

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE DOS
INSTRUMENTOS. UN ESTUDIO IN VITRO

Por

CAROLINA RUIZ RENDÓN

Como requisito parcial para obtener el Grado de
**MAESTRÍA EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS EN EL ÁREA DE
ENDODONCIA**

JULIO 2023

MAESTRÍA EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS EN EL ÁREA DE ENDODONCIA

**EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE DOS
INSTRUMENTOS. UN ESTUDIO IN VITRO**

C.D. CAROLINA RUIZ RENDÓN

Comité de Tesis

Dr. Jorge Jaime Flores Treviño

Director de Tesis

Dra. Idalia Rodriguez Delgado

Co-Director de Tesis

Dr. Gustavo Israel Martínez González

Asesor en Estadística

Dra. Mayra Guadalupe Martínez García

Asesor Metodológico

**MAESTRÍA EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS EN EL ÁREA DE
ENDODONCIA.**

**EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE DOS
INSTRUMENTOS. UN ESTUDIO IN VITRO**

C.D. CAROLINA RUIZ RENDÓN

C.D.M.Sc. JORGE JAIME FLORES TREVIÑO

COORDINADOR DEL POSGRADO DE ENDODONCIA

C.D.M.O.A. ROSA ISELA SÁNCHEZ NÁJERA PhD

SUBDIRECTORA DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO.

**MAESTRÍA EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS EN EL ÁREA DE
ENDODONCIA.**

**EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE DOS
INSTRUMENTOS. UN ESTUDIO IN VITRO**

C.D. CAROLINA RUIZ RENDÓN

APROBACIÓN DE LA TESIS

**LOS MIEMBROS DEL JURADO ACEPTAMOS LA INVESTIGACIÓN Y
APROBAMOS EL DOCUMENTO QUE AVALA LA MISMA; COMO REQUISITO
PARCIAL PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRÍA EN CIENCIAS
ODONTOLÓGICAS EN EL ÁREA DE ENDODONCIA.**

HONORABLES MIEMBROS DEL JURADO

PRESIDENTE

SECRETARIO

VOCAL

AGRADECIMIENTOS

Dedico esta investigación a mi familia, iniciando por mi mamá, la cuál ha sido el motor principal para alcanzar este objetivo, a mis hermanos por el apoyo incondicional ante los conflictos que se presentaron durante todo este tiempo, por siempre darme ánimos para seguir adelante y no rendirme.

A mis compañeros y amigos por todo el apoyo y consejos brindados que fueron un gran soporte durante mi estadía en el posgrado.

Al Parque de Investigación e Innovación Tecnológica (PIIT) por apoyarme a llevar a cabo mi experimento sin ningún costo, a la Dra. Edith que estuvo siempre al pendiente de todo mi procedimiento y apoyandome en todo momento, Juan Yee de León ya que sin el no hubiera sido posible llevarlo a cabo.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo económico brindado durante todo mi posgrado.

Por último un agradecimiento a la Universidad Autónoma de Nuevo León que ha sido mi segunda casa por casi 8 años, al Dr. Jorge Jaime Flores Treviño ya que estuvo presente en mi carrera desde 6to semestre de pregrado y gracias a sus clases me encanto la Endodoncia; Dra. Idalia Rodríguez Delgado, Dra. Elizabeth Madla Cruz y Dra. Mayra Guadalupe Martínez García, por la oportunidad de permitirme cursar este posgrado, aumentando así, mis habilidades clínicas y teóricas.

GRACIAS.

TABLA DE CONTENIDO

Sección	Página
AGRADECIMIENTOS	1
LISTA DE TABLAS	4
LISTA DE FIGURAS	5
NOMENCLATURA	6
RESUMEN	7
ABSTRACT	8
1. INTRODUCCIÓN	9
2. HIPÓTESIS	10
3.OBJETIVOS.....	11
3.1 Objetivo general.....	11
3.2 Objetivos particulares.....	11
4. ANTECEDENTES	12
4.1 Introducción a la endodoncia	12
4.1.1 Exploración	13
4.1.2 Longitud	13
4.1.3 Limpieza y conformación.....	13
4.1.4 Clasificación de limas manuales	14
4.1.5 Limas tipo K.....	14
4.1.6 Limas manuales NiTi.....	15
4.2 Características de los instrumentos NiTi	18
4.3 Instrumentación Rotatoria	22
4.3.1 Características	22

4.4 Clasificación	22
4.4.1 Movimiento.....	22
4.4.2 Rotatorio.....	22
4.4.3 Reciprocante	22
4.5 Fractura de Limas Endodónticas	23
4.5.1 Fátiga Cíclica	23
4.6 Sistema rotatorio DC Taper ^H	23
4.6.1 Flexibilidad	24
4.6.2 Fortaleza	26
4.6.3 Uso	26
4.7 Wave One Gold	27
4.7.1 Características destacadas	28
4.7.2 Uso	29
5. MÉTODOS.....	30
5.1 Universo de estudio	30
5.2 Tamaño de la muestra	30
5.3 Criterios de Selección	31
5.3.1 Criterios de Inclusión.....	31
5.3.2 Criterios de Exclusión	31
5.3.3 Criterios de Eliminación	31
5.4 Descripción de procedimientos	31
5.4.1 Selección de Instrumentos	31
5.5 Análisis Estadístico	31

6. RESULTADOS	42
6.1 Prueba de Fatiga Cíclica	43
7. DISCUSIÓN.....	57
8. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	63
9. LITERATURA CITADA	82
APÉNDICES	71
RESUMEN BIOGRÁFICO	9

LISTA DE TABLAS

Tabla

Página

I.	Comparación de la resistencia a la fatiga cíclica (N) por grupo de instrumento, en el modelo por grado de curvatura.....	42
II.	Comparación del tamaño de los instrumentos fracturados en el modelo a 90° grados de curvatura	43
III.	Resultado de la fatiga cíclica en el dispositivo modificado.....	45

LISTA DE FIGURAS

Figura	Página
1. Taper constante	24
2. Diseño de instrumento rotatorio	24
3. Sección transversal de diferentes sistemas de Instrumentación rotatoria.....	25
4. Superficie Radial	25
5. Ángulo helicoidal	26
6. Tipos de punta	27
7. Características del Instrumento DC Taper ^H	28
8. Sección Transversal	29
9. Diferentes conicidades en su porción activa	31
10. Movimiento recíprocante y sección transversal de la lima	31
11. Aleación Gold	32
12. Dispositivo acero inoxidable vista frontal	33
13. Dispositivo acero inoxidable vista superficial	33
14. Máquina Shimadzu	42
15. Instrumento DC Taper ^H en ángulo de 25°	49
16. Instrumento DC Taper ^H en ángulo de 45°	49
17. Instrumento DC Taper ^H en ángulo de 90°	49
18. Instrumento Wave One Gold en ángulo de 25°	50
19. Instrumento Wave One Gold en ángulo de 45°	50
20. Instrumento Wave One Gold en ángulo de 90°	50

21. Instrumento Wave One Gold en ángulo de 90°	50
22. Instrumentos Wave One Gold fracturados	51
23. Instrumentos Wave One Gold fracrados	51
24. Instrumentos Wave One Gold fracturados	51
25. Instrumentos DC Taper ^H no fracturados	51
26. Instrumentos DC Taper ^H fracturados	51

NOMENCLATURA

NiTi	Níquel - Titanio
NaOCl	Hipoclorito de Sodio
EDTA	Ácido Etildiaminotetracético
HA	Ángulo Helicoidal

TESISTA: CAROLINA RUIZ RENDÓN
DIRECTOR DE TESIS: DR. JORGE JAIME FLORES TREVIÑO
CODIRECTOR DE TESIS: DRA. IDALIA RODRIGUEZ DELGADO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

**EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE DOS
INSTRUMENTOS. UN ESTUDIO IN VITRO**

RESUMEN

INTRODUCCIÓN: En endodoncia, la instrumentación, juega un rol importante para el cumplimiento de los objetivos del tratamiento; los instrumentos NiTi pueden fracturarse dentro del conducto radicular, teniendo como consecuencia una posible reinfección o fracaso futuro del tratamiento de endodoncia. **OBJETIVO:** Evaluar la resistencia a la fatiga cíclica mediante el uso de instrumentos rotatorios en un modelo con diferentes grados de curvatura. **METODOLOGÍA:** Se seleccionaron 15 instrumentos de cada uno de los sistemas rotatorios: DC Taper^H y Wave One Gold. Se colocaron en el motor X Smart activados en un movimiento rotatorio y recíprocante según las instrucciones del fabricante, y a su vez, la cabeza se fijó a la máquina Shimadzu para que todos los instrumentos utilizaran la misma presión. Los instrumentos se introdujeron al modelo in vitro, donde se rotaron hasta que la lima sufriera la fractura. **RESULTADOS:** En la prueba de fatiga cíclica el instrumento que se fracturó con mayor facilidad fue DC Taper^H, en la curvatura con ángulo de 25°. Para el instrumento Wave One Gold se requirió más fuerza para la fractura. **CONCLUSIONES:** Para DC Taper^H, a medida que incrementa el ángulo de trabajo en valores de 25°, 45° y 90°, también lo hace su resistencia a la fatiga. Sin embargo, para el instrumento Wave One Gold, aunque se mantiene la tendencia a un aumento en la resistencia a la fatiga, a medida que se incrementa el ángulo de trabajo hasta 25°, 45° y 90° respectivamente, claramente esta resistencia es más significativa en comparación a la del instrumento DC Taper^H.

TESISTA: CAROLINA RUIZ RENDÓN
DIRECTOR DE TESIS: DR. JORGE JAIME FLORES TREVIÑO
CODIRECTOR DE TESIS: DRA. IDALIA RODRIGUEZ DELGADO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

**EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE DOS
INSTRUMENTOS. UN ESTUDIO IN VITRO**

ABSTRACT

INTRODUCTION: In endodontics, instrumentation plays an important role for the fulfillment of the treatment objectives; NiTi instruments can fracture within the root canal, resulting in possible reinfection or future failure of endodontic treatment. **OBJECTIVE:** To evaluate the resistance to cyclic fatigue through the use of rotary instruments in a model with different degrees of curvature. **METHODOLOGY:** 15 instruments were selected from each of the rotary systems: DC Taper^H and Wave One Gold. They were placed on the X Smart motor activated in a rotary and reciprocating motion according to the manufacturer's instructions, and the head was attached to the Shimadzu machine so that all instruments used the same pressure. The instruments were introduced to the in vitro model, where they were rotated until the file fractured. **RESULTS:** In the cyclic fatigue test, the instrument that fractured most easily was DC Taper^H, in the curvature with an angle of 25°. For the Wave One Gold instrument, more force was required for fracture. **CONCLUSIONS:** For DC Taper^H, as the working angle increases in values of 25°, 45° and 90°, so does its resistance to fatigue. However, for the Wave One Gold instrument, although the trend towards an increase in fatigue resistance is maintained, as the working angle is increased up to 25°, 45° and 90° respectively, clearly this resistance is more significant compared to that of the DC Taper^H instrument.

