	

TABLA 5. PRUEBA ESTADÍSTICA U DE MANN- WHITNEY.

14. DISCUSIÓN

Las propiedades metalúrgicas de los diferentes instrumentos de Níquel-Titanio (NiTi) juegan un papel fundamental en la práctica endodóntica. Durante más de 20 años el desarrollo de estos instrumentos ha revolucionado la clínica día con día, desde la introducción del electropulido hasta procesos más complicados como el tratamiento térmico observado especialmente en los instrumentos con control de memoria o CM-Wire. Los instrumentos CM-Wire poseen las propiedades metalúrgicas adecuadas para la instrumentación de conductos con curvaturas severas, no obstante, una de las desventajas al usar instrumentos endodónticos rotatorios indistintamente de su aleación es la separación de dicho instrumento.

El presente estudio tuvo como objetivo comparar la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos con aleación NiTi CM-Wire bajo proceso de esterilización, Pirani et al.³ analizaron la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos de Níquel – Titanio convencional en conductos artificiales de acero inoxidable con curvaturas de 45° y 60°. El objetivo de su estudio fue comparar la resistencia a la fatiga cíclica de 4 instrumentos rotatorios de NiTi y correlacionar esa resistencia con sus superficies, matrices y características factográficas. Nuestro modelo metodológico fue similar en relación al dispositivo utilizado para la realizar las pruebas de resistencia a la fatiga cíclica, sin embargo, al igual Serefloglu¹⁵, utilizamos una angulación de 90° en la curvatura del conducto artificial para llevar al límite a los instrumentos con control de memoria comparados en nuestro estudio, ya que, investigaciones previas como la de Uygun et al.³⁰ o la de Hieawy et al.⁶ analizan la influencia de la aleación de NiTi CM-Wire en la resistencia a la fatiga cíclica coincidiendo que la fase martensítica de la aleación de dichos instrumentos es la estructura cristalina más resistente, por lo tanto utilizar curvaturas de 45° o 60° para el conducto artificial no hubiera sido lo mas adecuado para nuestra investigación con curvaturas severas. El haber tomado en cuenta el diseño estructural, así como instrumentos M-Wire podría haber

repercutido en la toma de decisiones para la utilización de conductos artificiales con curvaturas menos severas.

La comparación entre distintos sistemas de instrumentación es complicada debido a las propiedades antes mencionadas, sin embargo, en este estudio se incluyeron instrumentos que tuvieran la mayor cantidad de similitudes como el diámetro apical de 0.25 mm, el tipo de aleación, la cinemática y la longitud total. Se utilizaron los sistemas ProTaper Gold® y E-Flex Gold® para la comparación en este estudio, siendo la única diferencia la conicidad, que son .08 mm y .06 mm respectivamente. Los resultados demostraron que el sistema E-Flex Gold® tuvo una mejor resistencia a la fatiga cíclica en todos los grupos en comparación con ProTaper Gold®, sin embargo, este resultado fue pudo haber sido influenciado por la diferencia entre las conicidades de ambos sistemas.

Liang et al. ²⁶ nos dice que la morfología geométrica, el proceso de fabricación, el desarrollo metalúrgico y la cinemática de las limas de NiTi afectan su rendimiento. Por lo tanto, la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos que tienen el mismo diseño y diámetro, pero una masa de sección transversal diferente, distintas profundidades de las estrías y diferente conicidad va a cambiar.

El sistema ProTaper Gold® es uno de los sistemas más populares y uno de los más utilizados en los últimos años debido a la flexibilidad del instrumento, pero manteniendo el diseño estructural de su antecesor el ProTaper Universal®; esto lo convirtió en uno de los más estudiados por la comunidad científica, sin embargo, dentro de la gran cantidad de artículos relacionados con dicho sistema existe un estudio muy particular realizado por Özyürek et al. ¹⁷ en donde se demuestra que el sistema ProTaper Gold® mejora su resistencia a la fatiga cíclica cuando es sometido al proceso de esterilización en autoclave. Este punto es clave para nuestra investigación ya que nos permite explorar la brecha creada por Özyürek al recrear sus resultados con el Sistema ProTaper Gold® y

al mismo tiempo observar si el proceso de esterilización tiene los mismos resultados con otro sistema con la misma aleación CM-Wire.

Por otro lado, Hieawy et al.⁶ desarrollaron una investigación donde se media la flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos Protaper Gold® (CM-Wire) con su predecesor, Protaper Universal®, en donde el sistema rotatorio Protaper Gold® con una aleación CM-Wire demostró mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica que su predecesor con una aleación de NiTi convencional. Sobre este particular, se consideró de interés ya que plantea una de las variables de la investigación en curso como lo es el uso y análisis del sistema Protaper Gold®. Existen muchos sistemas en el mercado, pero Protaper Gold® es el más utilizado para comparaciones, manteniéndolo así como un gold estándar.

Un estudio más realizado por Sánchez et al.⁷ toma mucha importancia para la investigación en curso ya que expone puntos importantes, comparando la resistencia a la fatiga cíclica en conductos artificiales con curvaturas pronunciadas de instrumentos de NiTi convencional, M-Wire y CM-Wire en 2 variables, Gold y Blue. Este estudio analizó y comparó el efecto de las aleaciones de Níquel – Titanio en la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos endodónticos rotatorios. Como resultado del análisis, la aleación CM-Wire de los instrumentos Protaper Gold demostró mayor resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos Vortex Blue® (CM-Wire Blue), Protaper Next® (M-Wire) y Protaper Universal ®. Este estudio se relaciona directamente con la investigación presente ya que expone 2 puntos importantes como lo son el uso de conductos artificiales de acero inoxidable y la comparación de instrumentos de NiTi con aleación CM-Wire tanto en su presentación Blue como Gold, siendo esta última la de mayor resistencia por lo tanto la que deja una brecha de estudio y comparación simultánea a futuro.