1.- Introducción

El tratamiento de endodoncia es aquel en el cual se extrae por completo la pulpa del diente para desinfectarlo por medio de varios procesos que incluyen la preparación del acceso a la entrada de los conductos pulpares, la medida de la longitud de trabajo, donde se encuentra la medida de cada nervio para lograr limpiarlo en su totalidad y así desinfectar lo más posible esta superficie, con la ayuda también de irrigantes que disuelven el material orgánico dentro de la raíz.

La conformación de la raíz se realiza por medio de varios instrumentos que se utilizan para remover este tejido y finalizando esta etapa se coloca un irrigante final con el propósito de disolver el tejido inorgánico y poder hacer una preparación adecuada del diente para la obturación, que es el momento de rellenar cada conducto dentro de las raíces, con un material adecuado para evitar su contaminación futura; logrando que el diente permanezca en la cavidad oral con una restauración y siga llevando a cabo sus diferentes funciones; como son la masticación, fonación y estética.

Entre las etapas de la endodoncia está la instrumentación, esta conformación que se le da al conducto es esencial para llevar a cabo el tratamiento de endodoncia. Aquí se utilizan instrumentos rotatorios de níquel titanio tratados termomecánicamente, los cuales tienen una alta elasticidad y resistencia a la fatiga cíclica, comparados con los mismos instrumentos pero elaborados de níquel titanio convencional. Estos instrumentos se introducen dentro del conducto radicular y funcionan tocando sus paredes, dándole una forma apropiada a la raíz para recibir el material de obturación final.

Aunque estos instrumentos rotatorios ya se han mejorado en su resistencia a la fractura por medio de diferentes procesos durante su fabricación, sigue siendo para el endodoncista una gran preocupación durante la instrumentación en el tratamiento; ya que estos se fracturan dentro del conducto y por su limitado acceso es difícil sacar o sobrepasar el fragmento fracturado; teniendo como consecuencia una endodoncia con una obturación pobre o deficiente, y como consecuencia una posible reinfección o fracaso del tratamiento a corto o largo plazo.

¿Cuál de estos dos instrumentos DC Taper^H y Wave One Gold tiene mayor resistencia a la fatiga cíclica?

Uno de los problemas que más frecuentemente se presenta durante el tratamiento, son conductos de curvaturas muy pronunciadas, donde la fractura del instrumento tiene más probabilidad de ocurrir. El objetivo del presente estudio fué evaluar la resistencia a la fatiga cíclica mediante el uso de instrumentos rotatorios en un modelo con curvatura in vitro.

En esta investigación se utilizó un dispositivo de acero inoxidable, donde se simularon tres diferentes conductos radiculares a diferentes grados 25°, 45°, 90° para medir la resistencia a la fatiga cíclica de dos sistemas de instrumentación rotatoria distintos llamados DC Taper^H y Wave One Gold, en el cuál se observó cual de los dos sistemas rotatorios tienen mayor resistencia a la fatiga cíclica y así evitar la separación del instrumento dentro del conducto, obteniendo con esto, un tratamiento ideal en la calidad y un mayor pronóstico a futuro.

2.- Hipótesis

- Los instrumentos (DC Taper^H) poseen mayor resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos (Wave One Gold).

Hipótesis alterna

- Los instrumentos (DC Taper^H) poseen menor resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos (Wave One Gold).

- No hay diferencia significativa en la resistencia a la fatiga cíclica de ambos instrumentos.

3.OBJETIVOS

3.1 Objetivo General

- Evaluar la resistencia a la fatiga cíclica mediante el uso de instrumentos rotatorios y reciprocantes con diferentes curvaturas in vitro.

3.2 Objetivos Específicos

- Analizar la resistencia a la fatiga cíclica del instrumento DC Taper^H en el modelo con curvatura de 25° grados
- Estimar la resistencia a la fatiga cíclica del instrumento DC Taper^H en el modelo con curvatura de 45° grados.
- Determinar la resistencia a la fatiga cíclica del instrumento DC Taper^H en el modelo con curvatura de 90° grados.
- Medir la resistencia a la fatiga cíclica del instrumento Wave One Gold en el modelo con curvatura de 25° grados.
- Cuantificar la resistencia a la fatiga cíclica del instrumento Wave One Gold en el modelo con curvatura de 45° grados.
- Calcular la resistencia a la fatiga cíclica del instrumento Wave One Gold en el modelo con curvatura de 90° grados.

4. ANTECEDENTES

4.1 Introducción a la endodoncia.

La endodoncia es la rama de la odontología que se ocupa de la morfología, fisiología y patología de la pulpa dental y de los tejidos perirradiculares. Su estudio y práctica abarcan la biología de la pulpa normal, la etiología, diagnóstico, prevención y tratamiento de enfermedades y lesiones de la pulpa, así como las afecciones perirradiculares (Hargreaves y Berman., 2015).

La práctica en la endodoncia ha experimentado muchos cambios durante las décadas, tanto en materiales, técnicas, equipo, diseño de los instrumentos, así como en el tipo de metales o aleaciones utilizados en la fabricación de estos. Sin embargo, los objetivos de la endodoncia no han cambiado, en el cual está dirigido a eliminar los microorganismos del sistema de conductos radiculares y prevenir la reinfección con la obturación del conducto y una restauración coronal (Tomson y Simon., 2016). Por lo tanto, los conductos radiculares se deben limpiar de los restos orgánicos y modelar de una forma correcta para que se pueda obturar el espacio del conducto radicular (Barnes y Patel., 2011).

La pulpa dental es un tipo de tejido conectivo que se encuentra dentro de los compuestos duros (dentina y esmalte) de los dientes y se expone a daños como caries o fractura dental, corre el riesgo de infección, lo que puede provocar dolor, necrosis, e infección de los tejidos circundantes (Wells et al., 2019).

La preparación biomecánica está destinada a dar forma (Conformación), limpiar el conducto radicular y desinfectarlo, estos pasos son de suma importancia durante el manejo de los dientes infectados, ya que el resultado del tratamiento depende de la eficacia con que el clínico realice este proceso (Siqueira Junior et al., 2018), de lo contrario un tratamiento de conductos inadecuado aunado a otros factores, condicionará la persistencia de la infección y por ende fallas en el tratamiento a pesar de las altas tasas de éxito de los procedimientos endodónticos (Tabassum y Khan., 2016).

Por lo tanto, la preparación mecánica del conducto radicular es un procedimiento dinámico (Peters., 2004), en el cuál, se sintetiza en tres etapas importantes:

4.1.1 Exploración

Se logra a través de imágenes por radiografías, mediante las cuales podemos verificar la dirección y el calibre de los conductos, presencia de curvaturas, existencia de obstrucciones y la posibilidad de acceso al tercio apical. Este conocimiento de las condiciones anatómicas normales de los conductos radiculares y de sus posibles variaciones, es imprescindible para tener una práctica profesional exitosa y minimizar la posibilidad de accidentes durante el desarrollo de tratamientos odontológicos (Gonzalo et al., 2010).

4.1.2 Longitud (medición del diente)

La determinación correcta de la longitud real del diente, tiene por objetivo, asegurar que los procedimientos endodónticos se realicen dentro de los límites del conducto radicular, tradicionalmente, se puede obtener con imágenes radiográficas. Sin embargo, estas imágenes son susceptibles a distorsiones y sobrestimación de la longitud de trabajo. Las interpretaciones pueden variar de acuerdo con el observador. Cuando la radiografía no es del todo confiable, se utiliza un localizador electrónico del foramen apical, que permite localizarlo con un alto porcentaje de acierto (Fretes et al., 2019; Keratitotis., 2018).

4.1.3 Limpieza y Conformación

La conformación de la raíz se realiza por medio de varios instrumentos que se utilizan para remover este tejido junto con la irrigación que es llamada hipoclorito de sodio al 2%, al término de esta etapa se coloca un irrigante final con el propósito de disolver el tejido inorgánico y poder hacer una preparación adecuada del diente para la obturación, siendo este el momento de rellenar cada conducto dentro de las raíces, con un material adecuado para evitar su contaminación futura; logrando que el diente permanezca en la cavidad oral con una restauración y siga llevando a cabo sus diferentes funciones; como son la masticación, fonación y estética.

4.1.4 Clasificación de limas manuales

4.1.5 Limas tipo K

La instrumentación de un conducto con las primeras limas para endodoncia dió inicio en el siglo pasado, cuando la casa Kerr presentó al mercado la primera lima K en acero inoxidable, con las que se llegaron a cometer errores relacionados directamente con la rigidez de este tipo de material.

Las limas tipo K son de acero inoxidable retorcido más flexibles y menos agresivas, en el cual permiten la aplicación cuidadosa de movimientos de rotación horaria y antihoraria y de movimientos de tracción (Darcey et al., 2015).

Las limas K, se accionan de forma manual, con espirales apretadas, dispuestas de tal manera que el corte ocurre tanto al tirar de ellas como al empujarlas. Se usan para agrandar los conductos radiculares por acción cortante o por acción abrasiva. Mientras que las limas K de diámetro pequeño precurvadas, se utilizan para explorar los conductos, colocar cemento sellador y en algunas técnicas de obturación.

Por lo tanto, las limas K, llegaron a ocasionar la formación de salientes y perforaciones (Kuzekanani., 2018), de tal manera que los errores de procedimiento que se venían observando durante la instrumentación de los conductos radiculares tenían algo en común: la rigidez de las aleaciones de acero inoxidable.

La fractura de los instrumentos endodónticos es un problema en el procedimiento, ya que crea un obstáculo importante en la terapia endodóntica de rutina, y por lo mismo, se buscaron alternativas o soluciones para minimizar este evento, como por ejemplo en 1975, se propuso una aleación de níquel titanio (NiTi), con las cuales se facilitó la instrumentación de conductos curvos. Las limas de NiTi son superelásticas y pueden flexionarse mucho más que aquellas de acero inoxidable (Parashos y Messer., 2006).

4.1.6 Limas Manuales Níquel-Titanio

Las limas de níquel-titanio (NiTi) se introdujeron en el proceso de fabricación, con el propósito de evitar cambios no deseados en la morfología de los conductos radiculares causados por los instrumentos de acero inoxidable NiTi, pueden ser, tanto manuales como accionados con motor, lo que ha permitido el desarrollo de sistemas rotativos automatizados, mejorando la eficiencia en la conformación del conducto radicular (Pedrinha et al., 2018).

La primera generación de NiTi-F rotativos, se introdujo en el mercado a mediados de la década de 1990, su característica más importante era tener un corte pasivo radial junto con conos fijos de 0.04 - 0.06 en toda la longitud de trabajo.

Los principales instrumentos rotatorios NiTi importantes dentro de esta categoría son LightSpeed Endodontics (1992), Profile-Dentsply (1993), Quantec-SybronEndo (1996) y en 1998 GT system-Dentsply (Haapasalo y Shen., 2013). Varias investigaciones mostraron que todas las primeras generaciones de NiTi-F, generaron paredes lisas del conducto radicular que se centraron en el medio y causaron disminución de errores en el procedimiento (Yun y Kim., 2003).

Los primeros instrumentos rotatorios de NiTi, con el cono.02 estándar de ISO, se introdujeron en 1992, diseñados por el Dr. John McSpadden, con este método, se consiguen conductos de sección circular, centrados, con una mínima eliminación de dentina, escaso transporte apical, su cuchilla es estampada o acuñada con un diseño en forma de una paleta o pala mientras que su antecesor LightSpeed (LS1), utiliza un diseño mecanizado en forma de U, segundo, mientras que el antiguo LS1 venía en tamaños medios, el nuevo LSX solo viene en tamaños ISO, esto hará que se reduzca a la mitad el uso de instrumentos cuando se compara con el original LS1, ambos instrumentos LS tienen flexibilidad similar con un diseño sin conicidad, aunque de acuerdo con el fabricante LSX viene con una punta más corta y flexible, estos cambios en el diseño aunado a otros, nos hace pensar que se obtendrán mejores resultados, sin embargo Iqbal et al en 2007, demostró una analogía importante en los resultados al comparar LS1 y LSX, datos similares han sido demostrado por diversos investigadores, quienes afirman que el uso de instrumentos rotatorios LS han dado como

consecuencia una satisfactoria conformación del conducto radicular (Knowles et al., 1996; Hulsmann et al., 2003).

Dos años más tarde, el Dr. Johnson introdujo los sistemas rotatorios ProFile .04 y Profile .06 NiTi, rompiendo el paradigma de la fabricación de instrumentos endodónticos exclusivamente con el cono estándar .02 (Giulio Gavini et al., 2018).

La segunda generación de NiTi-F, se presenta en el mercado en 2001, los cuales tenían bordes de corte activos con mayor eficiencia, por lo que la cantidad de instrumentos necesarios para lograr una limpieza y conformación completa fue casi menor en comparación con la generación anterior.

Los sistemas notables en esta generación son Pro Taper Universal-Dentsply, K3-Sybron Endo, Mtwo-VDW, Hero Shaper-Micro-Mega, 1 Race y 1 Race Plus-FKG Dentaire (Kuzekanani, et al., 2009).

Fue a finales de 2007 que los fabricantes comenzaron a fabricar NiTi-F rotativos de tercera generación, los cuales se centraron en las propiedades metalúrgicas de la aleación NiTi, utilizando procedimientos de calentamiento y enfriamiento de los cables (Shen et al., 2013), lo que resultó en una alta memoria, reducción de la fatiga cíclica de las limas y bajo riesgo de separación de instrumentos (Ha et al., 2013).

K3 XF Files-SybronEndo, Profile GTX Series-Dentsply, y de memoria controlada (CM) HyFlex CM de Coltene y Vortex Blue (Dentsply Tulsa), son los principales exponentes tratados de manera térmica para aumentar la flexibilidad y la seguridad (Peters et al., 2012).

Algunos de los instrumentos destacados de la cuarta generación de NiTi-F rotativos son: Wave One-Dentsply, lima autoajustable (SAF)- ReDent Nova y Reciproc-VDW, estos en lugar de una rotación completa, tienen movimientos en los que los grados de rotación en sentido horario y antihorario son bastante iguales. Los movimientos recíprocos han mostrado una resistencia a la fatiga cíclica significativamente mayor en comparación con la rotación continua (Pedullà et al., 2013).

HyFlex/mecanizado de descarga eléctrica o EDM de coltene, Revo-S-Micro-Mega, One Shape Micro-Mega y Pro Taper Next- Dentsply son los NiTi-F más representativos de la quinta generación. En ellos, la eficiencia de la conformación se ha mejorado al compensar el centro de rotación, son diseñados en offset los cuales producen una onda de movimiento mecánico que se distribuye a lo largo de todo el instrumento, lo que mejora el corte y la eliminación de los desechos en comparación con un instrumento giratorio de masa centrada, se agrega, además, que reduce el bloqueo cónico o el defecto de atornillado que causa la separación del instrumento (Ruddle et al., 2013).

Los sistemas rotatorios se clasifican en dos grupos: continuos rotativos y alternativos, según el tipo de sus movimientos, HF-EDM de Coltene, aplica movimientos continuos, se emplean mediante piezas de mano recíprocas y continuas accionadas por el motor dentro de los sistemas del conducto radicular, las chispas generadas en el proceso mecanizado de descarga eléctrica, condiciona que la superficie del material se derrita y se evapore y hacen que HF-EDM sean más fuertes y resistentes a las fracturas en comparación con el sistema CM HyFlex. Esta combinación perfecta de flexibilidad y resistencia a la fractura permite reducir la cantidad de limas necesarias para limpiar y moldear durante el tratamiento del conducto radicular (Singh y Kapoor., 2016).

Se ha demostrado que las limas rotatorias NiTi, proporcionan una instrumentación ideal que mejora la conformación en los tratamientos con largas curvaturas radiculares (Pirani et al., 2011). Con el advenimiento de esta aleación es que se hace posible diseñar y utilizar instrumentos de conicidad aumentada para ensanchar conductos curvos sin riesgo excesivo de cometer errores en el procedimiento (Gambarini et al., 2009).

Con la aplicación de NiTi en endodoncia, se demostró que estas limas tienen de dos a tres veces la flexibilidad elástica en flexión y torsión, así como una resistencia superior a la fractura torsional en comparación con acero inoxidable. Un resultado que cambió el juego de las limas fabricadas con NiTi fue que los conductos curvos podían prepararse mecánicamente utilizando un movimiento giratorio continuo (Peters et al., 2004).

Los instrumentos rotatorios fabricados con una aleación de níquel-titanio (NiTi) han demostrado ser un valioso complemento para la terapia del conducto radicular. Las limas

rotatorias de NiTi han eliminado casi por completo las complicaciones de la instrumentación iatrogénica que a menudo están conectadas con instrumentos de acero.

4.2 Características de los Instrumentos de NiTi

Las limas tradicionales se fabrican de acuerdo las recomendaciones hechas por Ingle en 1962, que recomendaba que las limas debían tener una conicidad constante de 0,02 mm, en el cuál iría desde el diámetro D1 al D2 teniendo una tolerancia de 0,02mm.

Las limas de níquel titanio se presentan en conicidades que van desde 0.02 hasta 0.12, estas conicidades permiten que las limas toquen las paredes del conducto solamente en puntos en que se puede obtener la máxima eficiencia de corte.

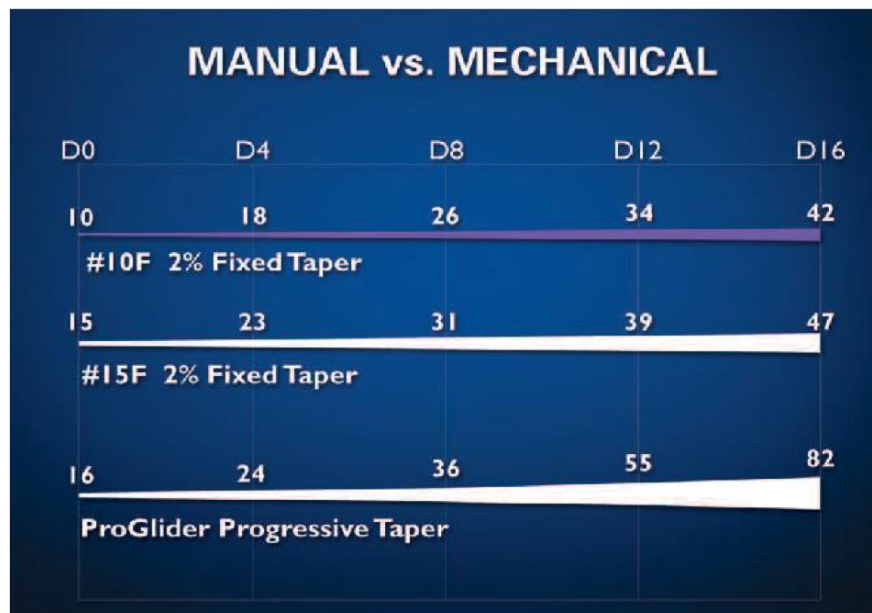


Figura 1. Taper constante de 0,20 mm.

Los instrumentos rotatorios presentan un taper diferente a lo largo de su parte activa, a diferencia de las manuales que presentan taper constante, en el que ayuda al instrumento a que solo la parte activa este en contacto con la pared dentinaria, lo que produce un desgaste más efectivo con un menor riesgo de fractura del instrumento.

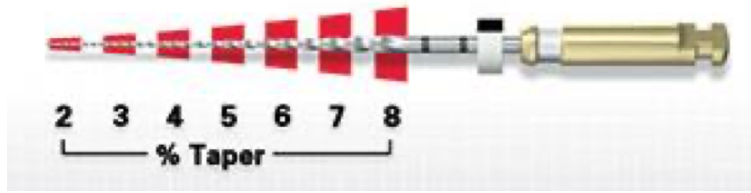


Figura 2. Diseño de instrumento rotatorio.

La conicidad o taper representa la medida del aumento de diámetro de la parte activa de lima. Los instrumentos estandarizados tienen una conicidad de 0,02mm por cada 1mm de longitud que es igual a una conicidad del 2%.

La Figura 3 es la forma que presenta la lima cuando se le realiza un corte transversal, entre las más comunes está la sección transversal trangular, cuadrangular, las limas NiTi presentan secciones transversales en forma de U.