15. CONCLUSIONES

El sistema E-Flex Gold tuvo una mejor resistencia a la fatiga cíclica tanto en el grupo que fue sometido a esterilización como el que no fue sometido al mismo (n=5) en comparación con los grupos ProTaper Gold, sin embargo, no existe una diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos de E-Flex Gold.

Si se observa una diferencia estadísticamente significativa en el número de ciclos hasta la fractura del grupo ProTaper Gold bajo proceso de esterilización en comparación del grupo ProTaper Gold sin proceso de esterilización.

16. BIBLIOGRAFIA

- 1.** Nien Ch, Wang Hs, Chen Ch, et al. Superelasticity of TiNi-based shape memory alloys at micro/nanoscale. *Journal of Materials Research*. 2014;29(22):2717-2726.
- 2.** Gavini G, Santos M, Machado M, et al. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*. 2018;32(1):67.
- 3.** Pirani C, Cirulli PP, Chersoni S, Micele L, Ruggeri O, Prati C. Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2011;37(7):1013-1016.
- 4.** Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2012;38(3):376-380.
- 5.** Braga L, Faria Silva A, Buono V, Bahia M. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*. 2014;40(9):1494-1497.
- 6.** Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang ZJ, Shen Y. Phase Transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of protaper gold and protaper universal Instruments. *Journal of Endodontics*. 2015;41(7):1134-1138.

- 7.** 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. *Journal of Clinical Medicine*. 2020;9(11):3755-3771.
- 8.** Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J*. 2006;39(9):716-723.
- 9.** Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J*. 2006;39(10):755-763.
- 10.** Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *J Endod*. 2011;37(8):1139-1142.
- 11.** Castelló-Escrivá R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Román-Richon S, Faus-Llácer VJ. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *J Endod*. 2012;38(11):1521-1524.
- 12.** Özyürek T. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold Nickel-Titanium Instruments. *J Endod*. 2016;42(10):1536-1539.

- 13.** Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, et al. Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of XP-endo Shaper and TRUShape Instruments. *J Endod.* 2018;44(1):168-172.
- 14.** Keskin C, Inan U, Guler DH, Kalyoncuoğlu E. Cyclic Fatigue Resistance of XP-Endo Shaper, K3XF, and ProTaper Gold Nickel-titanium Instruments. *J Endod.* 2018;44(7):1164-1167.
- 15.** Serefoglu B, Kaval ME, Micoogullari Kurt S, Çalışkan MK. Cyclic Fatigue Resistance of Novel Glide Path Instruments with Different Alloy Properties and Kinematics. *J Endod.* 2018;44(9):1422-1424.
- 16.** Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, Ko DH, Chung SM, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod.* 2012;38(4):541-544.
- 17.** Özyürek T, Yılmaz K, Uslu G. The effects of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal, ProTaper Next, and ProTaper Gold nickel-titanium instruments. *Restor Dent Endod.* 2017;42(4):301-308.
- 18.** Nien C-Y, Wang H-K, Chen C-H, Li S, Wu S-K, Hsueh C-H. Superelasticity of TiNi-based shape memory alloys at micro/nanoscale. *Journal of Materials Research.* Cambridge University Press; 2014;29(22):2717–26.

- 19.** De la flor S Simulación numérica y contrastación experimental de las propiedades mecánicas de las aleaciones con memoria de forma, PhD thesis, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, España. 2005
- 20.** Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod.* 2012;38(1):105-107.
- 21.** Mwangi J, Nguyen L, Bui V, Berger T, Henning Zeidler, Nitinol manufacturing and micromachining: A review of processes and their suitability in processing medical-grade nitinol, *J Manuf Process*, 2019; 38(1):355-369.
- 22.** Sepulveda, Amanda. El Nitinol: un material inteligente. *Research G.* 2013;23(4):220-225
- 23.** C. M. Wayman, en *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, ed. T. W. Duerig, K. N. Melton, D. Stockel, C. M. Wayman, Butterworth-Heinemann, 1990.
- 24.** C.M. Wayman, Shape memory and related phenomena, *Progress in Materials Science*, 1992;36(2):203-224.
- 25.** Yuebin Guo, Andreas Klink, Chenhao Fu, John Snyder, Machinability and surface integrity of Nitinol shape memory alloy, *CIRP Annals*, 2013;62(1):83-86.

- 26.** Liang Y, Yue L. Evolution and development: engine-driven endodontic rotary nickel-titanium instruments. *Int J Oral Sci.* 2022;14(1):12.
- 27.** Canalda C. Endodoncia, Técnicas clínicas y bases científicas. 4a edición. Barcelona, España: Elsevier; 2019.
- 28.** Cristofaro Almeida G, Aun DP, Resende PD, et al. Comparative analysis of torque and apical force to assess the cutting behaviour of ProTaper Next and ProTaper Universal endodontic instruments. *Aust Endod J.* 2020;46(1):52-59.
- 29.** Rotstein, I., & Ingle, J. I.. Ingle's Endodontics 7 . United States : PMPH USA; 2019.
- 30.** Uygun AD, Kol E, Topcu MK, 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):494-499.