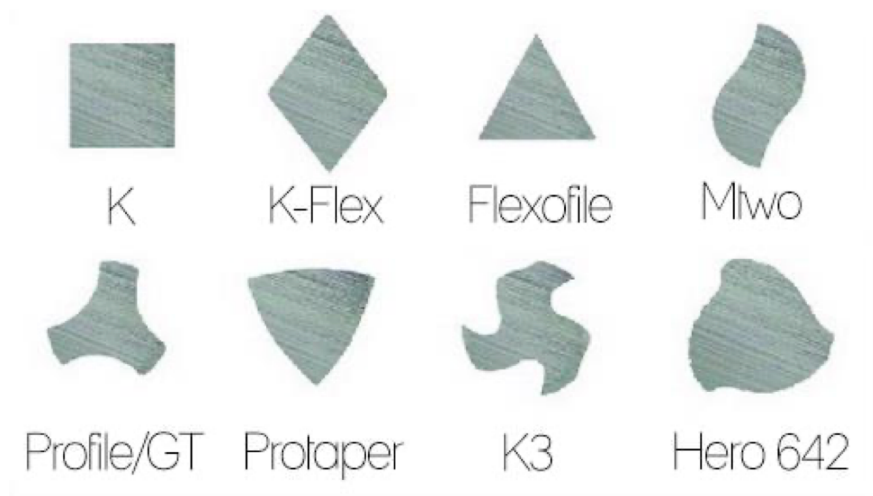


Figura 3. Sección transversal de diferentes sistemas de Instrumentación Rotatoria.

La superficie radial figura 4, es la superficie de la lima que esta en contacto con las paredes del conducto.

Estas nuevas limas en vez de bordes, presentan superficies de contacto en la que impide que el instrumento corte las paredes del conducto de forma descontrolada y se produzca una transportación indeseada.

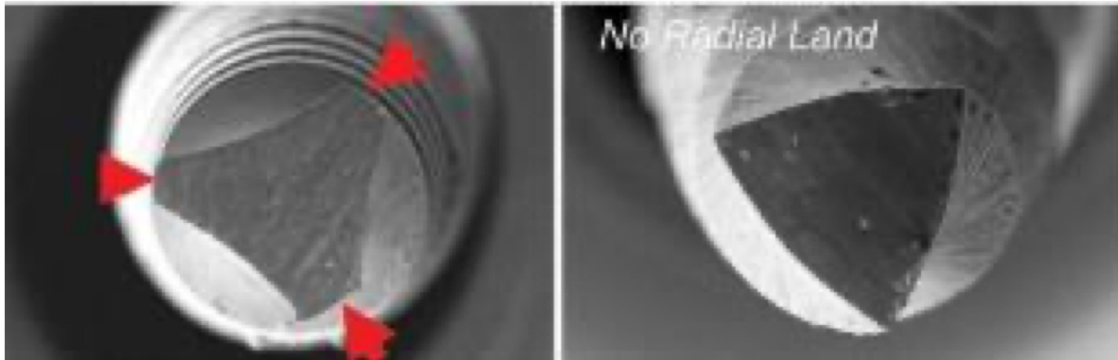


Figura 4. Superficie Radial

Los instrumentos rotatorios tienen una superficie radial (Radial Land) que hace que el instrumento contacte con la pared del conducto en un plano que impide que este se trabe en el conducto cuando se presiona el mismo hacia el ápice, lo que hace que el instrumento se deslice produciendo un ensanchamiento y ayuda a reducir el riesgo de fractura del instrumento.

El ángulo helicoidal (HA) figura 5, o ángulo de surco (“flute angle”) se define como el ángulo formado por la superficie de corte del instrumento y la pared de dentina observando en una sección longitudinal. El HA esta determinado por la pendiente de la hoja del instrumento: cuanto mayor es, más abierto será el HA.

El HA de un instrumento es un parámetro importante para determinar no solo la eficiencia de corte del instrumento, sino también su resistencia mecánica y sus características dinámicas.

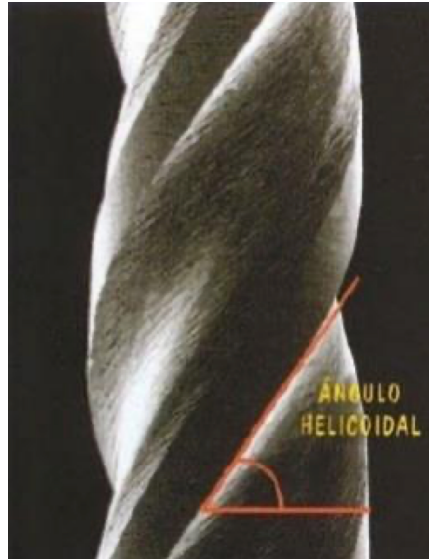


Figura 5.- Ángulo Helicoidal

La punta de la mayoría de las limas nuevas es una punta inactiva figura 6, punta Roane, la cual es una punta en la que el ángulo de transición ha sido eliminado, la punta inactiva actúa como una punta guía en la cuál permite a la lima que se permanezca centrada dentro del conducto, de tal modo que la lima se pueda adaptar a grandes curvaturas.

La punta de los instrumentos es de forma inactiva para evitar formar falsas vías o escalones en la preparación del conducto, sino fuera inactiva, la lima avanzaría con dificultad en conductos estrechos y puede sufrir estrés torsional y deformarse; Sin embargo existen algunos con punta activa para casos en los que existan calcificaciones.

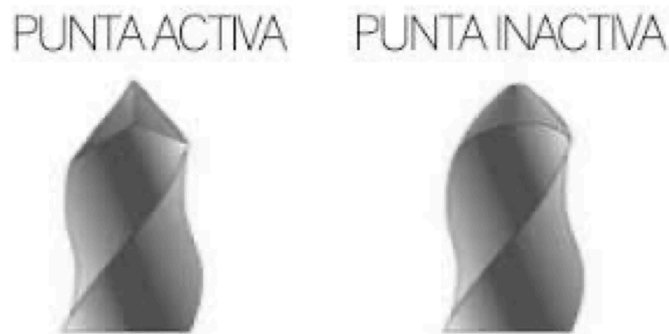


Figura 6. Tipos de punta

4.3 Instrumentación Rotatoria

4.3.1 Características

Los instrumentos rotatorios de níquel-titanio han ganado una gran popularidad debido a su flexibilidad superior, mayor capacidad de centrado del conducto y menor tiempo de preparación en comparación con las limas de acero inoxidable. (Kimura et al., 2020).

Sus propiedades de control de memoria de forma, super elasticidad y resistencia a la corrosión son las principales ventajas de su uso. Los errores de procedimiento asociados con los instrumentos tradicionales de acero inoxidable se han minimizado desde la introducción de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio. (Al-Obaida et al., 2019).

4.4 Clasificación

4.4.1 Movimiento Rotatorio

El movimiento rotatorio, introducido a fines de la década de 1980, todavía es empleado por la mayoría de los sistemas de preparación mecánica en el mercado actual. Se realiza mediante motores eléctricos y piezas de mano de contra-ángulo de reducción que impulsan las limas de níquel-titanio en rotación completa (360 °) dentro del conducto radicular. Sin embargo, se han propuesto nuevas técnicas mecanizadas en un intento de minimizar el riesgo de fractura de los instrumentos endodónticos. (Gavini et al., 2018).

4.4.2 Movimiento Reciprocante

La rotación reciprocante se ha introducido en la preparación del conducto radicular con la afirmación de que este tipo de movimiento implica la preparación total de los conductos radiculares con un solo instrumento rotatorio. El movimiento adoptado es una rotación repetida en el sentido horario y antihorario independientemente del torque durante la conformación. (Tokita et al., 2017). Además, la rotación reciprocante reduce el riesgo de fractura del instrumento porque los valores del ángulo de rotación con respecto a la dirección de corte están por debajo del ángulo en la tensión de torsión final; esto puede evitar la separación de los instrumentos reciprocantes porque alivia el estrés en el instrumento y reduce el riesgo de fatiga cíclica causada por la tensión y la compresión. (Tokita et al., 2017).

4.5 Fractura de Limas Endodónticas

La resistencia de una lima se debe a las fuerzas cohesivas entre átomos. Conforme se aplica fuerza, se deforma la lima, y por consecuencia, las fuerzas para separar los átomos se incrementan y sus atracciones disminuyen. La fractura ocurre cuando la fuerza de separación de los átomos supera a la fuerza de atracción (McSpadden., 2006). El fenómeno de la repetición de la fatiga cíclica del metal puede ser el factor más importante para la separación cuando los instrumentos son colocados en conductos curvos (Castelló et al., 2012).

4.5.1 Fátiga Cíclica

La fractura por fatiga cíclica es causada por el esfuerzo y la fatiga del metal, con este tipo de fractura, el instrumento gira libremente en un conducto acentuadamente curvo, pero en la misma longitud de trabajo, de esta manera, en la curva el instrumento dobla y ocurre la fractura, siendo este hecho considerado de elevada importancia en relación con la fractura de los instrumentos NiTi (Leonardo M, R et al., 2002). El término de fatiga cíclica se ha utilizado para describir la fractura de instrumentos de NiTi después de la rotación continua en un conducto curvo (Sattapan B et al., 2000). Los tratamientos termomecánicos mejoraron la resistencia a la fatiga cíclica de las limas de nueva generación en comparación con la de las limas NiTi convencionales (Mustafa Gündoğar., 2019).

4.6 Sistema Rotatorio DC-Taper^H

(SS White Dental, New Jersey)

El significado de la marca DC Taper^H (anteriormente llamado V Taper^{2H}) es en relación a las características de las limas; el significado de “Vtaper” es por el diseño en conicidad variable (Variable Taper en idioma inglés), el número “2” es debido a que es la segunda versión de las limas y la “H” por el tratamiento calórico que reciben las limas en el proceso de fabricación (Heat en inglés). DC Taper^H se desarrolló para ser utilizado como un instrumento rotatorio para rotación continua.

Las características, ventajas y beneficios de DC Taper^H se pudieron lograr debido al avance en los materiales y técnicas con los que las limas son fabricadas.

Estos avances se han desarrollado de acuerdo a las necesidades modernas de los tratamientos endodónticos, obteniendo instrumentos que logran, a diferencia de los instrumentos usados actualmente, la máxima conservación de la forma de los conductos radiculares, mayor conservación de dentina, instrumentos con bajo índice de fractura (separación).

Estas propiedades y beneficios ayudarán a los Endodóncistas a que puedan realizar procedimientos más conservadores, incrementando el éxito a largo plazo.

4.6.1 Flexibilidad:

DC Taper^H es un sistema de limas endodónticas, fabricadas de níquel titanio (NiTi), con un tratamiento calórico en el proceso de fabricación (Thermaflex). La flexibilidad está dada por varias características y beneficios:

- El mayor diámetro en D16 es de 1mm. (aún en la lima #50), esta característica física ayuda a una flexibilidad superior.
- Flexibilidad superior por el tratamiento calórico
- No presenta memoria de forma
- Instrumentación más anatómica de los conductos radiculares
- Menor probabilidad de crear escalones, desgastes laterales innecesarios o bordes rugosos
- Muy reducida posibilidad de perforación y transportación del foramen apical.
- Punta no cortante
- Pitch variable y angulación helicoidal variable; ayuda a evitar el efecto de tornillo

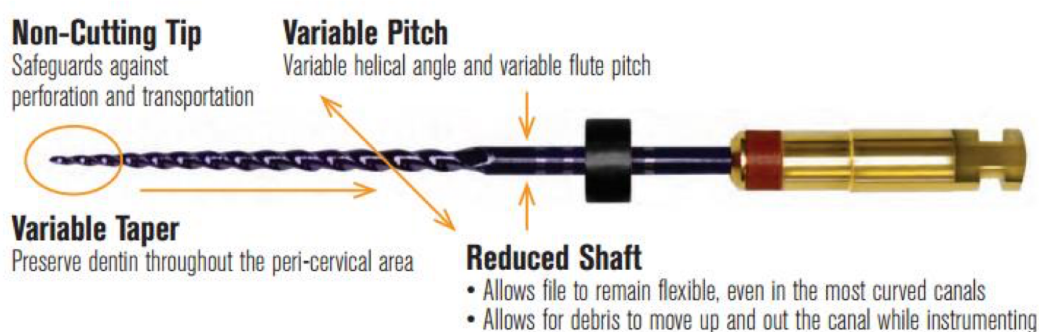


Figura 7. Características del instrumento DC taper^H. Tomado de catálogo de muestra (SS White Dental, New Jersey, USA)

El diseño de núcleo parabólico Safe-Core™ ofrece resistencia para proteger contra la separación y alta flexibilidad para una instrumentación exitosa incluso en los conductos más curvos.

Facilita el modelado apical profundo para crear un mejor acceso para la irrigación y la limpieza, y la obturación 3D.

El diseño de las limas DC Taper^H, es en base a conicidad variable, que asegura la instrumentación necesaria en el tercio apical del conducto radicular y permite la preservación de la dentina pericervical, dejando de esta manera piezas dentales con mayor cantidad de dentina y con mayor estructura para evitar fracturas.

File	A%	B%	C%	D%	D0	D12	wire
v04/17	4	2	2	0	0.17	0.49	0.60
v06/20	6	3	2	0	0.20	0.64	0.80
v07/22	7	3.5	2	0	0.22	0.72	0.80
v06/25	6	3	2	0	0.25	0.69	0.80
v08/25	8	4	2	0	0.25	0.81	1.00
v06/30	6	3	2	0	0.30	0.74	0.80
v08/30	8	4	2	0	0.30	0.94	1.00
v06/35	6	3	2	0	0.35	0.79	1.00
v06/40	6	3	2	0	0.40	0.84	1.00
v06/45	6	3	2	0	0.45	0.89	1.00
v06/50	6	3	2	0	0.50	0.94	1.00

Tabla1. Tabla de conicidad variable. Tomado de catálogo de muestra (SS White Dental, New Jersey, USA)

4.6.2 Fortaleza

El corte transversal del sistema DC Taper^H es una triple parábola, con ángulos de corte ligeramente positivos. Esto permite, que la cantidad de NiTi en el núcleo de las limas DC Taper^H le confiera una gran resistencia al estrés torsional y menor probabilidad de separación (fractura) de los instrumentos.

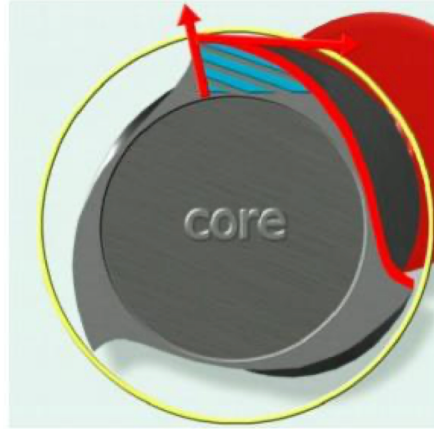


Figura 8. Sección Transversal. Tomado de catálogo de muestra (SS White Dental, New Jersey, USA).

4.6.3 Uso:

- DC taper^H se utiliza en el motor de rotación continua a una velocidad de 200-400 rpm (promedio 250 rpm)
- Torque: 2.4 a 2.6 n o 455 g/cm
- Se recomiendan 3-4 usos. Observar los instrumentos en cada uso y considerar la dificultad de cada caso para calcular la fatiga.
- Irrigación entre cada lima.
- Realizar el Glide Path con limas manuales (#6, 8, 10, 15) de acuerdo a cada caso.
- Irrigación con Hipoclorito de sodio.

4.7 Wave One Gold

(DentsplyMaillefer, Ballaigues, Switzerland)

En el año 2016 se presentó por primera vez el sistema de Instrumentación de conductos llamado Wave One® Gold (WOG), sucesor de Dentsply Sirona ya que anteriormente se llamaba Sistema Wave One® (WO), en el cuál se introdujo en el año 2011. El sistema WOG combina dos importantes puntos en la instrumentación: Tratamiento térmico de la aleación de NiTi y el movimiento recíprocante (Steinfort .,2017). El tratamiento térmico que ofrecen los instrumentos de rotación corresponde a ciclos predeterminados de enfriamiento y

calentamiento, en el cual le da el color y nombre a las limas Wave One Gold, ya que produce una capa superficial de Óxido de titanio que le da un aspecto dorado (De-Deus et al., 2017). Este proceso busca modificar la matriz cristalográfica de NiTi, alterando las temperaturas de transformación entre la fase austenita y martensita, creando instrumentos más flexibles, resistentes a la fatiga cíclica y con mayor capacidad de deformación (De-Deus et al., 2017; Peters et al., 2017; Shen et al., 2013).

La presentación de Wave One Gold esta en blisters preesterilizados listos para su uso. Presentan un instrumento más a la versión anterior, siendo ahora 4 limas en versión gold. En las cuales estan designadas el nombre como: Small, Primary, Medium y Large con colores en su mango para su identificación, los colores son amarillo, rojo, verde, y blanco. Las limas presentan tres diferentes longitudes: 21, 25 y 31 mm. Su mango es de 11mm para su mayor facilidad de manipulación y acceso a las piezas dentales posteriores. Las limas Wave One Gold disponen de conicidad variable en su porción activa tal y como se observa en la figura 10.



Figura 9. Diferentes conicidades en su porción activa. Tomado de catálogo de muestra (DentsplyMaillefer, Ballaigues, Switzerland).

El movimiento reciprocante es el mismo que el de la antigua Wave One, por lo que puede accionarse con el mismo motor y programa. En cuanto a las aleaciones y su diseño, el sistema Wave One Gold está fabricado en NiTi M- Wire y el nuevo Wave One Gold tiene un tratamiento térmico posterior a su fabricación, obteniendo una nueva aleación, denominada GOLD. El sistema Wave One tiene una sección triangular convexa pura de D9 a D16 y modificada de D1 a D8, en cambio el sistema Wave One Gold, presenta una sección de en

paralelogramo. La sección en paralelogramo permite reducir la masa del instrumento y proporcionar espacio para liberar detritus del conducto radicular en sentido coronario. Además esta sección proporciona una o dos aristas de corte dejando libres las restantes, lo cual minimiza el estrés torsional del instrumento, evitando el famoso taper lock. (bloqueo).

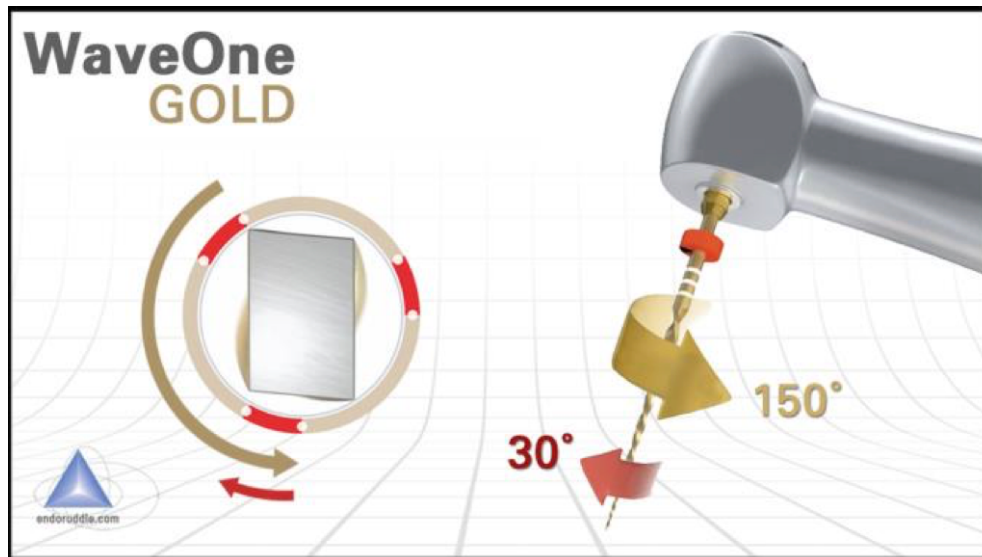


Figura 10. Movimiento recíprocante y sección transversal de la lima. Tomado de catálogo de muestra (DentsplyMaillefer, Ballaigues, Switzerland).

4.7.1 Características destacadas:

- La aleación Gold combina la flexibilidad con la resistencia a la fatiga cíclica y torsional, y a su vez es lo suficientemente rígida para optimizar la eficiencia de corte.
- Reduce la fuerza del instrumento contra la pared del conducto minimizando el transporte radicular.
- Los instrumentos presentan una conicidad variable, como todos los instrumentos de la marca, desde la llegada de Pro Taper, siendo en el Wave One Gold decreciente a partir de los 3 mm.

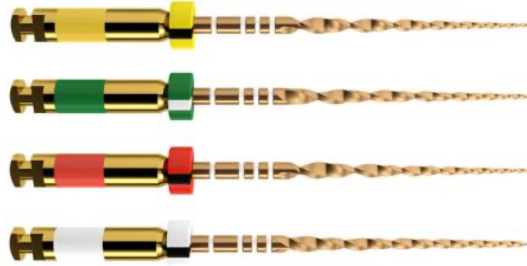


Figura 11. Aleación Gold. Tomado de catálogo de muestra (DentsplyMaillefer, Ballaigues, Switzerland)

4.7.2 Uso

1) Exploración de los 2/3 coronales del conducto con la lima tipo K n°8 y/o n° 10.

Posteriormente realizamos Glidepath hasta esos 2/3 del conducto previamente explorados.

Después del procedimiento previo, elegimos de las 4 limas de Wave One Gold.

- El 80% de los casos elegiremos la lima Primary 25 .07.
- En conductos muy estrechos y/o curvos elegiremos Small 20 .07.
- Conductos amplios o cuando no se consiga un calibrado apical con la Primary utilizaremos Medium 35 .06 o Large 45 .05 para casos de conductos más amplios.

2) Una vez elegida la lima Wave One Gold, y verificado el Glide Path de los 2/3 coronales, procedemos a preparar los accesos con la lima seleccionada.

3) El siguiente paso es permeabilizar el conducto hasta apical (una vez que ya hemos eliminado todas las interferencias coronales) y obtener la longitud de trabajo.

4) Con la longitud de trabajo establecida, llevar a cabo la instrumentación.

5. MÉTODOS

5.1 Universo de estudio

Se seleccionaron un total de 30 conductos simulados en un modelo de acero inoxidable, los cuales se dividieron en 2 grupos DC Taper^H y Wave One Gold.

5.2 Tamaño de la muestra.

Por las condiciones de la variable a evaluar del tipo cuantitativa (Desviación del eje central de los conductos radiculares) donde, además, se trata de una población infinita se estima el tamaño de la muestra con la aplicación de la siguiente fórmula general:

$$n = \frac{z^2 s^2}{e^2}$$

Para el presente proyecto se determinaron los siguientes valores obtenidos del artículo “*Comparison of cyclic fatigue resistance of 5 Heat-treated Nickel-titanium Reciprocating Systems in Canals with Single and Double Curvatures*” y que han sido definidos para determinar el tamaño de la muestra:

$z = 1.96$ para 95% confiabilidad

$\sigma = 0.19$

$e = 0.068$

Para obtener el tamaño de la muestra se sustituyen los valores y se obtiene que:

$$n = \frac{z^2 s^2}{e^2} \quad n = \frac{(1.96)^2 (0.11)^2}{(0.039)^2} \quad n = 30$$

De aquí se obtuvo que el número total de instrumentos fueron 30, de los cuales 15 fueron DC Taper y 15 Wave One Gold y se utilizaron para instrumentar los 3 conductos simulados con diferentes curvaturas 25°, 45°, 90°, los cuales cumplía con los diferentes criterios de inclusión y exclusión definidas para el presente estudio.

En base a esto se clasificaron en los siguientes grupos:

- a) Grupo 1: 15 instrumentos DC Taper^H (SS White Dental, New Jersey)
- b) Grupo 2: 15 instrumentos Wave One Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland).

5.3 Criterios de Selección

5.3.1 Criterios de Inclusión

- Instrumentos DC Taper^H y Wave One Gold.
- Instrumentos de 25 mm.
- Conductos simulados con curvaturas de 25°, 45° y 90°.

5.3.2 Criterios de Exclusión

- Instrumentos rotatorios y reciprocantes que presenten un defecto de fábrica.
- Instrumentos rotatorios y reciprocantes que el empaque tenga el sello de seguridad roto.

5.3.3 Criterios de Eliminación

- Instrumentos rotatorios y reciprocantes que en el proceso del experimento sufran un accidente.
- Instrumentos rotatorios y reciprocantes que por accidente se caiga al piso por movimiento inesperado de la base del modelo.

5.4 Descripción de procedimientos

5.4.1 Selección de instrumentos

Los dos grupos de instrumentos (DC Taper^H y Wave One Gold) se activaron con la utilización del motor SmartX. Cada uno de estos sistemas se activaron según las revoluciones

por minuto y torque recomendados por el fabricante en movimiento Reciprocante (Wave One Gold) ver figura 9, y Rotatorio (DC Taper^H 250 rpm) ver figura 7.

La medición de la fatiga cíclica se realizó en un dispositivo de acero inoxidable con tres curvaturas diferentes 25°, 45°, 90° ver figura 12. Diseñado específicamente para este estudio, con una longitud de 153 mm por 24 mm de ancho y 89 de alto, con un radio de curvatura de 2 mm, cada conducto artificial presentó un diámetro de 1.5 mm y una profundidad de 1.5 mm.

Se realizó por erosionado, penetración y una fresadora, obteniendo con esto un tratamiento más ideal en la calidad y un mayor pronóstico a futuro.



Figura 12. Dispositivo acero inoxidable con 3 curvaturas diferentes.



Figura 13. Dispositivo acero inoxidable con 3 curvaturas diferentes.

El dispositivo, se fijó a la máquina Shimadzu Modelo AG-X (1kN-100kN), ver figura14 y el instrumento a probar se introdujó en el motor X Smart.

La cabeza del motor se fijó a la máquina Shimadzu para lograr ejercer la misma fuerza y presión al introducir cada uno de los instrumentos al conducto, con una configuración ya determinada, para que todos los instrumentos puedan entrar a la misma longitud. La velocidad de desplazamiento fija del equipo fue de **50 mm/min**.



Figura14.Máquina Shimadzu,
AG-X (1kN-100kN)

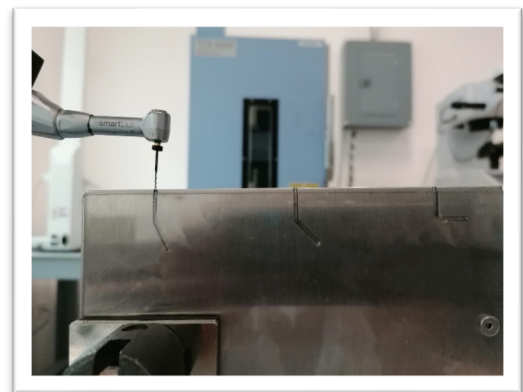


Figura 15. Instrumento DC Taper^H en
ángulo de 25°



Figura 16. Instrumento DC Taper^H en ángulo de 45°



Figura 17. Instrumento DC Taper^H en ángulo de 90°

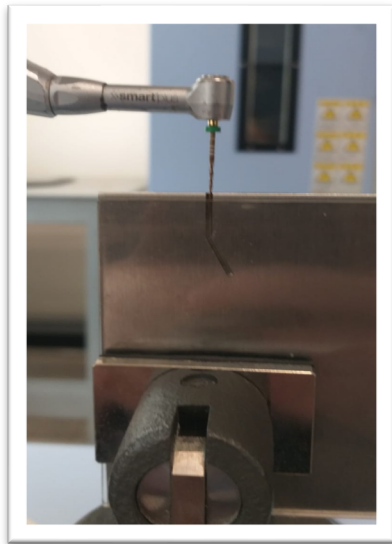


Figura 18. Instrumento Wave One Gold ángulo de 25°



Figura 19. Instrumento Wave One Gold en ángulo de 45°



Figura 20. Instrumento Wave One Gold en ángulo de 90°

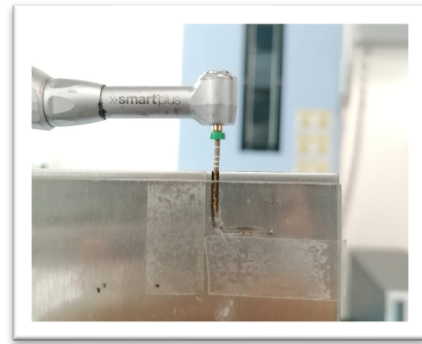


Figura 21. Instrumento Wave One Gold en ángulo de 90°



Figura 22. Instrumentos Wave One Gold fracturados

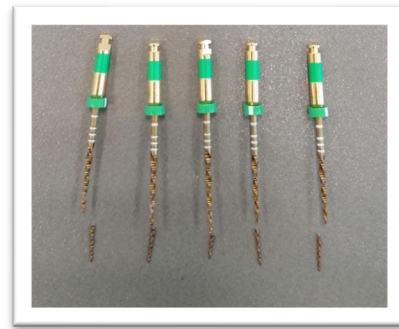


Figura 23. Instrumentos Wave One Gold fracturados



Figura 24. Instrumentos Wave One Gold fracturados

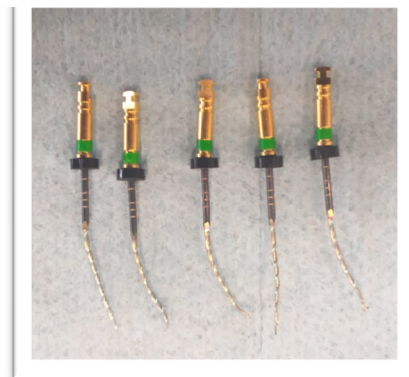


Figura 25. Instrumentos DC Taper^H no llegaron a fracturarse



Figura 26. Instrumentos DC Taper^H fracturados.

Durante el procedimiento, se registraron los segundos que se obtuvieron con el instrumento hasta la fractura, y se arrojaron los datos en la gráfica al momento exacto de la separación del instrumento.

Una vez que el instrumento ocasionó la fractura, se detuvo la gráfica, en el cuál se registró de manera automática todos los datos obtenidos durante el examen del instrumento y se organizaron los datos en una tabla del sistema Bluehill.

El acrílico de la placa de acero inoxidable se desatornilla y se puede volver a ensamblar.

Este procedimiento se repitió con cada uno de los instrumentos y los resultados se capturaron en las tablas de word de cada uno de los grupos que se analizaron.

5.5 Análisis estadístico.

Los datos obtenidos fueron analizados mediante la prueba t student de diferencia de medias para muestras independientes con 95% de confiabilidad.

6. Resultados

6.1 Prueba de Fatiga Cíclica

Tabla 1.

Prueba t de para comparación de resistencia a la fatiga cíclica (N) por grupo de instrumento y grado de curvatura

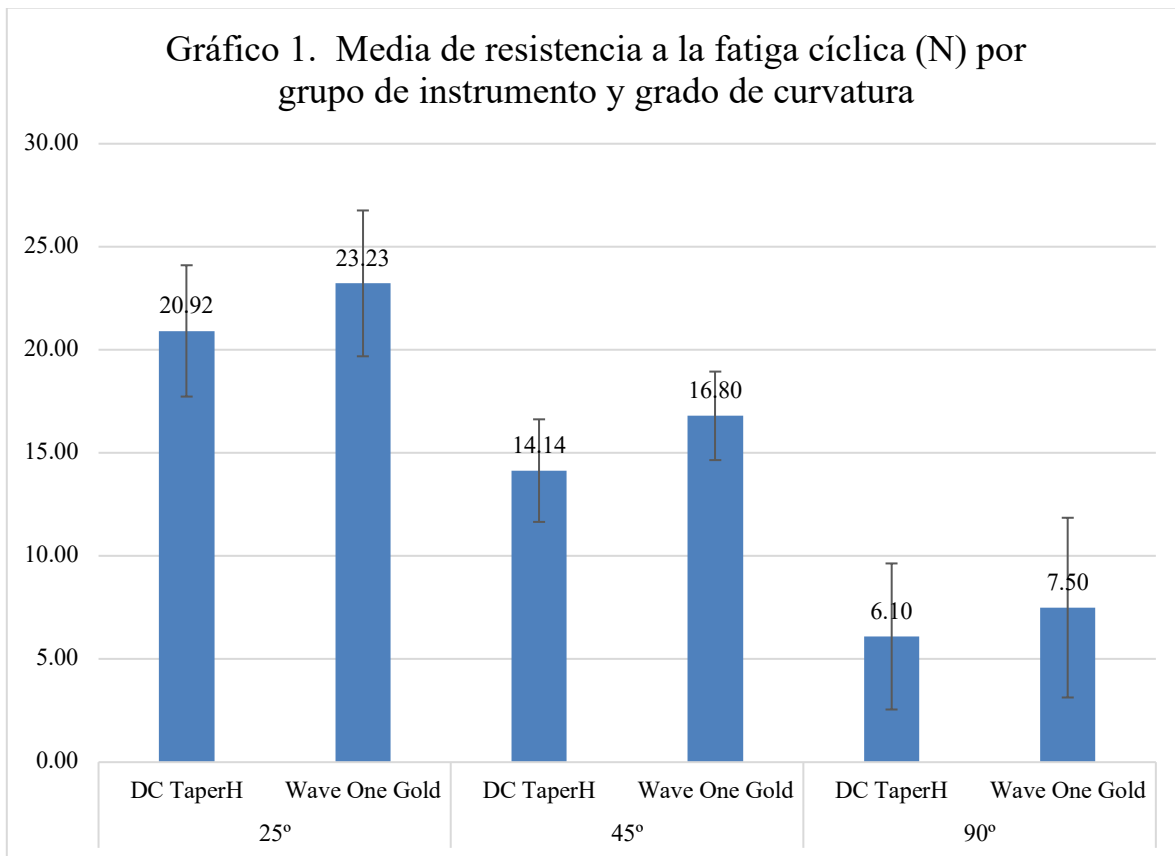
		Media	DE	Var	IC 95%	Prueba t	Valor p	
25°	DC Taper ^H	20.92	3.19	10.14	16.97	24.87	6.77	0.0090
	Wave One Gold	23.23	3.54	12.51	18.83	27.62		
45°	DC Taper ^H	14.14	2.49	6.19	11.05	17.23	6.42	0.0010
	Wave One Gold	16.80	2.15	4.61	14.13	19.47		
90°	DC Taper ^H	6.10	3.54	12.55	2.99	9.20	-70.03	0.000
	Wave One Gold	7.50	4.36	19.00	3.68	11.32		

La estadística descriptiva del tiempo en segundos de cada uno de los 2 grupos experimentales se observa en la Tabla I. Se empleó la prueba comparativa de t student donde se encontró la mayor resistencia a la fatiga cíclica de acuerdo con los siguientes grupos.

Se observó que, en el ángulo de 25°, el sistema Wave One Gold tuvo una media de 23.23 ± 3.54 N, mientras que el sistema DC Taper^H mostró una media de 20.92 ± 3.19 N, por tanto fue posible concluir que ambos grupos muestran una diferencia estadísticamente significativa ($p=0.0090$).

Con respecto a las evaluaciones en el ángulo de 45°, el sistema DC Taper^H mostró una media de 14.14±2.49 N, mientras que el sistema Wave One Gold (16.80±2.15 N) evidenció resultados significativamente mayores (p=0.0010)

Por último, la evaluación en el ángulo de 90°, el el sistema Wave One Gold tuvo una media de 7.50±4.36 N, mientras que el sistema DC Taper^H mostró una media de 6.10±3.19 N, por lo que es posible concluir que ambos grupos muestran una diferencia estadísticamente significativa entre ellos (p=0.0001).



Para el instrumento marca DC Taper^H, a medida que incrementa el ángulo de trabajo en valores de 25°, 45° y 90°, también lo hace su resistencia a la fatiga en 0.30N, 0.83N y 3.21N respectivamente. Sin embargo, para el modelo Wave One Gold, aunque se mantiene la

tendencia a un aumento en la resistencia a la fatiga desde 0.65N, 2.26N y 3.81N a medida que se incrementa el ángulo de trabajo hasta 25°, 45° y 90° respectivamente, claramente esta resistencia es más significativa en comparación a la del instrumento DC Taper^H.

Independientemente del ángulo de trabajo, lo anterior no necesariamente significa que el instrumento Wave One Gold sea el mejor debido a que tiene una mejor resistencia a la fatiga que el instrumento DC Taper^H; ya que en términos de distancia de penetración del instrumento, la marca DC Taper^H en promedio mantuvo una distancia de penetración de 8.9 mm antes de que ocurriera su fractura, mientras que para la marca Wave One Gold, la distancia promedio de penetración antes de la fractura es de 5.65mm.

Evidentemente, tales resultados nos indican que para aplicaciones un poco más superficiales y de desgaste intenso del material, el instrumento más adecuado sería la marca Wave One Gold debido a su alta resistencia a la fatiga; pero si se busca un desgaste moderado y más profundo, el instrumento adecuado sería la marca DC Taper^H debido a su mayor flexibilidad y menor resistencia a la fatiga.

7. Discusión

Una de las dificultades más comunes durante el tratamiento de endodoncia es la fractura de los instrumentos. Las limas se fracturan principalmente debido a la fatiga cíclica, por esta razón los fabricantes tienen como objetivo mejorar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos, alterando la metalurgia, el diseño y la cinemática de las limas mediante los tratamientos térmicos aplicados a las limas. Por esta razón, el objetivo del presente estudio fue comparar la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas DC Taper^H y Wave One Gold.

De acuerdo al procedimiento realizado se pudo obtener una excelente evaluación estadística para el área de Endodoncia, en la que el instrumento Wave One Gold mostró una mayor capacidad de resistencia a la fatiga cíclica. Del mismo modo You et al., 2010 demostró que el movimiento recíprocante puede extender la vida de fatiga cíclica de un instrumento de níquel titanio, al compararse con el movimiento de rotación continua. Esta mayor resistencia se desarrolla por el menor efecto de acumulación de tensión cíclica, que este influye negativamente en la resistencia a la fatiga para los instrumentos que giran continuamente en movimiento rotatorio. Plotino et al., 2012). También se ha encontrado que el movimiento recíprocante contribuye a la seguridad de los instrumentos, ya que cuando este se atora en la dentina durante el movimiento horario, el subsecuente movimiento antihorario va a desenganchar el instrumento, reduciendo así el estrés torsional y por consecuencia la incidencia de fractura, debido al famoso taperlock, mencionado por Giuliani et al., 2014.

En el presente estudio, se comparó la resistencia a la fatiga cíclica in vitro de diferentes sistemas; DC Taper^H y Wave One Gold. En los resultados se obtuvo que el grupo recíprocante tuvo mayor resistencia a la fatiga cíclica que el grupo rotatorio, acorde a lo mencionado por El Feky HM et al., 2019, analizaron en una revisión sistemática el efecto del tipo de movimiento en la fatiga cíclica de los instrumentos NiTi, donde reportaron que el movimiento recíprocante favorece a la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos en endodoncia, comparado a aquellos de rotación continua y esto, independientemente de otras variables, como la velocidad de rotación, el ángulo de la curvatura de los conductos simulados, diámetro, conicidad o superficie de los instrumentos examinados.

A pesar de que la comparación entre diferentes sistemas de instrumentación rotatoria es difícil de realizar, debido a lo ya antes mencionado, se incluyeron para este estudio instrumentos que tuvieran similitud en su diámetro y conicidad lo más posible, siendo el instrumento rotatorio: DC Taper^H con diámetro de 0.395 mm, conicidad de .08 mm y longitud de 25 mm y el instrumento recíprocante Wave One Gold con diámetro 035 mm, conicidad de .06 mm y longitud de 25 mm.

Todos los instrumentos se probaron en un dispositivo de acero inoxidable, que se diseñó específicamente para este estudio, donde los conductos 25°, 45°, 90° simulaban los conductos que se nos llegan a presentar en la clínica día a día. De la misma manera, Zhao et al., 2014 seleccionaron para su estudio molares inferiores con curvatura en el conducto de 25° y 35°, Zanette et al., 2014, donde eligieron molares superiores con el mismo grado de curvatura 25° y 35° grados. El ángulo de 45° y 90° se seleccionó de la misma manera que Özyürek T et al., 2018 en su estudio y se realizaron a través del dispositivo de fatiga cíclica descrito anteriormente. Se colocó y fijó la pieza de mano de reducción 16: 1 (X-Smart Plus, Dentsply Maillefer, Baillagues, Suiza) sobre una estructura cuadrada de polimetilmetacrilato utilizando cuatro fijaciones y los sistemas de conductos radiculares artificiales se colocaron en una estructura cuadrada de polimetilmetacrilato fijada por dos fijaciones a la estructura anterior de polimetilmetacrilato por lo tanto se coincide en la misma metodología y el instrumento Wave One Gold obtuvo mayor resistencia a la fatiga cíclica. (Sanchez et al., 2020).

En el estudio de (Whipple et al., 2009) se evaluó la fatiga cíclica de los instrumentos ProTaper y VTaper, la prueba se realizó mediante un cilindro de acero con una ranura en un archivo de una curva de radio de 5 o 10 mm. El modelo utilizado en el presente estudio también tenía un cilindro y una plantilla para sostener una lima en una curva de radio de 5 mm, pero la ranura estaba en el cilindro mismo tal como en el estudio que se realizó con una estructura cuadrada de polimetilmetacrilato utilizando cuatro fijaciones y los sistemas de conductos radiculares mencionados anteriormente.

En el estudio de Oh S et al., en el 2020 evaluó la fatiga cíclica de los instrumentos Wave One Gold, Reciproc blue y Hyflex EDM, la prueba se realizó en un canal artificial, que tenía un

ángulo de curvatura de 40° y un radio de 5 mm. El modelo utilizado en el presente estudio también tenía un cilindro y una plantilla para sostener una lima en una curva de radio de 5 mm, pero la ranura estaba en el cilindro mismo. Tal como se realizó en el presente estudio y se obtuvieron resultados similares con la misma placa de acero inoxidable.

8. Conclusiones

Bajo las condiciones experimentales del presente estudio, se llegó a las siguientes conclusiones:

1. Wave One Gold mostró la mayor resistencia a la fatiga cíclica, seguido de DC Taper^H.
2. El grupo de movimiento recíprocante tuvo mayor resistencia a la fatiga cíclica que el grupo de movimiento rotatorio.

9. RECOMENDACIONES

Como continuación de esta investigación se puede repetir este experimento:

1. Comparando las diferentes aleaciones de los sistemas de instrumentación. Esto quiere decir que sin importar el sistema a evaluar, todos los sistemas se activarían a las mismas revoluciones, mismo torque y misma cinemática, en este caso se buscaría analizar la fatiga cíclica de la aleación en sí y no del instrumento.
2. También se puede adaptar la placa de acero inoxidable agregando un ángulo intermedio de 65° para observar el comportamiento del instrumento en los diferentes ángulos.

10. LITERATURA CITADA

Al-Obaida, M. I., Merdad, K., Alanazi, M. S., Altwaijry, H., AlFaraj, M., Alkhamis, A. A., & Al-Madi, E. M. (2019). Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of 5 Heat-treated Nickel-titanium Reciprocating Systems in Canals with Single and Double Curvatures. *Journal of endodontics*, 45(10), 1237–1241. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2019.06.011>

Barnes, J. J., & Patel, S. (2011). Contemporary endodontics - part 1. *British dental journal*, 211(10), 463–468. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2011.964>

Capar, I. D., Ertas, H., & Arslan, H. (2014). Comparison of cyclic fatigue resistance of nickel-titanium coronal flaring instruments. *Journal of endodontics*, 40(8), 1182–1185. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.12.031>

Castelló-Escrivá, R., Alegre-Domingo, T., Faus-Matoses, V., Román-Richon, S., & Faus-Llácer, V. J. (2012). In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *Journal of endodontics*, 38(11), 1521–1524. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.07.010>

Darcey, J., Taylor, C., Roudsari, R. V., Jawad, S., & Hunter, M. (2015). Modern Endodontic Principles Part 3: Preparation. *Dental update*, 42(9), 810–822. <https://doi.org/10.12968/denu.2015.42.9.810>

El Feky, H. M., Ezzat, K. M., & Bedier, M. M. A. (2019). Cyclic fatigue resistance of M-Pro and RaCe Ni-Ti rotary endodontic instruments in artificial curved canals: a comparative *in vitro* study. *Restorative dentistry & endodontics*, 44(4), e44. <https://doi.org/10.5395/rde.2019.44.e44>

Gambarini G, Milana V, Pongione G, Rizzo F, Testarelli L. (2009). Como mejorar la instrumentación con níquel-titanio en endodoncia: consejos clínicos e innovación tecnológica. *Revista Sociedad Endodoncia de Chile*, 20(1):16-21.

Gavini, G., Santos, M. D., Caldeira, C. L., Machado, M. E. L., Freire, L. G., Iglecias, E. F., Peters, O. A., & Candeiro, G. T. M. (2018). Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian oral research*, 32(suppl 1), e67. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067>

Ha, J. H., Kim, S. K., Cohenca, N., & Kim, H. C. (2013). Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *Journal of endodontics*, 39(3), 389–393. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.11.028>.

Hülsmann, M., Herbst, U., & Schäfers, F. (2003). Comparative study of root-canal preparation using Lightspeed and Quantec SC rotary NiTi instruments. *International endodontic journal*, 36(11), 748–756. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2003.00725.x>

Keratiotis, G., Kournetas, N., Agrafioti, A., & Kontakiotis, E. G. (2019). A comparative evaluation of two working length determination methods. *Australian endodontic journal : the journal of the Australian Society of Endodontology Inc*, 45(3), 331–336. <https://doi.org/10.1111/aej.12321>

Kimura, S., Ebihara, A., Maki, K., Nishijo, M., Tokita, D., & Okiji, T. (2020). Effect of Optimum Torque Reverse Motion on Torque and Force Generation during Root Canal Instrumentation with Crown-down and Single-length Techniques. *Journal of endodontics*, 46(2), 232–237. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2019.11.007>

Knowles, K. I., Ibarrola, J. L., & Christiansen, R. K. (1996). Assessing apical deformation and transportation following the use of LightSpeed root-canal instruments. *International endodontic journal*, 29(2), 113–117. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.1996.tb01171.x>

Kuzekanani M. (2018). Nickel-Titanium Rotary Instruments: Development of the Single-File Systems. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 8(5), 386–390. https://doi.org/10.4103/jispcd.JISPCD_225_18

Kuzekanani, M., Walsh, L. J., & Yousefi, M. A. (2009). Cleaning and shaping curved root canals: Mtwo vs ProTaper instruments, a lab comparison. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*, 20(3), 268–270. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.57355>

Leonardo M, R., Toledo R.. Sistemas rotatórios en endodoncia instrumentos de níquel-titanio. Editorial Artes Médicas Ltda. Sao Paulo, Brasil. 2002 3-26, 295,296,297.

Özyürek, T., Gündoğar, M., Uslu, G., Yılmaz, K., Staffoli, S., Nm, G., Plotino, G., & Polimeni, A. (2018). Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. *Odontology*, 106(4), 408–413. <https://doi.org/10.1007/s10266-018-0340-y>

Parashos, P., & Messer, H. H. (2006). Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of endodontics*, 32(11), 1031–1043. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2006.06.008>

Pedrinha, V. F., Brandão, J. M. D. S., Pessoa, O. F., & Rodrigues, P. A. (2018). Influence of File Motion on Shaping, Apical Debris Extrusion and Dentinal Defects: A Critical Review. *The open dentistry journal*, 12, 189–201. <https://doi.org/10.2174/1874210601812010189>

Pedullà, E., Grande, N. M., Plotino, G., Gambarini, G., & Rapisarda, E. (2013). Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 39(2), 258–261. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.10.025>

Peters OA. Retos y conceptos actuales en la preparación de los conductos radiculares: revisión. *Rev Esp Endod*. 2004;22(4):252-7.

Peters, O. A., Gluskin, A. K., Weiss, R. A., & Han, J. T. (2012). An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *International endodontic journal*, 45(11), 1027–1034. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2012.02067.x>

Pirani, C., Cirulli, P. P., Chersoni, S., Micele, L., Ruggeri, O., & Prati, C. (2011). Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 37(7), 1013–1016. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.04.009>

Ruddle, C. J., Machtou, P., & West, J. D. (2013). The shaping movement: fifth-generation technology. *Dentistry today*, 32(4), 94–99.

Sattapan, B., Nervo, G. J., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of endodontics*, 26(3), 161–165. <https://doi.org/10.1097/00004770-200003000-00008>

Shen, Y., Zhou, H. M., Wang, Z., Campbell, L., Zheng, Y. F., & Haapasalo, M. (2013). Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*, 39(7), 919–923. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.04.004>

Singh H, Kapoor P. Hyflex CM and EDM files: Revolutionizing the art and science of endodontics. *J Dent Health Oral Disord Ther*. 2016; 5:00182.

Siqueira Junior, J. F., Rôças, I. D. N., Marceliano-Alves, M. F., Pérez, A. R., & Ricucci, D. (2018). Unprepared root canal surface areas: causes, clinical implications, and therapeutic strategies. *Brazilian oral research*, 32(suppl 1), e65. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0065>

Tabassum, S., & Khan, F. R. (2016). Failure of endodontic treatment: The usual suspects. *European journal of dentistry*, 10(1), 144–147. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.175682>.

Tomson, P. L., & Simon, S. R. (2016). Contemporary Cleaning and Shaping of the Root Canal System. *Primary dental journal*, 5(2), 46–53. <https://doi.org/10.1308/205016816819304196>.

Topçuoğlu, H. S., Topçuoğlu, G., Akti, A., & Düzgün, S. (2016). In Vitro Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal Instruments in a Canal with a Double Curvature. *Journal of endodontics*, 42(6), 969–971. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.03.010>.

Tokita, D., Ebihara, A., Miyara, K., & Okiji, T. (2017). Dynamic Torsional and Cyclic Fracture Behavior of ProFile Rotary Instruments at Continuous or Reciprocating Rotation as Visualized with High-speed Digital Video Imaging. *Journal of endodontics*, 43(8), 1337–1342. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.03.024>.

Tsujimoto, M., Irifune, Y., Tsujimoto, Y., Yamada, S., Watanabe, I., & Hayashi, Y. (2014). Comparison of conventional and new-generation nickel-titanium files in regard to their physical properties. *Journal of endodontics*, *40*(11), 1824–1829. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.06.009>

Vadhana, S., SaravanaKarthikeyan, B., Nandini, S., & Velmurugan, N. (2014). Cyclic fatigue resistance of RaCe and Mtwo rotary files in continuous rotation and reciprocating motion. *Journal of endodontics*, *40*(7), 995–999. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.12.010>.

Wells, C., Dulong, C., & McCormack, S. (2019). *Vital Pulp Therapy for Endodontic Treatment of Mature Teeth: A Review of Clinical Effectiveness, Cost-Effectiveness, and Guidelines*. Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health.

Yun, H. H., & Kim, S. K. (2003). A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, *95*(2), 228–233. <https://doi.org/10.1067/moe.2003.92>.

Zaiden Loureiro, M. A., Souza Calefi, P. H., Ribeiro, T. E., Vivan, R. R., Hungaro Duarte, M. A., Correia de Siqueira, P., & Decurcio, D. A. (2022). Cyclic Fatigue and Torsional Strength of a New Thermally Treated Reciprocating System. *European endodontic journal*, *7*(3), 198–202. <https://doi.org/10.14744/ej.2022.88700>.

11. RESUMEN BIOGRÁFICO

Carolina Ruiz Rendón
Candidato para el Grado de
Maestro en Ciencias en el Área de Endodoncia

Tesis: "EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DE DOS INSTRUMENTOS. UN ESTUDIO IN VITRO"

Campo de Estudio: Ciencias de la Salud

Datos Personales: Nacida en Monterrey, Nuevo León el 23 de Mayo de 1997.

Educación: Egresado de la Universidad Autónoma de Nuevo León, grado obtenido:
Cirujano Dentista

Experiencia profesional : Al término de mis estudios de Licenciatura, realicé por un año el Servicio Social en el Centro de especialidades dentales para después iniciar mi preparación de Especialidad en Endodoncia en el Posgrado de Endodoncia UANL.

